



**Université de Liège**  
Faculté de Médecine

Département des Sciences de la Motricité  
*Service d'Evaluation et Entraînement des Aptitudes Physiques*  
*Professeur J.M. Crielaard*

---

Mise au point d'un dynamomètre  
spécifique de la puissance musculaire

**Boris Jidovtseff**

Licencié en Education Physique

Mémoire présenté en vue de l'obtention  
du grade de Docteur en Education Physique

---

**Année Académique**

2005-2006

# Table des matières

<b>Table des matières</b> .....	<b>1</b>
<b>Liste des Figures</b> .....	<b>4</b>
<b>Liste des Tableaux</b> .....	<b>9</b>
<b>Abréviations</b> .....	<b>12</b>
<b>CHAPITRE I : ETAT DE LA QUESTION</b> .....	<b>14</b>
<b>A. Introduction</b> .....	<b>15</b>
<b>B. Facteurs neuromusculaires de la performance sportive</b> .....	<b>16</b>
I. La force.....	17
II. La vitesse.....	19
III. La durée.....	21
<b>C. Evaluation musculaire</b> .....	<b>23</b>
I. Introduction .....	23
II. Evaluation en CCO ou en CCF ? .....	24
III. Evaluations classiques .....	25
IV. Le dynamomètre iso-inertiel.....	31
<b>OBJET DE NOTRE TRAVAIL</b> .....	<b>32</b>
<b>CONTRIBUTION PERSONNELLE</b> .....	<b>35</b>
<b>CHAPITRE II : MISE AU POINT D'UN DYNAMOMETRE ISO-INERTIEL</b> .....	<b>36</b>
<b>A. Introduction</b> .....	<b>37</b>
<b>B. Développement d'un dynamomètre original combinant capteur de déplacement et accéléromètre</b> .....	<b>38</b>
I. Eléments du dynamomètre iso-inertiel .....	39
II. Instruments virtuels d'analyse des données.....	41
<b>C. Validité, reproductibilité et calibrage des capteurs</b> .....	<b>44</b>
I. Validité et reproductibilité des capteurs.....	44
II. Calibrage des capteurs.....	45
III. Précision des mesures .....	46
<b>D. Validité et reproductibilité du dynamomètre iso-inertiel</b> .....	<b>47</b>
I. Matériel et Méthode.....	48
II. Résultats.....	55

III.	Discussion.....	61
<b>CHAPITRE III : CARACTERISTIQUES DE L'EVALUATION ISO-INERTIELLE.....</b>		<b>64</b>
<b>A.</b>	<b>Modalités du développé couché.....</b>	<b>65</b>
I.	Introduction.....	65
II.	Matériel et méthodes.....	68
III.	Analyse statistique.....	71
IV.	Résultats.....	72
V.	Discussion.....	77
<b>B.</b>	<b>Evaluation de la relation F-V-P.....</b>	<b>83</b>
I.	Introduction.....	83
II.	Matériel et méthode.....	84
III.	Traitement statistique.....	87
IV.	Résultats.....	88
V.	Discussion.....	105
<b>C.</b>	<b>Evaluation de la fatigabilité musculaire.....</b>	<b>119</b>
I.	Introduction.....	119
II.	Matériel et méthode.....	120
III.	Analyses statistiques.....	123
IV.	Résultats.....	124
V.	Discussion.....	135
<b>CHAPITRE IV : INFLUENCE DE L'ACTIVITE SPORTIVE.....</b>		<b>145</b>
<b>A.</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>146</b>
<b>B.</b>	<b>Méthodologie.....</b>	<b>147</b>
I.	Populations.....	147
II.	Description de l'étude.....	148
III.	Statistiques.....	148
<b>C.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>149</b>
I.	Evaluation du profil F-V-P.....	149
<b>D.</b>	<b>Discussion.....</b>	<b>158</b>
I.	Influence d'une activité sportive générale.....	158
II.	Influence d'une activité sportive spécifique.....	159
<b>CHAPITRE V : INFLUENCE D'UN ENTRAINEMENT SPECIFIQUE.....</b>		<b>164</b>
<b>A.</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>165</b>
<b>B.</b>	<b>Matériel et méthodes.....</b>	<b>166</b>
I.	Populations.....	166
II.	Protocole expérimental.....	167

III.	Entraînement.....	168
IV.	Statistiques .....	171
<b>C.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>172</b>
I.	Influence d'un entraînement en FORCE ou en VITESSE sur la performance iso-inertielle	172
II.	Influence d'un entraînement en RESISTANCE sur la performance iso-inertielle.....	179
<b>D.</b>	<b>Discussion.....</b>	<b>186</b>
I.	Influence d'un entraînement en force ou en vitesse .....	186
II.	Influence d'un entraînement en résistance.....	193
 <b>CHAPITRE VI : EVALUATION ISO-INERTIELLE VERSUS ISOCINETIQUE ?.....</b>		<b>198</b>
<b>A.</b>	<b>Introduction .....</b>	<b>199</b>
<b>B.</b>	<b>Matériel et méthodes .....</b>	<b>200</b>
I.	Populations .....	200
II.	Evaluation Iso-inertielle .....	201
III.	Evaluation isocinétique.....	201
IV.	Analyse statistique .....	202
<b>C.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>203</b>
I.	Relations entre les profils F-V (-P).....	203
II.	Relations entre les épreuves de résistance à la fatigue.....	206
III.	Effets de l'entraînement sur la performance isocinétique.....	208
<b>D.</b>	<b>Discussion.....</b>	<b>211</b>
I.	Evaluation isocinétique du coude.....	211
II.	Comparaison des deux méthodes .....	212
III.	Sensibilité aux effets de l'entraînement.....	218
 <b>CONCLUSIONS GENERALES.....</b>		<b>223</b>
I.	Le concept de l'évaluation iso-inertielle.....	224
II.	Mise au point dynamométrique.....	224
III.	Caractéristiques de l'évaluation iso-inertielle.....	225
IV.	Sensibilité de l'évaluation iso-inertielle.....	229
V.	Intérêts, limites et perspectives.....	230
 <b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>		<b>232</b>
 <b>ANNEXES .....</b>		<b>259</b>

## Liste des Figures

Figure I.1 – Paramètres de l'effort musculaire : Modèle d'Edgerton [1976], modifié par Miller [1997a]. .....	16
Figure I.2 – Pourcentage de la force maximale développée par un sarcomère en fonction de sa longueur et du recouvrement actomyosine [d'après Edman, 2003]. .....	17
Figure I.3 – Profil isocinétique (force-vitesse) pour les fléchisseurs et extenseurs du genou lors de contractions concentriques et excentriques [d'après Croisier, 1996]. .....	28
Figure II.1 – Capteur de déplacement PT5DC (Celesco). .....	39
Figure II.2 – Accéléromètre 3140 (ICSensors). .....	39
Figure II.3 – Illustration de l'acquisition du déplacement et de l'accélération par un instrument virtuel Labview® .....	41
Figure II.4 – Illustration du filtrage des signaux « déplacement » et « accélération » dans un instrument virtuel Labview® .....	42
Figure II.5 – Illustration de l'acquisition de la vitesse par dérivée première du déplacement dans un instrument virtuel Labview® .....	42
Figure II.6 – Illustration de l'acquisition de la puissance par le produit de la vitesse et de la force dans un instrument virtuel Labview®. Représentation des icônes associées au calcul des paramètres maximaux et moyens de la puissance. ....	43
Figure II.7 – Illustration de la sauvegarde des données dans un instrument virtuel Labview® .....	43
Figure II.8 – Evolution du déplacement du câble du capteur de déplacement lorsqu'il est à l'équilibre avec les différentes charges lests. ....	44
Figure II.9 – Régression linéaire définissant l'évolution du déplacement mesuré en fonction du déplacement réel. ....	45
Figure II.10 – Banc de musculation multipower MP433 de SALTER. ....	48
Figure II.11 – Taquets de sécurité et pastilles. ....	49
Figure II.12 – Installation de l'accéléromètre et du capteur de déplacement. ....	49
Figure II.13 – Système de poulie lors de la simulation de mouvement. ....	50
Figure II.14 – Décomposition des forces lors de la simulation de mouvement utilisant une poulie simple. ....	50
Figure II.15 – Déplacement de la barre en fonction du temps lors d'un développé couché. ....	52
Figure II.16 – Vmax et Vmoy en fonction du temps lors d'un développé couché. ....	53
Figure II.17 – Pmax, Pmoy et TPmax en fonction du temps lors d'un développé couché. ....	53
Figure II.18 – Comparaison des signaux observés pour le déplacement, l'accélération, la vitesse et la puissance lors de la simulation du mouvement à partir du capteur de déplacement (CD), de l'accéléromètre (AC) et de leur combinaison (AC+CD). ....	55
Figure II.19 – Evolution du déplacement de la barre lors de la simulation d'un mouvement avec une charge de 30,2 kg. D-théorique : déplacement théorique selon le modèle sans frottement ; D-Dynam.J1 : déplacement mesuré par le dynamomètre iso-inertiel le jour 1 ; D-Dynam.J2 : déplacement mesuré par le dynamomètre iso-inertiel le jour 2. ....	56
Figure II.20 – Evolution de la vitesse lors de la simulation d'un mouvement avec une charge de 30,2 kg. V-théorique : vitesse théorique selon le modèle sans frottement ; V-Dynam.J1 : vitesse mesurée par le dynamomètre iso-inertiel le jour 1 ; V-Dynam.J2 : vitesse mesurée par le dynamomètre iso-inertiel le jour 2. ....	57

Figure II.21 – Evolution en fonction du temps de la différence absolue entre les vitesses théoriques et mesurées lors de la simulation du mouvement avec une charge de 30,2 kg. La courbe rouge représente la modélisation de cette évolution. ....	57
Figure II.22 – Evolution de l'accélération et de la force lors de la simulation d'un mouvement avec une charge de 30,2 kg. ....	58
Figure II.23 – Evolution de la différence absolue de force (charge de 30,2 kg) avec l'augmentation de la vitesse entre la mesure dynamométrique et la valeur théorique. ....	59
Figure II.24 – Evolution de la puissance lors de la simulation d'un mouvement. P-théorique : puissance théorique selon le modèle sans frottement ; P-Dynam.J1 et J2 : puissance mesurée par le dynamomètre iso-inertiel respectivement aux jours 1 et 2. ....	59
Figure III.1 – Illustrations des différentes étapes rencontrées lors des différentes modalités du développé couché : descente de la barre (a et b) ; montée concentrique de la barre (b et c) ; projection de la barre (d). ....	68
Figure III.2 – Déplacement maximum en fonction de la modalité du développé couché.....	72
Figure III.3 – Vitesse moyenne en fonction de la modalité du développé couché. ....	72
Figure III.4 – Vitesse maximale en fonction de la modalité du développé couché.....	73
Figure III.5 – Puissance moyenne en fonction de la modalité du développé couché.....	73
Figure III.6 – Puissance maximale en fonction de la modalité du développé couché. ....	74
Figure III.7 – Temps nécessaire au développement de la puissance maximale en fonction de la modalité du développé couché.....	74
Figure III.8 – Influence du contre-mouvement (DCCpr versus DCMpr) sur l'évolution de la vitesse (a) et de la puissance (b) au cours d'un développé couché. ....	75
Figure III.9 – Influence de la projection (DCC versus DCCpr) sur l'évolution de la vitesse (a) et de la puissance (b) au cours d'un développé couché. ....	75
Figure III.10 – Evolution moyenne de Dmax en fonction de la charge relative lors du développé couché.....	88
Figure III.11 – Evolution moyenne de Vmoy et Vmax en fonction de la charge relative lors du développé couché.....	89
Figure III.12 – Evolution moyenne de Pmoy et Pmax en fonction de la charge relative lors du développé couché.....	90
Figure III.13 – Evolution du rapport Max/Moy pour la puissance et la vitesse en fonction de la charge relative lors du développé couché. ....	91
Figure III.14 – Evolution moyenne de Tpmax en fonction de la charge relative lors du développé couché.....	91
Figure III.15 – Représentation des relations Ch–Vmoy et Ch–Pmoy pour trois catégories de sujets : forts (F) ; véloce (V) ; forts et véloce (FV).....	93
Figure III.16 – Evolution du déplacement en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.....	94
Figure III.17 – Evolution de la vitesse en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.....	95
Figure III.18 – Evolution de l'accélération en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.....	96
Figure III.19 – Evolution de la force en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.....	96
Figure III.20 – Evolution de la puissance en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.....	97

Figure III.21 A – Courbes normalisées (a) du déplacement, (b) de la vitesse, (c) de l'accélération, et (d) de la puissance, en fonction du pourcentage du temps total lors d'un développé couché à 35 % du 1RM.....	98
Figure III.21 B – Courbes normalisées (a) du déplacement, (b) de la vitesse, (c) de l'accélération, et (d) de la puissance, en fonction du pourcentage du temps total lors d'un développé couché à 90 % du 1RM.....	98
Figure III.22 – Vitesse maximale en fonction de la charge pourcentuelle du 1RM et ce, en fonction de l'essai et de la séance. ....	99
Figures III.23 – Corrélations entre les paramètres iso-inertiels mesurés à toutes les charges relatives : a) relation entre $V_{moy}$ et $V_{max}$ ; b) relation entre $P_{moy}$ et $P_{max}$ ; c) relation entre $P_{max}$ et $V_{max}$ ; d) relation entre $P_{moy}$ et $V_{moy}$ ; e) relation entre $D_{max}$ et $V_{max}$ ; f) relation entre $V_{moy}$ et $T_{pmax}$ .....	103
Figure III.24 – Relation force-puissance de différents mouvements (extension de l'épaule, EE ; flexion du coude, FC ; extension genou, EG ; squat, SQ ; mouvement d'aviron, AV ; soulevé de terre, ST) chez un haltérophile, d'après Funato et al. [ 2000]. ....	111
Figure III.25 – Corrélation entre le 1RM et la charge maximale théorique lorsque l'on considère la relation $Ch-V_{moy}$ à partir des charges relatives 35 et 70 % du 1RM. ....	112
Figure III.26 – Evolution du temps de montée et de descente (moyenne $\pm$ écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbes tendances, équations et coefficients de détermination. ....	124
Figure III.27 – Evolution de $D_{max}$ (moyenne $\pm$ écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.....	124
Figure III.28 – Evolution de $V_{moy}$ (moyenne $\pm$ écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.....	125
Figure III.29 – Evolution de $V_{max}$ (moyenne $\pm$ écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.....	125
Figure III.30 – Evolution moyenne de la vitesse en fonction du pourcentage du temps total pour les sujets les plus résistants (n = 9) et les moins résistants (n = 8) de la population de référence, respectivement au début (R3), au milieu (R16) et à la fin (R29) de F30. ....	126
Figure III.31 – Evolution de $P_{moy}$ (moyenne $\pm$ écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.....	127
Figure III.32 – Evolution de $P_{max}$ (moyenne $\pm$ écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.....	127
Figure III.33 – Evolution moyenne de la puissance pour les sujets les plus résistants (n = 9) et les moins résistants (n = 8) de notre population de référence, au début (R3), au milieu (R16) et à la fin (R29) de l'effort.....	128
Figure III.34 – Evolution de $TP_{max}$ (moyenne $\pm$ écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.....	129
Figure III.35 – Evolution des corrélations établies entre la $P_{max}$ du profil F-V-P et la $P_{max}$ de chacune des trente répétitions de l'épreuve de fatigabilité. ....	134
Figure III.36 – Corrélations entre les performances enregistrées à 40 % du 1RM et les performances iso-inertielles mesurées au début, au milieu et à la fin de F30. Les corrélations sont établies entre des mêmes paramètres.....	134
Figure IV.1 – Charge maximale moyenne en développé couché pour chaque population. * $p < 0,05$ ; *** $p < 0,001$ .....	149

Figure IV.2 – Evolution de la puissance maximale relative ( $P_{max}.kg^{-1}$ de poids corporel) en fonction de la charge pour chaque population. a = statistiquement supérieur au groupe SED ; b = statistiquement supérieur au groupe EP. ....	151
Figure IV.3 – Evolution de $V_{moy}$ et $V_{max}$ en fonction de la charge absolue pour chaque population. ....	151
Figure IV.4 – Evolution de $P_{moy}$ et $P_{max}$ en fonction de la charge absolue pour chaque population. ....	153
Figure IV.5 – Profils individuels charge- $P_{moy}$ des lanceurs en fonction de leurs performances athlétiques et comparaison avec les normes de référence. ....	154
Figure IV.6 – Evolution de la vitesse ( $V_{moy}$ et $V_{max}$ ) et de la puissance ( $P_{moy}$ et $P_{max}$ ) de chaque groupe au début, au milieu et à la fin de l'épreuve de résistance à la fatigue (courbes) et performances moyennes (Moy) des 30 répétitions (histogrammes).....	155
Figure IV.7 – Comparaison des principaux index de fatigue observés lors de l'épreuve de résistance à la fatigue. ....	156
Figure IV.8 – P Moyenne développée lors de l'épreuve de résistance à la fatigue.....	156
Figure IV.9 – Evolution de la vitesse lors de la phase concentrique des répétitions 3 (Début), 16 (Milieu) et 29 (Fin) de l'épreuve de résistance à la fatigue.....	157
Figure IV.10 – Evolution de la puissance lors de la phase concentrique des répétitions 3 (Début), 16 (Milieu) et 29 (Fin) de l'épreuve de résistance à la fatigue.....	157
Figure IV.11 – Relation entre la $P_{moy}$ des lanceurs et leur performance athlétique relative par rapport aux records du monde de leur discipline.....	161
Figure V.1 – Charge de travail hebdomadaire (en % du 1RM) des groupes FORCE et VITESSE au cours de l'entraînement de 6 semaines.....	168
Figure V.2 – Charge de travail hebdomadaire (en % du 1RM) du groupe RESISTANCE au cours de l'entraînement de cinq semaines. ....	171
Figure V.3 – $V_{max}$ et $P_{max}$ en pré-test pour chaque groupe de l'étude FV.....	172
Figure V.4 – Performances iso-inertielles du groupe CONTROLE en pré- et en post-test.....	173
Figure V.5 – Performances iso-inertielles du groupe FORCE en pré-et en post-test.....	174
Figure V.6 – Evolution des paramètres vitesse et puissance au cours du DC réalisé aux deux charges extrêmes (35 et 95 % du 1RM) avant et après la période d'entraînement FORCE. Les différences significatives sont signalées par : * $p < 0,05$ ; # $p < 0,01$ ; § $p < 0,001$ .....	175
Figure V.7 – Performances iso-inertielles du groupe VITESSE en pré- et en post-test. ....	176
Figure V.8 – Evolution des paramètres vitesse et puissance au cours du DC aux deux charges extrêmes (35 et 95 % du 1RM) avant et après la période d'entraînement VITESSE. Les différences significatives sont signalées par : * $p < 0,05$ ; # $p < 0,01$ ; § $p < 0,001$ .....	177
Figure V.9 – Pente de la relation Ch- $V_{max}$ en pré- et en post-test pour chaque population.....	178
Figure V.10 – Pente de la relation Ch- $V_{moy}$ en pré-et en post-test pour chaque population.....	178
Figure V.11 – $V_{max}$ et $P_{max}$ en pré-test pour chaque groupe de l'étude FV.....	179
Figure V.12 – Evolution de $V_{max}$ au début, au milieu et à la fin de l'épreuve de résistance pour les deux groupes. ....	179
Figure V.13 – Comparaison des performances iso-inertielles maximales observées à chaque pourcentage du 1RM en pré- et en post-test pour le groupe RESISTANCE (** $p < 0,01$ ).....	180
Figure V.14 - Comparaison de l'évolution des paramètres vitesse et puissance au cours du DC réalisé aux deux charges extrêmes (40 et 80 % du 1RM) avant et après la période d'entraînement, dans le groupe RESISTANCE. Les différences significatives sont signalées par : * $p < 0,05$ ; # $p < 0,01$ ; § $p < 0,001$ .....	181
Figure V.15 – Evolution de $P_{moy}$ en pré- et en post-test pour le groupe contrôle.....	182

Figure V.16 – Evolution de Vmax en pré- et en post-test pour le groupe RESISTANCE.....	183
Figure V.17 – Evolution de la vitesse en pré-test et en post-test tout au long du mouvement lors des répétitions 3 et 29 de l'épreuve de résistance. ....	184
Figure V.18 – Evolution de la puissance en pré-test et en post-test tout au long du mouvement lors des répétitions 3 et 29 de l'épreuve de résistance.....	185
Figure V.19 – Evolution du ratio Pmax/Pmoy en fonction de la charge relative avant et après l'entraînement FORCE.....	192
Figure V.20 – Corrélation entre IF-Vmax en pré-test et l'amélioration pourcentuelle de cet index suite à l'entraînement. ....	197
Figure VI.1 – Evaluation isocinétique des fléchisseurs-extenseurs du coude sur un dynamomètre Cybex Norm.....	201
Figure VI.2 – Corrélation entre le MFM des extenseurs du coude à 180°.s <sup>-1</sup> et la Pmoy en DC (▲ = sujets <i>Ent F-V</i> ; ● = sujets <i>Fatigabilité</i> ).....	205
Figure VI.3 – Comparaisons des MFM des fléchisseurs et extenseurs du coude en pré-test et en post-test pour le groupe CONTROLE aux vitesses isocinétiques respectives de 60, 120 et 180°.s <sup>-1</sup> .	208
Figure VI.4 – Comparaisons des MFM des fléchisseurs et extenseurs du coude en pré-test et en post-test pour le groupe FORCE aux vitesses isocinétiques respectives de 60, 120 et 180°.s <sup>-1</sup> (*p < 0,05). ....	209
Figure VI.5 – Comparaisons des MFM des fléchisseurs et extenseurs du coude en pré-test et en post-test pour le groupe VITESSE aux vitesses respectives de 60, 120 et 180°.s <sup>-1</sup> (*p < 0,05 ; **p < 0,01). ....	209
Figure VI.6 – Exploration isocinétique de la relation force-vitesse. ....	214
Figure VI.7 – Exploration iso-inertielle de la relation force-vitesse.....	215
Figure IV.8 – Comparaison des améliorations pourcentuelles isocinétiques et iso-inertielles après un entraînement spécifique de VITESSE ou de FORCE. Les mesures les plus représentatives de l'entraînement VITESSE (MFM isocinétiques des extenseurs à 180°.s <sup>-1</sup> et Pmax à 35 % du 1RM en iso-inertiel) et les mesures les plus représentatives de l'entraînement FORCE (MFM isocinétiques des extenseurs à 60°.s <sup>-1</sup> et Pmoy à 95 % du 1RM en iso-inertiel) sont représentées (moyennes + écarts types). ....	219

## Liste des Tableaux

Tableau I.1 – Caractéristiques structurales et fonctionnelles des différents types musculaires. ....	19
Tableau I.2 – Facteurs limitant la puissance et la capacité de chaque filière énergétique. ....	21
Tableau I.3 – Objectifs et paramètres de toute évaluation musculaire du sportif. ....	23
Tableau I.4 – Caractéristiques du type de chaîne (CC0 ou CCF). ....	25
Tableau I.5 – Formules prédictives du 1RM à partir d'un nombre « n » de répétitions réalisées avec une charge « x ». ....	27
Tableau II.1 – Comparaison entre les valeurs théoriques (Th) et dynamométriques (Dyn) (moyenne [écart type]) du déplacement, de la vitesse et de la puissance respectivement 200, 400, 600, 800 et 1000 ms après le début de la simulation de mouvement. ....	60
Tableau II.2 – Coefficients de variation (%) de chaque paramètre suite aux vingt répétitions avec un lest de 30,2 kg. ....	60
Tableau III.1 – Modalités du développé couché, nombre d'essais et durée de la récupération. ....	70
Tableau III.2 – Coefficients de variation des paramètres iso-inertiels selon la modalité du développé couché. ....	76
Tableau III.3 – Caractéristiques biométriques des deux groupes de sujets (nombre, âge, taille et poids). ....	84
Tableau III.4 – Pourcentage du 1RM, nombre d'essais, durée de la récupération entre chaque essai. ....	86
Tableau III.5 – Valeurs moyennes [écarts types] du pourcentage réel du 1RM et des charges absolues correspondantes aux différents niveaux de l'évaluation iso-inertielle. ....	88
Tableau III.6 – Valeurs normales théoriques (moyennes [intervalle confiance 95 %]) de chaque paramètre iso-inertiel calculées par palier de 10 % du 1RM pour la population de référence. ....	92
Tableau III.7 – Estimation moyenne [écart type] de $V_{moy}$ pour différentes charges absolues ....	93
Tableau III.8 – Coefficient de variation inter-essais (en %) de $D_{max}$ , $V_{moy}$ , $V_{max}$ , $P_{moy}$ , $P_{max}$ et $T_{pmax}$ pour différentes charges pourcentuelles du 1RM. ....	100
Tableau III.9 – Comparaison des mesures paramétriques (moyennes [écarts types]) retenues à chaque séance pour les différentes charges relatives. ....	101
Tableau III.10 – Coefficient de variation inter-séances (en %) de $D_{max}$ , $V_{moy}$ , $V_{max}$ , $P_{moy}$ , $P_{max}$ et $T_{pmax}$ pour différentes charges pourcentuelles du 1RM. ....	101
Tableau III.11 – Etude corrélative entre le 1RM et les valeurs les plus élevées de $P_{moy}$ et $P_{max}$ , ainsi qu'avec les paramètres iso-inertiels calculés à partir de la relation $Ch-V_{moy}$ . ....	102
Tableau III.12 – Etude corrélative entre les paramètres iso-inertiels ( $D_{max}$ , $V_{moy}$ , $V_{max}$ , $P_{moy}$ , $P_{max}$ , $T_{pmax}$ ) toutes charges relatives confondues. Tous les coefficients de corrélation sont significatifs au seuil de $p < 0,01$ . ....	102
Tableau III.13 – Etude corrélative entre les différents niveaux de charge relative pour les principaux paramètres iso-inertiels : $V_{max}$ , $V_{moy}$ , $P_{max}$ et $P_{moy}$ . Les coefficients surlignés en gras sont significatifs à $p < 0,01$ . ....	104
Tableau III.14 – Reproductibilité de l'évaluation iso-inertielle. ....	116
Tableau III.15- Caractéristiques biométriques (nombre de sujets, âge, taille et poids ; moyenne [écart type] selon l'étude. ....	120
Tableau III.16 – Protocole expérimental de l'étude de la résistance à la fatigue musculaire. ....	121
Tableau III.17 – Indices spécifiques de la fatigue de chaque mesure iso-inertielle : Début, Milieu, Fin, IF, Moyenne, Pente. ....	129

Tableau III.18 – Comparaison de la moyenne [écart type] des trois premières répétitions enregistrées lors de <b>Pre3</b> et <b>Fat30</b> . .....	130
Tableau III.19 – Coefficients de variation inter-séance (CV en %) des différents indices de fatigue iso-inertiels. ....	131
Tableau III.20 – Etude corrélative entre les différents indices de fatigue des principaux paramètres iso-inertiels. Les corrélations significatives ( $p < 0,01$ ) sont surlignées en gras. Une corrélation $r > .70$ est indiquée en <b>rouge</b> . .....	132
Tableau III.21 – Evolution des paramètres iso-inertiels (moyenne [écart type]) pour les charges respectives de 40, 60 et 80 % de la 1RM. La signification des différences entre deux charges ( $p < 0,05$ ) pour une même mesure est représentée : a = différence entre 40 et 60 % 1RM ; b = différence entre 40 et 80 % 1RM ; c = différence entre 60 et 80 % 1RM.....	133
Tableau IV.1 – Caractéristiques biométriques et sportives (moyennes [écart type]) des groupes. ....	147
Tableau IV.2 – Evolution des paramètres iso-inertiels en fonction de la charge relative pour quatre populations (SED, EP, BODY et LANC). a = statistiquement supérieur au groupe SED ; b = statistiquement supérieur au groupe EP ; c = statistiquement supérieur au groupe BODY ; d = statistiquement supérieur au groupe LANC.....	150
Tableau IV.3 – Etude comparative des paramètres calculés à partir de la relation Ch-Vmoy. a = statistiquement supérieur au groupe SED ; b = statistiquement supérieur au groupe EP ; c = statistiquement supérieur au groupe BODY ; d = statistiquement supérieur au groupe LANC....	152
Tableau IV.4 – Comparaison des différences pourcentuelles entre chaque population lorsque l'on considère la force (1RM), la puissance (Pmax) ou la vitesse maximale ( $V_0$ ).....	153
Tableau V.1 – Caractéristiques biométriques des différents groupes participant aux deux études relatives à l'entraînement. ....	166
Tableau V.2 – Protocole des études F-V et RF explorant l'influence d'un entraînement spécifique sur la performance iso-inertielle (étude F-V).....	167
Tableau V.3 – Programmes d'entraînement spécifique des groupes FORCE et VITESSE. ....	169
Tableau V.4 – Programme d'entraînement de la résistance à la fatigue du groupe RESISTANCE. r = récupération entre les séries ; R = récupération entre les blocs de séries ; V = vitesse gestuelle maximale approximative, exprimée de manière pourcentuelle. ....	170
Tableau V.5 – Comparaison des indices iso-inertiels de l'épreuve de résistance à la fatigue en pré- et en post-test pour le groupe CONTROLE (* $p < 0,05$ ). ....	182
Tableau V.6 – Comparaison des indices iso-inertiels de l'épreuve de résistance à la fatigue en pré- et en post-test pour le groupe RESISTANCE (* $p < 0,05$ ; ** $p < 0,01$ ). ....	183
Tableau VI.1 – Protocole expérimental des groupes ( <b>Ent F-V</b> et <b>Fatigabilité</b> ) réalisant l'évaluation iso-inertielle et isocinétique. ....	200
Tableau VI.2 – Valeurs moyennes [écarts types] des paramètres iso-inertiels mesurés à chaque charge relative pour les deux groupes <b>Ent F-V</b> et <b>Fatigabilité</b> .....	203
Tableau VI.3 – Valeurs moyennes [écarts types] des qualités de force (1RM, CH-V0), puissance (Pmoy, Pmax), et vitesse ( $V_0$ ) obtenues lors de l'évaluation iso-inertielle des deux groupes réunis (n = 40). ....	204
Tableau VI.4 – Moments de force maximum des fléchisseurs et extenseurs du coude et ratios (fléchisseurs / extenseurs). Valeurs moyennes [écarts types] aux différentes vitesses isocinétiques (n = 40).....	204
Tableau VI.5 – Etude corrélative entre les principaux paramètres isocinétiques et iso-inertiels. Les corrélations significatives à $p < 0,01$ sont surlignées en <b>gras</b> .....	205
Tableau VI.6 – Indices spécifiques de la fatigue (Début, Milieu, Fin, IF, Moyenne). Valeurs moyennes [écarts types] des principales mesures iso-inertielles.....	206

Tableau VI.7 – Valeurs moyennes [écarts types] de l'index de fatigabilité (IF, en %) et du travail cumulé (TC, en joules) pour les muscles extenseurs et fléchisseurs (**p < 0,001). .....	206
Tableau VI.8 – Etude corrélative entre les mesures isocinétiques des fléchisseurs et extenseurs du coude et les indices de fatigue iso-inertiels concernant la seule puissance (Pmoy et Pmax). Seules les corrélations significatives au seuil p < 0,05 sont présentées. Les corrélations à p < 0,01 sont soulignées en rouge. NS = Non significatif. ....	207
Figure VI.9 – Moments de force maximum (Nm) des fléchisseurs et extenseurs du coude de chaque population aux différentes vitesses isocinétiques. Valeurs moyennes [écarts types].....	208
Tableau VI.10 – Comparaisons des différences pourcentuelles suite à l'entraînement, pour les paramètres principaux, aux différentes charges (*p < 0,05 ; **p < 0,01 ; ***p < 0,001).....	210
Tableau VI.11 – Caractéristiques des épreuves isocinétiques et iso-inertiels de résistance à la fatigue.....	217
Tableau VI.12 – Paramètres imposés, variables, avantages et inconvénients de chaque modalité d'effort.....	222

## Abréviations

**1RM** : une répétition maximale

**µm** : micro-mètre

**σ** : écart type

**a** : accélération

**AA** : anaérobie alactique

**AC** : accéléromètre

**Aé** : aérobie

**AL** : anaérobie lactique

**A-M** : acto-myosine

**ATP** : adénosine tri-phosphate

**ADP** : adénosine di-phosphate

**AMP** : adénosine mono-phosphate

**ARNm** : acide adénosine ribonucléique messenger

**Ca<sup>++</sup>** : calcium

**CCF** : chaîne cinétique fermée

**CCF** : chaîne cinétique fermée

**CCO** : chaîne cinétique ouverte

**CCO** : chaîne cinétique ouverte

**CD** : capteur de déplacement

**Ch** : charge

**ChR** : charge relative

**CH<sub>0</sub>** : charge lorsque  $V_{moy} = 0m.s^{-1}$

**cm** : centimètre

**CMJ** : contre-mouvement jump

**Conc** : concentrique

**CS** : citrate synthétase

**CV** : coefficient de variation

**D ou d** : déplacement

**DC** : développé couché

**DCC** : développé couché concentrique

**DCCpr** : développé couché concentrique avec projection

**DCM** : développé couché complet

**DCMpr** : développé couché complet avec projection

**DJ** : drop jump

**Dmax** : déplacement maximum

**EP** : éducation physique

**Exc** : excentrique

**F** : force

**FIM** : force isométrique maximale

**Fmax** : force maximale

**Fmoy** : force moyenne

**g** : gravité :  $9,81m.s^{-2}$

**GHz** : giga-hertz

**GLM** : modèle linéaire général

**GLMM** : modèle linéaire général mixte

**gr** : gramme

**Hz** : hertz

**I** : moment d'inertie

**IF** : index de fatigue

**IJ** : ischio-jambiers

**IV** : instrument virtuel

**J** : joule ou jour

**Kg** : kilogramme

**LDH** : lactico-déshydrogénase

**m** : mètre ou masse

**MFM** : moment de force maximum

**MHC** : chaîne lourde de myosine

**min** : minute

**mm** : millimètre

**ms** : milliseconde

**mV** : millivolt

**N** : newton

**Nm** : newtonmètre

**P** : puissance

**PA** : potentiel d'action

**PC** : phospho-créatine ou poids corporel

**PCK** : phospho-créatine kinase

**PFK** : phospho-fructo kinase

**Pi** : phosphate inorganique

**Pmax** : puissance maximale

**Pmoy** : puissance moyenne

**R** : répétition

**r** : coefficient de corrélation

**r<sup>2</sup>** : coefficient de détermination

**RE** : rotateurs externes

**RI** : rotateurs internes

**RS** : réticulum sarcoplasmique

**s** : seconde

**SDH** : succino-déshydrogénase

**SQ** : squat

**t** : temps

**T** : tension

**TDF** : taux de développement de la force

**Tpmax** : temps mis pour atteindre la puissance maximale

**UM** : unité motrice

**V** : vitesse

**V<sub>0</sub>** : vitesse moyenne quand charge = 0 kg

**V<sub>DC</sub>** : volt directionnel courant

**Vmax** : vitesse maximale

**Vmoy** : vitesse moyenne

**VO<sub>2</sub>max** : consommation maximale en oxygène

**W** : watt

# C

# Chapitre I :

# Etat de la question

---

## A. Introduction

L'activité physique a toujours imprégné la vie de l'homme... A l'époque préhistorique, elle se manifeste par divers exercices indispensables : chasse, pêche, usage d'outils rudimentaires qui se perfectionneront au cours des siècles [De Genst, 1947]. La lutte quotidienne pour la survie exige diverses qualités de combattant dont les exercices caractéristiques sont la course, les sauts, les lancers, la lutte, la nage, ...

L'homme souhaite rapidement comparer ses capacités physiques et organise diverses compétitions qui bien souvent, nourrissent le prestige d'une ville, voire d'un peuple [Bergeron, 1930]. Cette quête de la performance favorisera le développement des premières méthodes d'entraînement [Dechambre, 1930].

A l'empirisme des pratiques sportives initiales, succède, au cours du 20<sup>ème</sup> siècle, une approche plus rigoureuse. Dans chaque sport, la recherche de la performance maximale s'accompagne d'une véritable course à la connaissance.

Parmi les multiples facteurs de la performance, la fonction musculaire apparaît essentielle pour de nombreuses disciplines athlétiques, mêmes techniques. Par ailleurs, le renforcement musculaire ne concerne plus uniquement la force, la puissance et la vitesse mais il recherche aussi la réduction du risque lésionnel [Proske et al., 2004 ; Croisier, 2005]. Cette approche analytique nécessite l'utilisation d'outils d'analyse permettant de préciser les caractéristiques sportives mais aussi de vérifier l'efficacité de l'entraînement.

Toute évaluation rigoureuse devra quantifier un élément déterminant de la performance, tout en présentant les qualités essentielles de validité, reproductibilité et sensibilité.

**L'évaluation dynamométrique iso-inertielle** se développe depuis quelques années. Le terme « iso-inertiel » définit l'exécution d'un mouvement dynamique contre une charge d'inertie constante [Murphy et al., 1994]. Dans la majorité des gestes, l'effort, soumis aux lois de la gravité, comporte une accélération et une décélération segmentaires.

Le développé couché constitue un exercice fondamental de musculation des membres supérieurs ; en conséquence son évaluation dynamométrique iso-inertielle apparaît judicieuse.

## B. Facteurs neuromusculaires de la performance sportive

Toute performance sportive résulte d'une intervention neuromusculaire complexe dont les trois principaux paramètres intrinsèques sont la **force**, la **vitesse** et la **durée** (Figure I.1) [Edgerton, 1976].

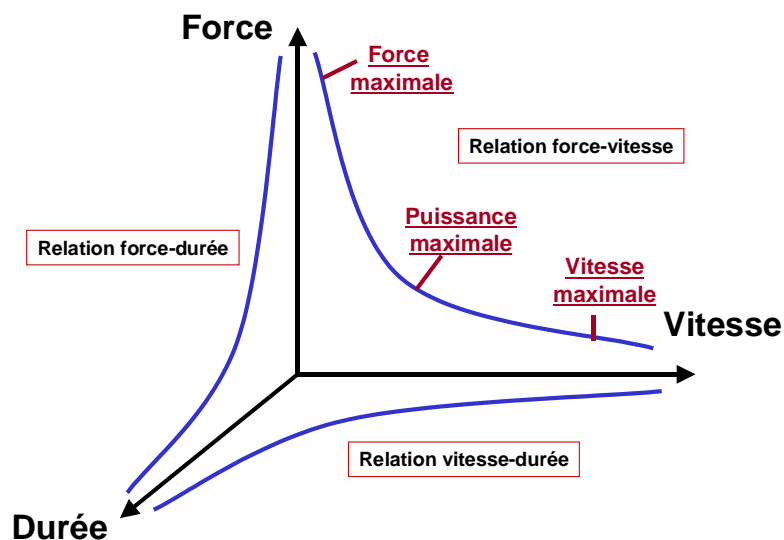


Figure I.1 – Paramètres de l'effort musculaire : Modèle d'Edgerton [1976], modifié par Miller [1997a].

Ce modèle définit les principales caractéristiques musculaires à développer et à évaluer [Miller, 1997a].

Les modalités de répétition et de récupération influencent toutefois chacun de ces paramètres.

Rappelons que les caractéristiques de force, de vitesse et de durée des fibres musculaires ne correspondent pas exactement à celles des gestes sportifs [Huijing, 1995] en raison :

- ▶ de l'architecture du muscle ;
- ▶ des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux ;
- ▶ de la coordination intra et inter-musculaire ;
- ▶ de la biomécanique gestuelle [Vandewalle et al., 1988 ; Huijing, 1995 ; Monti et al., 1999].

## I. La force

La force développée par un sarcomère dépend de celle de chaque pont d'acto-myosine (A-M) et du nombre de ponts en parallèle, proportionnel à la surface de la fibre [Ferry, 1999]. La force d'une fibre dépend essentiellement de sa section transversale et de sa longueur, mais non de sa typologie [Fitts et al., 1991 ; Widrick et al., 1996 ; Fitts et al., 1998 ; Ferry, 1999]. Chez l'homme, la force par unité de surface varie entre 2 à 2,5 kg.cm<sup>-2</sup> [Fitts et al., 1991 ; Widrick et al., 1996 ; Fitts et al., 1998 ; Moritani, 2003]. Le nombre de ponts A-M se modifie selon le degré d'étirement ou de raccourcissement du sarcomère (Figure I.2) [Fitts et al., 1991 ; Goubel et Lenseil-Corbeil, 1998 ; Rassier et al., 1999 ; Edman, 2003]. La force optimale survient lors d'un recouvrement maximum (Figure I.2), c'est à dire, chez l'homme, pour une longueur sarcomérique de ~2,5 µm [Fitts et al., 1991 ; Bouisset et Maton, 1995 ; Herzog, 1996 ; Goubel et Lenseil-Corbeil, 1998 ; Rassier et al., 1999 ; Maganaris, 2001].

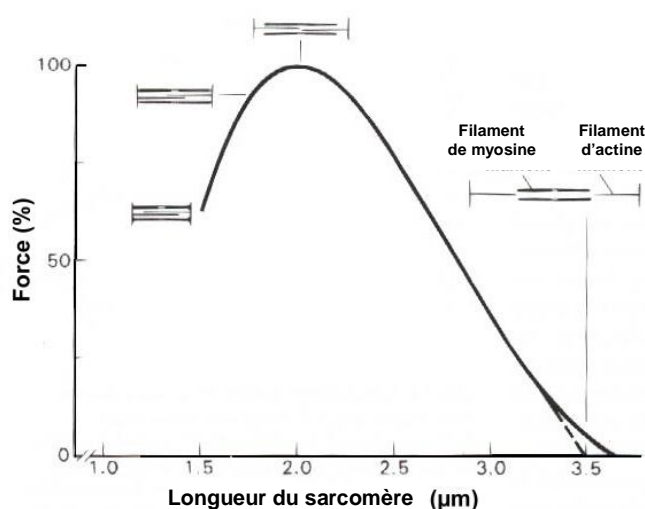


Figure I.2 – Pourcentage de la force maximale développée par un sarcomère en fonction de sa longueur et du recouvrement acto-myosine [d'après Edman, 2003].

Le recrutement (spatial et temporel) des unités motrices (UM) détermine l'intensité de la contraction musculaire [Bouisset et Maton, 1995].

Le **recrutement spatial (en parallèle)**, définit le nombre d'unités motrices simultanément activées [Ferry, 1999]. L'ordre de recrutement obéit à la loi d'Henneman (recrutement par la taille) : les fibres les plus petites (lentes) présentent un plus faible seuil d'activation et seront initialement recrutées ; les fibres les plus volumineuses (rapides), caractérisées par un seuil d'activation plus élevé, seront ensuite activées [Henneman et Olson, 1965 ; Desmedt et Godaux, 1977 ; McComas, 1996 ; Moritani, 2003].

Le **recrutement temporel (en série)** correspond à la fréquence de décharge des unités motrices : toute augmentation de cette fréquence entraîne le développement d'une force et d'une vitesse plus élevées [Desmedt et Godaux, 1977 ; Bouisset et Maton, 1995 ; McComas, 1996 ; Huijing, 1998 ; Moritani, 2003].

Le muscle ne comporte pas uniquement des structures contractiles mais aussi des composantes élastiques en série et en parallèle [Roy et Edgerton, 1992 ; McComas, 1996]. Tout étirement préalable augmente la tension développée lors d'une contraction concentrique subséquente et ce, en restituant l'énergie stockée dans les composantes élastiques en série [Cavagna et al., 1968 ; Bosco et Komi, 1981 ; Van Ingen Schenau et al., 1997 ; Komi, 2000]. Ce cycle **étirement-détente** intervient lors de nombreuses actions sportives ; il sollicite, par ailleurs, divers mécanismes réflexes qui amélioreraient l'engagement des agonistes et limiteraient l'action des antagonistes [Bosco et al., 1982a ; Komi, 2003].

La force maximale dépend également de l'architecture musculaire : elle augmente avec l'angle de pennation, défini par l'intersection formée entre la direction générale des fibres et la ligne d'action du muscle [Roy et Edgerton, 1992 ; Goubel et Lensele-Corbeil, 1998 ; Huijing, 1998 ; Kawakami et al., 1998].

Lors d'un mouvement complexe, trois actions complémentaires facilitent le développement de la force :

- ▶ l'activation concomitante des muscles synergiques,
- ▶ le relâchement adéquat des antagonistes,
- ▶ la participation d'éventuels muscles stabilisateurs [Wilmore et Costill, 1998].

La force gestuelle dépend non seulement des groupes musculaires impliqués, mais aussi des bras de levier engendrés par leur position respective [Williams et al., 1977 ; Vandewalle et al., 1988 ; Rassier et al., 1999].

## II. La vitesse

La vitesse de raccourcissement d'un sarcomère dépend de la cinétique d'attachement et de détachement des ponts d'acto-myosine, étroitement liée à l'activité ATPasique des différentes chaînes lourdes de la myosine [Barany, 1967 ; Widrick et al., 1996 ; Staron, 1997 ; Eddinger, 1998 ; Fitts et al., 1998 ; Ferry, 1999] (Tableau I.1). Pour les fibres rapides, la vitesse de raccourcissement dépendrait également de la composition en chaîne légère de myosine [Hofmann et al., 1990].

Tableau I.1 – Caractéristiques structurales et fonctionnelles des différents types musculaires.

Fibres	I	Iic	Ila	Ilab	Iib
Chaînes lourdes de myosine (MHC)	MHC1 MHC1	MHC1 MHCIIa	MHCIIa MHCIIa	MHCIIa MHCIIb	MHCIIb MHCIIb
Section transversale	+	+	++	++	+++
Taille motoneurone	+	++	+++	+++	+++
Vitesse conduction nerveuse	+	++	+++	+++	+++
Myosine ATPase	lente	lente	rapide	rapide	rapide
Vitesse contraction	+	+	++	+++	+++
Fréquence de décharge	+	+	++	+++	+++
Résistance à la fatigue	+++	+++	++	+	+
Cap Anaérobie	faible	modérée	élevée	élevée	élevée
Cap Aérobie	élevée	élevée	modérée	faible	faible

La vitesse de raccourcissement dépend également de la cinétique d'augmentation de la concentration du  $Ca^{++}$  cytoplasmique [Stephenson et al., 1998 ; Ferry, 1999]. La vitesse de réponse du réticulum sarcoplasmique à la dépolarisation et la libération du  $Ca^{++}$  dans le myoplasme serait proportionnelle au nombre de canaux calciques [Stephenson et al., 1998 ; Szentesi et al., 2001]. Le taux de dissociation des ponts A-M et la vitesse de repompage du  $Ca^{++}$ , plus élevés dans les fibres rapides, influencent également la vitesse de contraction [Hofmann et al., 1990 ; Szentesi et al., 2001].

Même si cela n'est pas toujours clairement établi [Gerdle et al., 1988 ; Germain et al., 1996], l'activité EMG progresserait lorsque la vitesse de mouvement augmente [Edman, 1979 ; Chow et Darling,

1999 ; Camilleri et Hull, 2005 ; Sasaki et Ishii, 2005]. La fréquence de décharge des UM évolue avec la vitesse de contraction [McComas, 1996 ; Moritani, 2003].

L'architecture musculaire influence également la vitesse : un nombre élevé de sarcomères en série autorise un raccourcissement plus rapide [Vandewalle et al., 1988 ; Ferry, 1999] ; par ailleurs, la vitesse de contraction diminue avec l'importance de l'angle de pennation [Vandewalle et al., 1988 ; Ferry, 1999 ; Kumagai et al., 2000].

La fixation du tendon au niveau osseux détermine un bras de levier qui va influencer la vitesse gestuelle : un bras de levier court permet une vitesse segmentaire élevée tout en réduisant la force développée [Williams et al., 1977 ; Vandewalle et al., 1988 ; Rassier et al., 1999].

La vitesse de raccourcissement décroît de manière hyperbolique avec la charge [Vandewalle et al., 1988 ; Fitts et al., 1991 ; Widrick et al., 1996 ; Fitts et al., 1998 ; Goubel et Linsel-Corbeil, 1998 ; Ferry, 1999 ; Trappe et al., 2003] ; cette relation peut se modifier selon les caractéristiques de l'effort : ainsi, lors d'une évaluation isocinétique, par exemple, la vitesse diminue de manière linéaire.

La vitesse gestuelle dépend enfin de la coordination intermusculaire : une contraction synergique des agonistes et un relâchement synchrone des antagonistes améliorent la vitesse [Weineck, 1990 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Adamovich et al., 1997 ; Doorenbosch et al., 1997 ; Sale, 2003].

### III. La durée

La durée de l'effort influence directement le développement de la force et de la vitesse. Toute contraction musculaire nécessite une hydrolyse d'ATP dont la faible concentration autorise un effort limité de quelques secondes [Fox et Mathews, 1984 ; Sahlin et al., 1998 ; Poortmans et Boisseau, 2002].

Trois voies métaboliques assurent de manière complémentaire la resynthèse de l'ATP :

- ▶ l'anaérobie alactique (AA),
- ▶ l'anaérobie lactique (AL),
- ▶ et l'aérobie (Ae).

Chaque filière présente une puissance maximale (quantité maximale d'énergie libérée par unité de temps) et une capacité (quantité totale d'énergie) dont les facteurs limitants sont classiquement rappelés dans le Tableau I.2 [Tesch et al., 1985 ; Poortmans et Boisseau, 2002].

Tableau I.2 – Facteurs limitant la puissance et la capacité de chaque filière énergétique.

	<b>Anaérobie Alactique</b>	<b>Anaérobie Lactique</b>	<b>Aérobie</b>
<b>Facteurs limitant la puissance</b>	Myosine ATPase PCK Myokinase	PFK LHD(M)	Hématocrite Densité capillaire Mitochondries SDH, CS
<b>Facteurs limitant la capacité</b>	[ATP], [PC]	Tolérance acidose Régulation pH	Glycogène Thermolyse

La sollicitation préférentielle de chaque filière énergétique se modifie en fonction de l'intensité et de la durée de l'effort.

Un **effort d'intensité maximale (vitesse)**, inférieur à 10 secondes, sollicite essentiellement le métabolisme anaérobie alactique.

Les efforts de plus longue durée comportent deux catégories :

- ▶ la **résistance**, lorsque le métabolisme sollicite principalement les filières anaérobies (effort de 10 à 120 secondes),
- ▶ l'**endurance**, lorsque le travail puise son énergie essentiellement dans le système aérobie (effort supérieur à 2 minutes).

La typologie musculaire influence également la sollicitation énergétique spécifique : certains athlètes (marathoniens) possédant un pourcentage élevé de fibres lentes (I et IIc) sont avantagés lors d'un exercice prolongé, alors que d'autres présentant une prédominance de fibres rapides, apparaissent plus aptes aux activités explosives [Wilmore et Costill, 1998].

Certains sujets, de même aptitude physique, peuvent cependant développer des performances différentes en raison d'un coût énergétique (rendement) différent ; ainsi, la variabilité des performances aérobies peut atteindre 10 à 15 % chez des athlètes de même  $\text{VO}_2 \text{ max}$  [Hauswirth et Brisswalker, 1995 ; Beneke et Hütler, 2005].

## C. Evaluation musculaire

### I. Introduction

Toute évaluation musculaire devrait participer à l'optimisation de l'entraînement de haut niveau, pour autant qu'elle :

- 1) détermine l'influence respective de la force, de la vitesse et de la durée ;
- 2) apprécie les éventuels progrès de l'entraînement ;
- 3) établit les profils spécifiques de différentes disciplines sportives ;
- 4) décèle un éventuel risque lésionnel musculaire ;
- 5) précise l'effet d'une révalidation [Sale, 1991 ; Abernethy et al., 1995 ; ANAES, 2001 ; Brown et Weir, 2001 ; Croisier, 2004].

L'étude des relations force-vitesse-puissance (F-V-P) apparaît essentielle pour établir les caractéristiques de certaines disciplines explosives [Larrat et al., 1985 ; Sale, 1991 ; Miller, 1997a]. La détermination de la résistance à la fatigue et de l'endurance-force présente un réel intérêt pour les activités plus prolongées (Tableau I.3) [Sale, 1991 ; Wilson, 1994 ; Inbar et al., 1996].

La mesure de la souplesse et de l'équilibre agonistes / antagonistes permettrait le dépistage d'une éventuelle anomalie favorisant la survenue lésionnelle musculaire [Croisier et Crielaard, 1996 ; Aagaard et al., 1998 ; Witvrouw et al., 2003 ; Croisier, 2004 ; Proske et al., 2004] (Tableau I.3).

Chaque dynamomètre diffère par sa conception biomécanique et la cinétique de sa contraction. Trois modalités d'effort sont généralement explorées : isométrique, isocinétique et iso-inertielle. On distingue les dynamomètres à chaîne cinétique ouverte (CCO) et ceux à chaîne cinétique fermée (CCF).

Le choix dépend généralement de l'objectif, du contexte de l'évaluation, mais aussi de son accessibilité. Ces différentes méthodes feront l'objet d'une analyse critique afin d'établir leurs caractéristiques et qualités respectives.

Tableau I.3 – Objectifs et paramètres de toute évaluation musculaire du sportif.

Objectifs	Paramètres
<b>Evaluation musculaire</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Relation F-V-P</li> <li>▶ Résistance à la fatigue</li> <li>▶ Endurance-Force</li> </ul>
<b>Evaluation du risque lésionnel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Rapport agonistes / antagonistes</li> <li>▶ Souplesse musculaire</li> </ul>

---

## II. Evaluation en CCO ou en CCF ?

---

Le concept de la chaîne cinétique ouverte (CCO) ou fermée (CCF) reste encore mal défini [Blackard et al., 1999] ; dans un souci de clarté, nous distinguons :

- ▶ les exercices en **CCO**, où le mouvement mono-articulaire se caractérise par un déplacement angulaire (ex : évaluation isocinétique du genou),
- ▶ les exercices en **CCF**, où le mouvement poly-articulaire définit un déplacement linéaire et une mobilisation pluri-segmentaire (ex : détermination de la charge maximale lors d'un squat).

Les conditions biomécaniques en **CCO** autorisent une exploration musculaire **analytique**. La dissociation possible des membres lors du mouvement autorise la réalisation de bilans unilatéraux, utiles dans divers contextes : recherche d'une éventuelle dominance latérale ; comparaison entre côté sain et lésé, entre membre entraîné et non-entraîné [Croisier et Crielaard, 1995 ; Croisier et Crielaard, 1999c].

La comparaison entre les agonistes et les antagonistes apprécie le risque lésionnel [Croisier et Crielaard, 1996 ; Aagaard et al., 1998 ; Croisier, 2005]. L'évaluation successive de plusieurs articulations pourrait dépister une éventuelle anomalie au sein de la chaîne musculaire [Croisier et Crielaard, 1995]. La quantification longitudinale de la force d'un seul groupe musculaire apprécie les éventuels progrès d'un renforcement local [Croisier et Crielaard, 1995]. La normalisation des performances après blessure musculaire permettrait de prévenir la récurrence lésionnelle [Croisier et al., 2002 ; Proske et al., 2004].

L'évaluation en CCO demeure peu fonctionnelle chez le sportif sain qui exécute généralement des mouvements complexes et pluri-segmentaires. Même si quelques relations existent entre les performances en CCO et les tests de terrain [Dowson et al., 1998 ; Dauty et al., 2002 ; Forthomme et al., 2005 ; Jidovtseff et al., 2005], elles ne peuvent évaluer directement la capacité sportive fonctionnelle. En effet, l'activation musculaire se modifie lorsque l'on passe du mouvement en CCF au travail en CCO [Person, 1974 ; Wilk et al., 1996 ; Blackard et al., 1999]. Les paramètres musculaires en CCO reflètent très indirectement les améliorations fonctionnelles et la performance sportive [Abernethy et Jürimäe, 1996 ; Wilson et al., 1997 ; Augustsson et al., 1998 ; Augustsson et Thomee, 2000].

Le travail en **CCF** évalue les chaînes musculaires de divers gestes sportifs (squat, presse et développé couché). L'activation neuromusculaire complexe nécessite une coordination intra- et inter-musculaire spécifique, proche de celle de la musculation [Wilson et al., 1997 ; Escamilla et al., 1998]. De plus, l'information proprioceptive (solicitation musculaire, capsulaire, ligamentaire, etc...), amplifiée lors d'un travail en CCF, ne doit pas être négligée [Kibler, 2000]. La capacité d'une épreuve à refléter une performance dépendrait plus de la similarité gestuelle que de sa spécificité contractile [Murphy et Wilson, 1996]. L'évaluation en CCF autorise une meilleure discrimination inter-individuelle, mais elle ne peut préciser le facteur limitant de la performance [Wilson et al., 1997 ; Augustsson et Thomee, 2000 ; Pocholle, 2001].

L'évaluation poly-articulaire unilatérale reste possible, sous réserve d'une adaptation du matériel ou des conditions biomécaniques [Munich et al., 1997 ; McCurdy et Langford, 2005].

Tableau I.4 – Caractéristiques du type de chaîne (CCO ou CCF).

	CCO	CCF
Mouvement	angulaire	linéaire
Evaluation	analytique	globale
Comparaison bilatérale	+++	++
Identification muscles déficitaires	+++	0
Comparaison agonistes / antagonistes	+++	0
Proprioception	+	+++
Coordination inter-musculaire	+	+++
Spécificité sportive	+	+++
Sensibilité sportive	+	+++
Sensibilité pathologique	+++	+

### III. Evaluations classiques

Au-delà du type de chaîne, les évaluations varient selon leur mode respectif de contraction : isométrique, iso-inertielle ou isocinétique.

#### 1. Evaluation isométrique

L'évaluation **isométrique** apprécie divers efforts statiques réalisés dans plusieurs positions standardisées. L'appareil de mesure, généralement de conception artisanale, combine un capteur de force (soit un transducteur de force, soit une jauge de tension) et un dispositif de lecture [Sale, 1991]. Le système nécessite un calibrage régulier [Sale, 1991]. La représentation graphique, après analyse du signal d'entrée du capteur, est assurée par un oscilloscope, une plume enregistreuse ou un ordinateur [Sale, 1991].

L'évaluation concerne divers paramètres généralement reproductibles : la force isométrique maximale (FIM), le taux de développement de la force (TDF) et la fatigabilité musculaire [Viitasalo et al., 1981 ; Häkkinen et al., 1984 ; Fry et al., 1991 ; Sale, 1991 ; Bembien et al., 1992 ; Abernethy et al., 1995 ; Wilson et Murphy, 1996 ; Verdera et al., 1999]. Selon le contexte, la FIM se mesure à l'angle le plus spécifique de la discipline sportive, ou à celui permettant le développement d'une force maximale [Wilson et Murphy, 1996 ; Brown et Weir, 2001].

La mesure de la FIM dans diverses positions détermine des indices ponctuels de la relation tension – longueur en CCO et CCF. L'absence de déplacement ne permet jamais d'apprécier la relation force- vitesse. La spécificité isométrique demeure médiocre pour les muscles dont la contraction reste principalement dynamique [Sunnegardth et al., 1988 ; Sale, 1991], justifiant les relations assez faibles entre la FIM et la performance [Viitasalo et al., 1981 ; Fry et al., 1991 ; Murphy et al., 1994 ; Pryor et al., 1994 ; Wilson et Murphy, 1996]. Le recrutement musculaire isométrique respecterait un modèle différent de celui des contractions dynamiques [Baker et al., 1994 ; Wilson et Murphy, 1996]. Certains auteurs proposent un effort isométrique bref (60 à 100 ms) et maximal, correspondant à la durée de l'impulsion de certaines actions sportives telles le contact du pied au sol (sprint, hauteur) [Mero et al.,

1981 ; Viitasalo et Aura, 1984). Cette mesure serait mieux corrélée avec la performance athlétique [Abernethy et al., 1995]. L'explosivité, définie par la capacité d'augmenter brusquement le niveau de force, est associée au temps nécessaire pour développer le pic de force (TDF) [Häkkinen et al., 1984 ; Baker et al., 1994]. Ce paramètre présente une fiabilité variable selon les techniques de mesure [Sale, 1991].

Les tests isométriques s'avèrent généralement peu sensibles aux éventuelles adaptations engendrées par un entraînement dynamique [Murphy et Wilson, 1996 ; Wilson et Murphy, 1996 ; Duchateau, 1997]. Lorsque toute mobilisation devient difficile (ex. : étude par RMN du métabolisme musculaire, EMG intramusculaire), l'évaluation isométrique demeure parfois la seule envisageable [Maganaris, 2001 ; Vanderthommen et al., 2003].

La modalité isométrique peut également concerner les efforts prolongés soit en maintenant le plus longtemps possible un pourcentage élevé de la force maximale, soit en développant une force maximale pendant une durée définie, ou jusqu'à un degré de fatigue déterminé (50% FIM) [Masuda et al., 1999 ; Mullany et al., 2002 ; Bilodeau et al., 2003 ; Vøllestad, 1997]. Une épreuve inférieure à la minute apprécie **la résistance à la fatigue** alors qu'une durée plus longue évalue l'**endurance musculaire**.

Même si l'entraînement isométrique s'utilise parfois chez le sportif, son évaluation ne se justifie que pour quelques disciplines comportant, soit des efforts statiques (ski, dériveur, lutte, gymnastique, etc...), soit des efforts dynamiques maximaux à charge très élevée (power lifting, haltérophilie, ...) [Wilson et Murphy, 1996 ; Brown et Weir, 2001 ; Stone et al., 2005].

Le faible coût financier, l'adaptabilité potentielle de l'appareillage et la durée réduite des protocoles isométriques constituent des avantages évidents [Wilson et Murphy, 1996 ; Brown et Weir, 2001].

## 2. Evaluation iso-inertielle

L'évaluation iso-inertielle apprécie tout effort dynamique mobilisant une charge constante [Murphy et al., 1994 ; Abernethy et al., 1995]. L'action musculaire se rapproche des gestes quotidiens avec respectivement des phases d'accélération et de décélération, soumises aux lois de la gravité [Abernethy et al., 1995]. Le plus souvent, elle détermine la charge maximale mobilisable à une seule reprise et ce, sur l'amplitude complète du mouvement (1RM). Les exercices utilisent du matériel commun à la majorité des infrastructures sportives (barres, haltères, poulies, machines, etc...). Les mouvements correspondent à ceux de l'entraînement. L'intérêt pour le sportif doit être souligné car l'effort se rapproche de la gestuelle spécifique de la discipline. Une adaptation du matériel et/ou des conditions d'effort autorise des comparaisons bilatérales [Munich et al., 1997 ; McCurdy et al., 2004 ; McCurdy et Langford, 2005].

Une standardisation rigoureuse du protocole et une réalisation technique de qualité suppriment tout effet d'apprentissage [Schenck et Forward, 1965 ; Hortobagyi et Katch, 1990a ; Jidovtseff et al., sous presse]. Chez le débutant, lors de certains mouvements complexes, une séance d'accoutumance devrait améliorer la reproductibilité et limiter l'influence du seul apprentissage technique.

Divers protocoles permettent de prédire le 1RM avec un nombre limité d'essais [Lombardi, 1989 ; Kraemer et Fry, 1995]. Un nombre trop élevé entraînerait une certaine fatigue compromettant la validité du résultat [Chandler et al., 1997]. La réalisation d'efforts maximaux apparaît parfois difficile

pour des sujets jeunes ou non initiés. Le risque lésionnel potentiel a justifié le développement de formules et de tables permettant l'estimation du 1RM à partir du nombre maximal de répétitions avec une charge inférieure (Tableau I.5) [Berger 1961 ; Epley, 1985 ; Lander, 1985 ; O'Conner et al., 1989 ; Mayhew et al., 1992 ; Mayhew et al., 1995 ; Abadie et Wentworth, 2000 ; Horvat et al., 2003]. Cette qualité prédictive n'a pas toujours été confirmée [Abernethy et al., 1995 ; Logan et al., 1997].

Tableau I.5 – Formules prédictives du 1RM à partir d'un nombre « n » de répétitions réalisées avec une charge « x ».

Auteurs	Prédiction du 1RM
<b>Epley [1983]</b>	1RM : $0,033.n.x+x$
<b>Lander [1985]</b>	% 1RM : $101,3-(2,6712.n)$
<b>O'Conner et al. [1989]</b>	1RM : $0,025.n.x+x$
<b>Mayhew et al. [1992]</b>	1RM : $x.(0,533 + 0,419e^{-0,055.n})^{-1}$

La charge maximale (1RM) apprécie essentiellement la force initiale effectivement requise pour vaincre l'inertie de la charge ; dans cette position biomécaniquement défavorable, la force n'est pas nécessairement maximale [Brown et Weir, 2001]. Les charges élevées s'accompagnent d'une cinétique gestuelle lente, relativement éloignée du geste sportif [Abernethy et al., 1995]. Une évaluation iso-inertielle avec des charges inférieures serait plus judicieuse dans un contexte régulièrement dynamique.

Les tests de détente verticale peuvent être assimilés à des épreuves iso-inertielles car ils apprécient la capacité du sujet à mobiliser leur masse le plus haut possible. La comparaison du squat jump (SJ) et du contre-mouvement jump (CMJ) apprécie les qualités pliométriques [Bosco, 1992]. Les méthodes de Sargent, et d'Abalakov restent faciles sur le terrain [Bosco, 1992 ; Lange et Bury, 2001 ; Lange et Bury, 2002]. L'Ergojump® et l'Optojump® analysent la hauteur du saut et la qualité de l'impulsion en appréciant respectivement les temps de suspension et d'impulsion [Bosco, 1992 ; Lange et Bury, 2002 ; Lehance et al., 2005]. Ils autorisent la réalisation de drop jump (DJ) et de sauts enchaînés [Bosco, 1992 ; Lange et Bury, 2002 ; Lehance et al., 2005]. Certaines formules offrent une estimation de la puissance développée [Canavan et Vescovi, 2004]. Ces épreuves, toujours limitées aux membres inférieurs, n'apprécient jamais la force maximale.

### 3. Evaluation isocinétique

La vitesse isocinétique, préalablement fixée par l'expérimentateur, demeure constante grâce à une résistance variable, asservie en permanence aux potentialités individuelles [Perrin, 1993 ; Croisier et Crielaard, 1999c ; Dvir, 2004]. Cette adaptation permanente de la résistance permet une évaluation dans des conditions optimales de sécurité et ce, même dans un contexte pathologique [Perrin, 1993 ; Croisier, 1996 ; Gleeson et Mercer, 1996]. Ce principe autorise le développement d'une force réellement maximale sur toute l'amplitude du mouvement et ce, quel que soit le mode de contraction (concentrique ou excentrique).

Les évaluations à différentes vitesses analysent *in vivo* les relations force-vitesse (Figure I.3) et tension-longueur du muscle [Perrin, 1993 ; Croisier et Crielaard, 1999b ; Dvir, 2004].

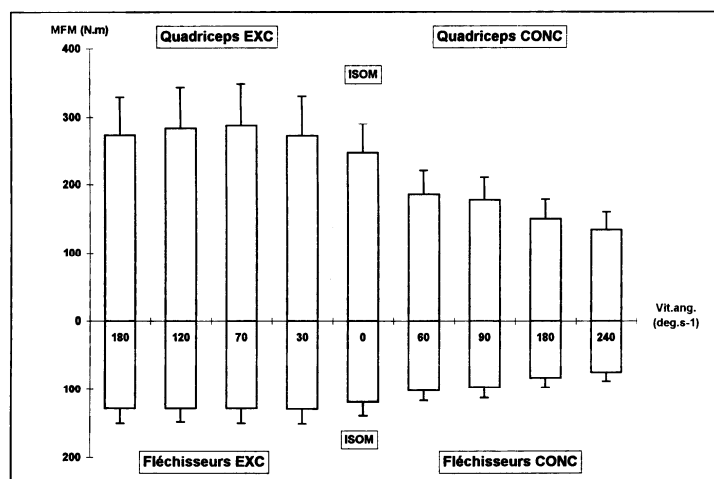


Figure 1.3 – Profil isocinétique (force-vitesse) pour les fléchisseurs et extenseurs du genou lors de contractions concentriques et excentriques [d'après Croisier, 1996].

Divers paramètres chiffrés [moment de force maximum (MFM), travail, puissance, ratios agonistes / antagonistes, index de fatigabilité, etc...] quantifient précisément l'effort isocinétique [Croisier et Crielaard, 1999b ; Pocholle, 2001], alors qu'une analyse qualitative des courbes peut révéler certaines anomalies sans incidence sur les variables quantitatives [Perrin, 1993 ; Croisier et Crielaard, 1999a ; Ayalon et al., 2002].

Le mouvement isocinétique comporte des phases d'accélération initiale et de décélération finale, dont l'importance augmente avec la vitesse, limitant singulièrement le caractère réellement isocinétique de l'évaluation aux vitesses élevées. Le secteur angulaire et les vitesses varient selon l'articulation et le mode de contraction [Perrin, 1993 ; Dvir, 2004]. Par exemple, pour le genou, on recommande un registre de vitesses concentriques entre 60 à 300°.s<sup>-1</sup>, et excentriques entre 30 à 120°.s<sup>-1</sup> [Croisier, 1996]. Une vitesse concentrique trop lente s'avère inconfortable et potentiellement douloureuse au niveau musculo-tendineux, alors qu'une vitesse trop élevée réduit le caractère isocinétique et la validité de l'évaluation, particulièrement en mode excentrique [Croisier, 1996].

**Les dynamomètres à CCO** autorisent une évaluation mono-articulaire généralement de la flexion-extension de la cheville, du genou et de la hanche pour les membres inférieurs, ainsi que la flexion-extension du coude et la rotation interne-externe de l'épaule pour les membres supérieurs. La reproductibilité, satisfaisante, varie selon l'articulation [Perrin, 1993 ; Abernethy et al., 1995 ; Croisier, 1996 ; Gleeson et Mercer, 1996 ; ANAES, 2001 ; Forthomme et al., 2002 ; Dvir, 2004 ; Maquet et al., 2004 ; Forthomme, 2005].

L'évaluation successive de chaque membre autorise les comparaisons bilatérales, alors que l'évaluation agonistes / antagonistes apprécie l'équilibre musculaire [Croisier et al., 1999c]. Les appareils récents permettent une approche excentrique : le dispositif joue un rôle moteur et impose un mouvement auquel le sujet doit résister. Son intérêt apparaît considérable, car cette modalité de contraction intervient lors du cycle étirement-détente de nombreuses actions dynamiques (courses, sauts, lancers) [Jidovtseff et al., 2005]. L'évaluation excentrique permet le calcul de certains ratios mixtes (IJexc/Qconc et REexc/RIconc) précisant le risque lésionnel des ischio-jambiers ou du sus-épineux [Croisier et Crielaard, 1996 ; Aagaard et al., 1998 ; Forthomme, 2005]. L'isocinétisme évalue également la résistance à la fatigue [Thorstensson et Karlsson, 1976 ; Barnes, 1981 ; Croisier et al., 1992 ; Kanehisa et al., 1997 ; Manou et al., 2002 ; Dvir, 2004 ; Maquet et al., 2004].

Chez le sportif sain, l'exploration de la relation F-V-P s'avère parfois trop peu spécifique [Farrar et Thorland, 1987 ; Mognoni et al., 1994 ; Abernethy et al., 1995]. L'évaluation isocinétique en CCO n'exprimerait pas toujours les améliorations fonctionnelles provoquées par l'entraînement [Hurley et al., 1988 ; Wilson et Murphy, 1995 ; Murphy et Wilson, 1996]. Les corrélations avec les performances de terrain semblent plus faibles qu'en CCF [Wilson et al., 1997]. La biomécanique et la cinétique de la chaîne ouverte ne correspondent pas à celles du mouvement sportif ; enfin, les vitesses maximales restent limitées. Par contre, l'isocinétisme apparaît justifié chez le sportif sain en raison de son évaluation excentrique et du dépistage d'éventuels déséquilibres [Croisier, 2005 ; Jidovtseff et al., 2005]. Le prix du dynamomètre isocinétique limite quelque peu son accessibilité [Croisier et Crielaard, 1999c ; ANAES, 2001].

L'évaluation isocinétique en CCO décèle d'éventuelles anomalies chez le sujet pathologique et objective les progrès de la rééducation [Croisier, 2005].

**Les dynamomètres isocinétiques en CCF** évaluent la force maximale, le travail et la puissance lors de mouvements poly-articulaires (par exemple : squat, presse et développé couché) [Jacobs et Pope, 1986 ; Coyle et al., 1979 ; Hortobagyi et Katch, 1990a ; Levine et al., 1991 ; Jablonowsky et al., 1992 ; Davies et Heiderscheit, 1997 ; Wilson et al., 1997]. La validité et la reproductibilité satisfaisantes de la majorité des dynamomètres isocinétiques poly-articulaires [Jacobs et Pope, 1986 ; Hortobagyi et Katch, 1990a ; Levine et al., 1991 ; Jablonowsky et al., 1992 ; Davies et Heiderscheit, 1997 ; Wilson et al., 1997 ; Grooten et al., 2002] seraient inférieures à celles de l'évaluation en CCO [Jablonowsky et al., 1992]. La fatigabilité et le temps d'augmentation de la force présentent une reproductibilité plus faible [Hortobagyi et Katch, 1990a ; Jablonowsky et al., 1992 ; Wilson et al., 1997]. Le type d'exercice pourrait s'avérer important : le mouvement de presse serait plus reproductible que le squat [Hortobagyi et Katch, 1990].

Le concept isocinétique autorise, comme en CCO, la mesure d'une force réellement maximale sur tout le mouvement, dans des conditions de sécurité optimales ; par contre, l'évaluation isocinétique poly-articulaire ne peut spécifiquement apprécier un groupe musculaire isolé et pourrait masquer un déficit local [Augustsson et Thomee, 2000 ; Pocholle, 2001]. Certains dynamomètres autorisent une comparaison bilatérale [Coyle et al., 1979 ; Pocholle, 2001], mais aucun ne précise l'équilibre agonistes / antagonistes. L'évaluation excentrique reste limitée : seuls quelques modèles récents proposent un module CCF excentrique, supportant difficilement le développement de forces très élevées et, en conséquence, plutôt réservés à une rééducation sous-maximale [Dvir, 2004].

L'évaluation isocinétique en CCF évalue globalement la chaîne musculaire du sportif. Les positions des tests demeurent proches de celles de l'entraînement [Jacobs et Pope, 1986 ; Jablonowsly et al., 1992 ; Grooten et al., 2002]. L'évaluation de la force et de la puissance à différentes vitesses définit des profils musculaires spécifiques. Cependant, le contrôle obligatoire de la vitesse réduit la spécificité de cette évaluation ; en effet, les vitesses segmentaires des gestes sportifs dépassent largement les vitesses isocinétiques maximales [Bosco et al., 1982b ; Pappas et al., 1985 ; Forthomme, 2005].

Dans certains contextes pathologiques, notamment après ligamentoplastie du LCA, l'évaluation isocinétique en CCF présente un réel intérêt [Croisier et al., 2000].

#### 4. Synthèse

Les évaluations musculaires classiques comme l'isométrie, la détermination du 1RM, les épreuves de détente verticale et l'isocinétisme rencontrent de nombreuses applications, mais aussi des limites :

- ▶ l'évaluation **isométrique**, parfois utile lors de certaines situations spécifiques, n'aborde jamais l'aspect dynamique pourtant caractéristique de la majorité des activités physiques,
- ▶ le **1RM** reflète uniquement la force maximale du début de mouvement sans préciser son éventuel caractère explosif,
- ▶ les épreuves de **détente verticale**, représentatives d'une certaine explosivité musculaire, n'apprécient jamais la force et ne concernent que les extenseurs des membres inférieurs,
- ▶ l'évaluation **isocinétique** peut déceler d'éventuels déséquilibres musculaires, soit dans une optique préventive, soit au terme d'une revalidation. L'exploration excentrique présente un grand intérêt en raison de son caractère discriminant. L'évaluation des qualités de F-V, en CCO apparaît peu fonctionnelle. Par ailleurs, la cinétique gestuelle, que ce soit en CCO ou CCF, reste relativement éloignée de la pratique sportive.

Chez le sportif de haut niveau, toute évaluation optimale devrait apprécier la force-vitesse dans des conditions biomécaniques proches du terrain. Depuis une vingtaine d'années, on assiste au développement d'instruments évaluant les performances lors de mouvements classiques de musculation, et répondant à l'accélération et à la décélération d'une masse constante : ce sont les **dynamomètres iso-inertiels**.

---

## IV. Le dynamomètre iso-inertiel

---

Le dynamomètre iso-inertiel [Tihanyi et al., 1982 ; Andrew, 1983 ; Hortobagyi et Katcha, 1990 ; Murphy et al., 1994 ; Bosco et al., 1995 ; Richards et al., 1996 ; Newton, 1997 ; Thompson et Bemben, 1999 ; Cronin et al., 2000 ; Funato et al., 2000 ; Rahmani et al., 2000] évalue un mouvement de musculation réalisé avec une charge constante. La vitesse et la puissance, appréciées successivement pour différentes charges, définissent les relations charge-vitesse (Ch-V) et charge-puissance (Ch-P). La fatigabilité et l'endurance musculaire peuvent également faire l'objet d'une évaluation spécifique [Morlock et al., 1997 ; Pilegaard, 1999 ; Schmitz et al., 2000 ; Stauber et al., 2000 ; Pincivero et al., 2006].

Ces instruments offrent de multiples possibilités, principalement en CCF. Certaines machines comme le BTE Dynatrac® [Richards et al., 1996] et le module chaîne ouverte de l'Ariel® [Hortobagyi et Katch, 1990] permettent des évaluations mono-articulaires semblables à celles des dynamomètres isocinétiques.

Les dynamomètres iso-inertiels en CCF utilisent divers capteurs appréciant les caractéristiques de la mobilisation verticale d'une charge (capteur de déplacement, vélocimètre, accéléromètre, angulomètre, capteur optique, etc...) [Mastropaolo, 1992 ; Murphy et al., 1994 ; Bosco et al., 1995 ; Harman, 1995 ; Thompson et Bemben, 1999 ; Rahamani et al., 2000 ; Jidovtseff et al., sous presse]. Un traitement informatique adéquat devrait permettre la mesure rigoureuse de plusieurs paramètres (déplacement, vitesse, accélération, force, puissance...).

La petite taille des capteurs autorise leur application sur de nombreuses machines de musculation [Bosco et al., 1995 ; Cometti, 1995 ; Rahmani et al., 1998]. L'évaluation iso-inertielle reproduit spécifiquement les caractéristiques d'un effort en terme de vitesse, de résistance et de biomécanique ; elle présente théoriquement les qualités requises pour évaluer les effets de l'entraînement.

Les dynamomètres iso-inertiels imposent le respect scrupuleux de certaines règles car ils mesurent une composante de force strictement appliquée selon un axe déterminé ; en conséquence, toute force dirigée en dehors de cet axe ne sera pas prise en compte. L'utilisation d'un guide-barre, muni d'un système limitant les forces de frottement, garantit la qualité de l'évaluation lors de mouvements classiques (squats et développés). L'application possible aux machines équipées de poulies multiplie les possibilités de mouvements, mais exige de considérer la forme des poulies, leur diamètre et l'angle d'application des forces. Seule une modélisation rigoureuse du banc de musculation permet une correction judicieuse des données dynamométriques brutes.

L'appareillage est transportable, ce qui permet son utilisation régulière sur le lieu d'entraînement, facilitant le suivi longitudinal, et soutenant la motivation des athlètes lors d'un programme de renforcement musculaire [Bosco et al., 1995 ; Cometti, 1995].

Objet

de notre travail

---

## A. Objet de notre travail

Une évaluation musculaire rigoureuse apparaît indispensable au suivi de l'entraînement de haut niveau. Les techniques actuelles (isométrie, isocinétisme, 1RM, nRM) ne peuvent jamais objectiver les éventuels progrès dans des conditions biomécaniques et cinétiques fonctionnelles.

L'évaluation dynamométrique iso-inertielle autorise une exploration musculaire spécifique : la répétition d'un exercice dynamique avec plusieurs charges définit un **profil F-V-P** ; elle permet, en outre, l'étude de la **résistance** et de l'**endurance** musculaire.

Notre travail contribue à mettre au point un dynamomètre iso-inertiel spécifique, appréciant certains mouvements verticaux comme le développé couché ou le squat.

Nous devons en fait répondre aux questions suivantes :

### Quelle méthode évalue spécifiquement la force chez le sportif de haut niveau ?

Une revue critique de la littérature soulignera l'intérêt du **dynamomètre iso-inertiel** lors de l'évaluation du sportif de haut niveau. La vitesse et la puissance développées aux différents niveaux de charges établissent la relation F-V-P lors de gestes classiques de musculation comme le squat et le développé couché. Le développé couché sera préférentiellement retenu en raison de sa fréquence et de son exécution plus aisée.

### Comment élaborer un dynamomètre iso-inertiel ?

Notre mise au point devra préciser :

- ▶ les éléments constituant du dynamomètre,
- ▶ la composition des instruments virtuels d'analyse,
- ▶ la validité et reproductibilité des résultats,
- ▶ son application sur un appareil de musculation.

### Quelles sont les modalités d'utilisation de cette technique ?

Le protocole devra s'adapter aux contraintes et aux objectifs de l'expérimentation ; deux épreuves seront ainsi mises au point :

- ▶ l'évaluation du profil F, V, P
- ▶ l'évaluation de la résistance à la fatigue.

Diverses modalités d'exécution seront définies :

- ▶ le mouvement réalisé,
- ▶ la position du sujet,
- ▶ le registre des charges inertielles,
- ▶ le nombre optimal d'essais et la récupération,
- ▶ la séance éventuelle d'accoutumance.

**L'évaluation iso-inertielle présente-t-elle toutes les qualités indispensables à une appréciation musculaire fonctionnelle ?**

Le dispositif iso-inertiel autorisera l'étude *in vivo* de la relation F-V-P mais aussi de la fatigabilité musculaire.

Une analyse quantitative précisera l'évolution normale des principaux paramètres en fonction de la charge et du nombre de répétitions. L'établissement de valeurs de référence permettra d'établir d'éventuelles comparaisons. L'évolution des paramètres tout au long du mouvement (analyse de courbes) définit l'action iso-inertielle.

L'étude de la reproductibilité représente également une étape indispensable.

Nous établirons enfin :

- ▶ le caractère discriminant de l'évaluation,
- ▶ sa sensibilité, qui permettra de distinguer le niveau individuel dans un groupe homogène ou de comparer des populations sportives différentes.

**L'évaluation iso-inertielle peut-elle assurer le suivi longitudinal d'un entraînement spécifique ?**

L'évaluation longitudinale du profil F-V-P et de la résistance à la fatigue sera suffisamment sensible afin d'apprécier les gains fonctionnels engendrés par un entraînement spécifique.

**Faut-il choisir une évaluation iso-inertielle ou isocinétique ?**

L'évaluation isocinétique constitue une analyse de référence qui permet la détermination de divers profils F-V et qui apprécie la résistance à la fatigue.

Une confrontation des deux techniques précisera leurs avantages et inconvénients respectifs.

# ontribution personnelle

---

# C chapitre II :

## Mise au point d'un dynamomètre iso-inertiel

---

## A. Introduction

Les dynamomètres iso-inertiels mesurent toutes les variables relatives au déplacement d'une charge d'inertie constante.

Ces appareils utilisent plusieurs instruments physiques comme le capteur de déplacement, le vélocimètre, l'accéléromètre, ou encore l'angulomètre [Mastropaolo, 1992 ; Bosco et al., 1995 ; Harman, 1995 ; Newton, 1997 ; Thompson et Bembem, 1999 ; Rahmani et al., 2000 ; Jidovtseff et al., 2005].

Un traitement informatique adéquat permet de calculer, par l'intermédiaire de simples opérations ou de dérivées et/ou intégrales, divers paramètres comme la vitesse, la puissance, la force, l'accélération et le déplacement.

L'évaluation iso-inertielle à différents niveaux de charge permet d'établir le profil F-V-P [Newton, 1997 ; Izquierdo et al., 1999 ; Rahmani et al., 2000 ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff et al., 2005].

Ce type de dynamomètre est devenu accessible : les développements technologiques récents permettent d'obtenir, à prix raisonnable, les instruments de mesure, le matériel informatique et les logiciels adéquats.

Le développement d'un dynamomètre iso-inertiel devient potentiellement intéressant dès que l'on souhaite apprécier une performance musculaire.

Dans ce chapitre :

- ▶ nous présenterons les divers éléments composant le dynamomètre iso-inertiel et les instruments virtuels d'analyse,
- ▶ nous préciserons ensuite la validité et la reproductibilité des mesures dynamométriques.

## **B. Développement d'un dynamomètre original combinant capteur de déplacement et accéléromètre.**

Les premiers dynamomètres appréciant la vitesse et la puissance sur des machines de musculation des membres inférieurs (« leg press » et « knee extension »), apparaissent il y a un peu plus de 20 ans [Tihanyi et al., 1982].

L'utilisation d'un capteur de déplacement lors d'un mouvement de musculation à déplacement linéaire permet le calcul, par dérivée, de la vitesse et de la puissance développées et ce, pour différents niveaux de charge [Harman, 1995].

Un accéléromètre a également été proposé, afin de mesurer la performance iso-inertielle musculaire [Thompson et Bembem, 1999].

L'utilisation d'un seul capteur nécessite soit l'utilisation d'une double dérivée avec un capteur de déplacement, soit l'utilisation d'une double intégrale avec l'accéléromètre. Dans les deux cas, les calculs mathématiques et plusieurs arrondissements de données pourraient théoriquement altérer la qualité des résultats [Bosco et al., 1995 ; Harman, 1995 ; Oppenheim et Willsky, 1996].

Afin de minimiser ces éventuelles sources d'erreurs, nous avons systématiquement combiné un **capteur de déplacement** et un **accéléromètre**.

## I. Eléments du dynamomètre iso-inertiel

Notre dynamomètre iso-inertiel comporte les cinq éléments suivants :

- ▶ 1 capteur de déplacement
- ▶ 1 accéléromètre
- ▶ 1 bloc connecteur et 1 carte d'acquisition des données
- ▶ 1 ordinateur
- ▶ 1 logiciel d'analyse des données

### 1. Le capteur de déplacement (annexe 1)

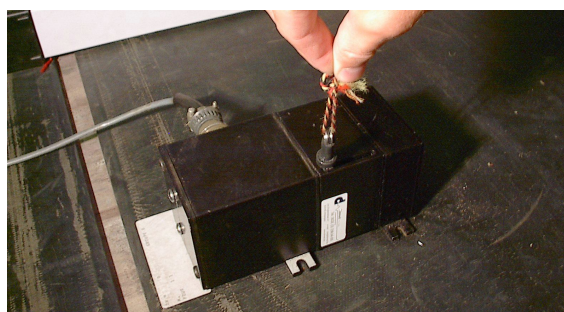


Figure II.1 – Capteur de déplacement PT5DC (Celesco).

Le capteur de déplacement (modèle PT5DC, Celesco Transducer Products, Inc., USA) utilise un câble résistant de deux mètres se déroulant en fonction du déplacement imposé. Un potentiomètre de haute précision offre un signal analogique s'étalant de 0 à 10  $V_{(DC)}$  en fonction du degré de déroulement du câble. Un ressort en spirale autorise un enroulement automatique du câble. Le système reçoit, par l'intermédiaire d'un générateur, une alimentation continue de 14,5 à 40  $V_{(DC)}$ .

### 2. L'accéléromètre (annexe 2)

L'accéléromètre (modèle 3140, ICSensors, Measurement Specialties, Inc., USA) contient divers éléments piézo-résistifs qui, soumis à l'accélération, sont capables de transformer des « déformations mécaniques » en énergie électrique. Le signal s'échelonne de 0,5 à 4,5  $V_{(DC)}$  pour des accélérations variant entre  $-2\text{ g}$  à  $+2\text{ g}$ . Les enregistrements concernent uniquement l'axe perpendiculaire à la surface du capteur. L'accéléromètre, de petite taille, peut se fixer facilement sur les objets mobilisés. Son fonctionnement nécessite une alimentation continue de 12  $V_{(DC)}$ .

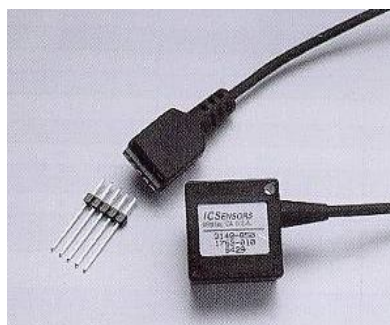


Figure II.2 – Accéléromètre 3140 (ICSensors).

### **3. Le bloc connecteur et la carte d'acquisition des données**

Un bloc connecteur récolte les signaux des deux capteurs et les transmet ensuite à une carte d'acquisition PCMCIA (Daqcard 6024E, National Instrument, USA) qui transforme chaque signal analogique en données numériques directement utilisables par l'ordinateur.

### **4. L'ordinateur**

Un ordinateur portable « Notebook SHS computer 1846 », doté d'un micro-processeur Intel Pentium 4 de 2,8 Ghz, possède un port PCMCIA permettant d'accueillir la carte d'acquisition.

### **5. Le logiciel d'analyse des données**

Les résultats sont analysés par un logiciel Labview<sup>®</sup> (National Instrument, USA) conçu spécifiquement pour les besoins scientifiques. En combinant la rigueur des programmations informatiques structurées, représentées par diverses icônes, et la simplicité du flux des données, le logiciel Labview<sup>®</sup> permet une conceptualisation personnalisée de tous les programmes. Par ailleurs, la puissance de ses fonctions permet de le connecter à divers matériels et à d'autres logiciels.

Le logiciel offre de nombreuses possibilités d'instrumentalisation virtuelle dont :

- ▶ l'acquisition de signaux
- ▶ l'analyse de mesures
- ▶ la présentation de données
- ▶ l'enregistrement des résultats

Au cours de ce travail, nous avons personnellement développé divers instruments virtuels d'analyse des données.

## II. Instruments virtuels d'analyse des données

La composition originale de chaque programme d'analyse varie selon le type de mouvement et le nombre de répétitions. Trois instruments virtuels (IV) seront principalement utilisés :

- ▶ Instrument virtuel concentrique (**IVconc**) (*annexe 3*) : il permet l'analyse des mouvements concentriques. L'enregistrement débute dès que la barre s'élève et se termine lorsque la barre atteint sa hauteur maximale.
- ▶ Instrument virtuel contre-mouvement (**IVcmvt**) (*annexe 4*) : utilisé pour les mouvements complets réalisés avec contre-mouvement. L'enregistrement commence dès que la barre atteint un déplacement minimum et se termine lorsque la barre atteint sa hauteur maximale.
- ▶ Instrument virtuel mouvements répétés (**IVrép**) (*annexe 5*) : utilisé lors des séries de mouvements enchaînés. L'instrument décèle au sein d'une série tous les changements de direction de la barre. Les données concentriques (vitesse > 0) de chaque répétition font l'objet d'une analyse immédiate.

Seuls les éléments fondamentaux de chaque instrument seront présentés :

### 1. Acquisition des signaux

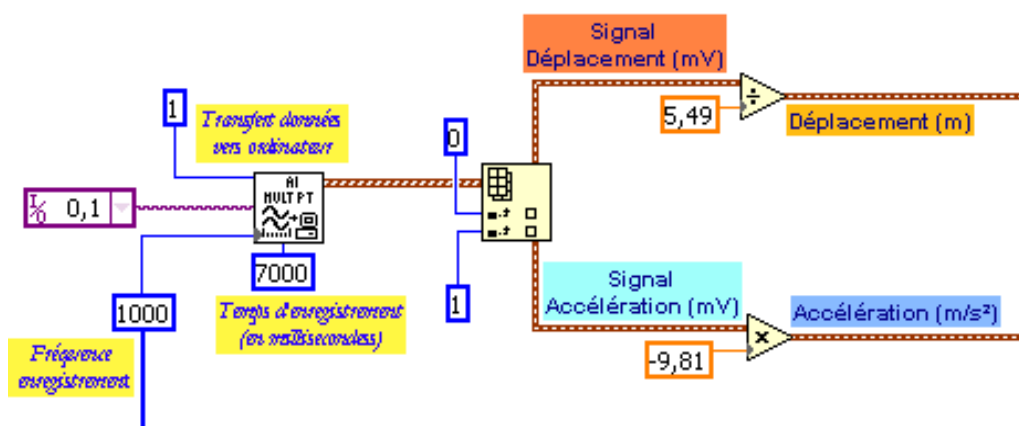


Figure II.3 – Illustration de l'acquisition du déplacement et de l'accélération par un instrument virtuel Labview®.

Le programme détecte sur la carte les signaux mesurés en direct (en mV). L'échantillonnage (1000Hz) et le temps d'enregistrement (7 secondes par exemple) sont fixés arbitrairement. La configuration de chaque signal exprime la performance en mètre (capteur déplacement) ou en  $m.s^{-2}$  (accéléromètre). Au signal de l'accélération, nous ajoutons évidemment la valeur constante de la gravité ( $9,81m.s^{-2}$ ) afin d'obtenir l'accélération et la force réellement développées par le sujet.

## 2. Filtrage des signaux

Les signaux seront secondairement filtrés (Figure II.4) avec un « low cutoff frequency » de 17 Hz, fréquence sensiblement plus élevée que celle d'autres dynamomètres iso-inertiels (Murphy et al., 1994 ; Newton, 1997 ; Cronin et al., 2000).

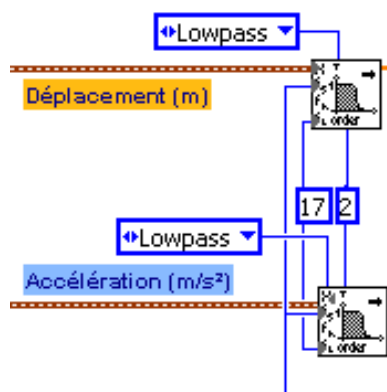


Figure II.4 – Illustration du filtrage des signaux « déplacement » et « accélération » dans un instrument virtuel Labview®.

## 3. Obtention des signaux indirects

Toutes les mesures directes concernent l'accélération ( $a$ ), le déplacement ( $d$ ), le temps ( $t$ ) et la masse ( $m$ ). Les paramètres vitesse ( $V$ ), force ( $F$ ) et puissance ( $P$ ) font ensuite l'objet de divers calculs mathématiques.

La **vitesse ( $m.s^{-1}$ )** s'obtient en calculant la dérivée première du déplacement (Figure II.5).

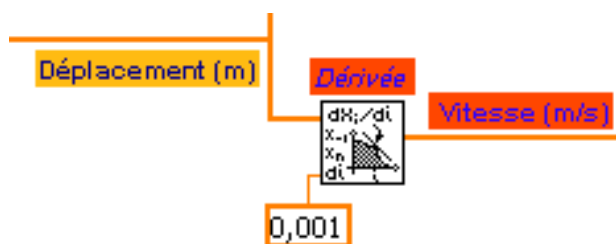


Figure II.5 – Illustration de l'acquisition de la vitesse par dérivée première du déplacement dans un instrument virtuel Labview®.

La **force verticale (N)** résulte du produit de la composante verticale de l'accélération et de la masse soulevée ( $F = m.a$ ).

La **puissance (W)** s'obtient par le produit de la force et de la vitesse ( $P = F.V$ ) (Figure II.6).

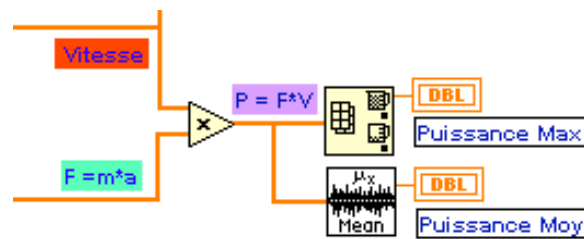


Figure II.6 – Illustration de l'acquisition de la puissance par le produit de la vitesse et de la force dans un instrument virtuel Labview®. Représentation des icônes associées au calcul des paramètres maximaux et moyens de la puissance.

#### 4. Détection du mouvement analysé

Le début et la fin de chaque mouvement seront détectés à partir de critères standardisés :

- ▶ début du mouvement = augmentation (IVconc) ou valeur minimale (IVcmvt) du déplacement,
- ▶ fin de mouvement = déplacement maximum.

#### 5. Calcul des paramètres chiffrés

Pour chaque paramètre, direct ou indirect, les valeurs maximales, minimales et moyennes de l'ensemble ou d'une partie du mouvement peuvent être calculées (Figure II.6).

#### 6. Sauvegarde des données

Au terme de chaque essai, deux sauvegardes seront systématiquement réalisées (Figure II.7) :

- ▶ la première (paramètres principaux) concerne tous les paramètres chiffrés de l'expérimentation,
- ▶ la seconde (données brutes) concerne la totalité de chaque signal enregistré au cours d'un mouvement. Cette sauvegarde permettra, de manière rétrospective, une analyse scrupuleuse comme par exemple l'étude des courbes.

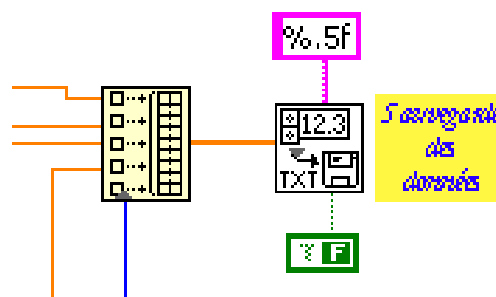


Figure II.7 – Illustration de la sauvegarde des données dans un instrument virtuel Labview®.

## C. Validité, reproductibilité et calibrage des capteurs

### I. Validité et reproductibilité des capteurs

La validité et la reproductibilité de chaque capteur sont directement définies par son constructeur. Les caractéristiques techniques du capteur de déplacement et de l'accéléromètre sont présentées en annexes (*Annexes 1 et 2*).

- ▶ La reproductibilité du déplacement se caractérise par un coefficient de variation (CV) de 0,05% lors du déroulement total du câble.
- ▶ L'accéléromètre présente une erreur relative de 1% (ICSensors, Measurement Specialities, inc., Fairfield, USA).
- ▶ Le capteur de déplacement présente, au moment du déroulement total du câble, une erreur relative de 0,18 % (Celesco Transducer Products, inc., Chatsworth, USA).

La résistance du câble du capteur de déplacement dépend de son ressort à spirale, et varie légèrement selon son état de déroulement. Afin de définir l'évolution de la résistance, nous avons fixé le capteur de déplacement à l'envers et attaché diverses charges lests de masses croissantes (988, 1033, 1079 et 1089 grammes). Pour chaque masse, nous déterminons la position d'équilibre (déroulement du câble) à partir de laquelle la masse ne tombe plus vers le bas, mais est complètement retenue par la tension du ressort (Figure II.8).

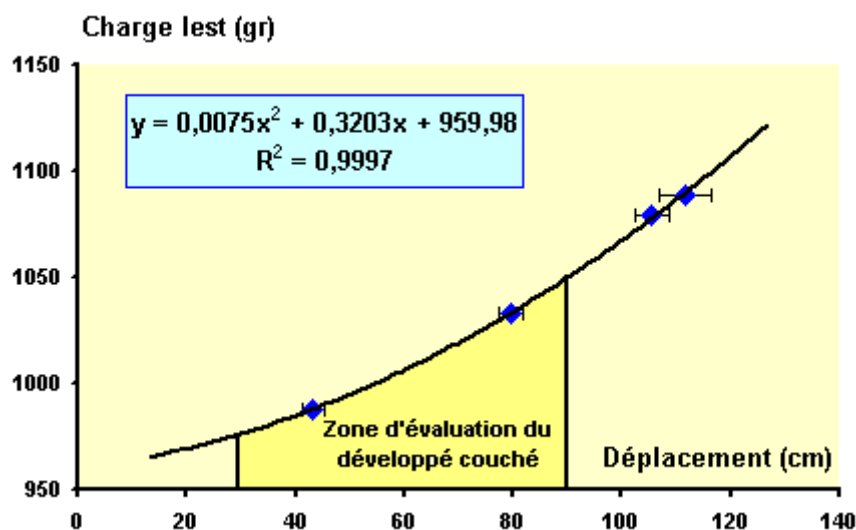


Figure II.8 – Evolution du déplacement du câble du capteur de déplacement lorsqu'il est à l'équilibre avec les différentes charges lests.

La zone d'évaluation du développé couché correspond à un déroulement du câble de 30 à 90 cm. D'après l'équation quadratique de la Figure II.8, la résistance du câble varie dans cette zone entre 976 et 1059 grammes.

## II. Calibrage des capteurs

L'accéléromètre fait l'objet d'un calibrage initial en usine et ne devrait plus, en principe, nécessiter de calibrage supplémentaire. Le signal devra cependant être ajusté sur « zéro » en position de repos.

Le capteur de déplacement sera systématiquement calibré avant chaque évaluation et ce, un quart d'heure après sa mise sous tension ; la procédure de calibrage se déroule de la façon suivante (Figure II.9) :

1. On enregistre les déplacements du capteur pour des déroulements correspondant respectivement à 22,5 ; 90 et enfin 157,5 cm :

**On obtient, par exemple, les mesures suivantes : 22,7 cm ; 91,3 cm et 159,8 cm**

2. On représente graphiquement les trois points afin de déterminer l'équation linéaire et la pente (Figure II.9) :

**L'équation linéaire est :  $y=1,0156x-0,1$  et la pente correspond à 1,0156**

3. Pour étalonner le dynamomètre, on divise la mesure du déplacement par la pente afin d'obtenir le déplacement réel :

**Pour une mesure de 91,3 cm, le déplacement réel est de  $\frac{91,3}{1,0156}=90cm$**

DEPLACEMENT		
réel (cm)	mesuré (cm)	corrigé (cm)
22,5	22,7	22,4
90	91,3	89,9
157,5	159,8	157,3

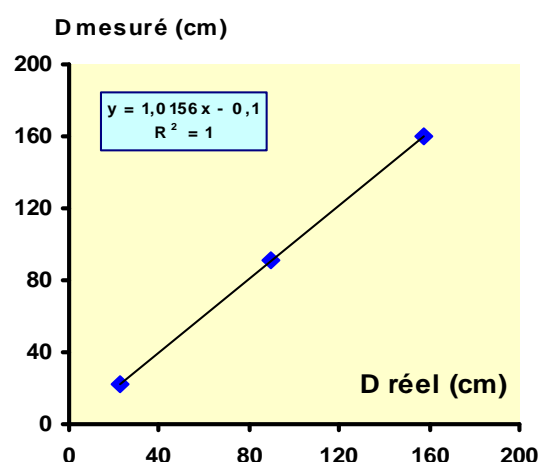


Figure II.9 – Régression linéaire définissant l'évolution du déplacement mesuré en fonction du déplacement réel.

### III. Précision des mesures

La précision d'un capteur définit sa capacité de mesurer un paramètre «  $x$  » avec une marge d'erreur «  $\Delta x$  » la plus faible possible. L'erreur relative, exprimée en pourcents, correspond au rapport entre l'erreur moyenne et la mesure :  $\Delta x(\%) = \Delta x \cdot 100/x$

Les erreurs relatives respectives du déplacement, de l'accélération et du temps ont directement été définies par les constructeurs et sont les suivantes :

**Déplacement** :  $\Delta d(\%) = \Delta d \cdot 100/d = 0,18\%$

**Accélération** :  $\Delta a(\%) = \Delta a \cdot 100/a = 1\%$

**Temps** :  $\Delta t(\%) = \Delta t \cdot 100/t = 0,01\%$

La **masse totale** (charge + tension du câble du CD) peut présenter une erreur qui devrait rester inférieure à 200 grammes.

- ▶ En effet, les charges utilisées présentent, par rapport à leur masse supposée, une erreur pouvant aller jusqu'à 200 grammes. La combinaison de plusieurs charges annule généralement ces petites différences ; cependant une erreur maximale de 100-150 grammes pourrait théoriquement toujours subsister.
- ▶ Par ailleurs, la résistance du câble, s'élève en moyenne à 9,91N, correspondant dans l'axe vertical, à une masse de 1010 grammes. Lors du développé couché, cette résistance moyenne varierait d'approximativement 40-45 grammes aux positions extrêmes selon l'amplitude du mouvement.

L'imprécision des mesures se calcule théoriquement à partir des données des constructeurs et de formules mathématiques [Bosco et al., 1995 ; Harman, 1995].

**Masse** :  $\Delta m(\%) = \Delta m/m \cdot 100 = 0,8\%$  à 25 kg ; 0,4% à 50 kg ; 0,2% à 100 kg

**Vitesse** :  $\Delta v(\%) = \Delta v/v \cdot 100 = \Delta d(\%) + \Delta t(\%) = 0,19\%$

**Force** :  $\Delta F(\%) = \Delta m(\%) + \Delta a(\%) = 1,8\%$  maximum

**Puissance** :  $\Delta P(\%) = \Delta F(\%) + \Delta v(\%) = 1,99\%$  maximum

## D. Validité et reproductibilité du dynamomètre iso-inertiel

La **validité** d'un dynamomètre représente sa capacité de mesurer avec exactitude ce qu'il est censé effectivement mesurer.

Elle peut s'apprécier en comparant les mesures d'un capteur avec celles d'un autre capteur. Une autre possibilité consiste à comparer les résultats dynamométriques avec les valeurs théoriques d'un mouvement standardisé.

La **reproductibilité** du dynamomètre définit sa capacité à recueillir les mêmes mesures lors de la répétition d'efforts identiques.

Afin d'explorer ces deux qualités dans des conditions proches de l'évaluation iso-inertielle du sportif, nous avons réalisé une simulation originale d'un mouvement reproduisant un soulevé de barre.

Le dynamomètre iso-inertiel se fixe sur un banc de musculation autorisant l'évaluation du squat et du développé couché. Un système de poulie assure la standardisation du déplacement vertical de la barre.

## I. Matériel et Méthode

### 1. Matériel

L'instrument iso-inertiel se fixe sur un banc de musculation polyvalent, le "**Multipower M433**" de **SALTER** (Commercial Salter S.A, Barcelone, Espagne) qui permet l'exécution de divers mouvements de musculation (Figure II.10).

La conception du banc repose sur deux principes :

- ▶ le déplacement strictement vertical (grâce au guide-barre) d'une barre chargée selon le souhait de l'expérimentateur ;
- ▶ un bloc incorporant des roulements à billes doubles et des frettes en nylon limitant les forces de frottement lors du déplacement linéaire. Ce bloc guidant, muni de crochets, permet le maintien de la barre à diverses hauteurs.



Figure II.10 – Banc de musculation multipower MP433 de SALTER.

Le "**Multipower**" comporte, tous les sept centimètres et demi, des taquets de sécurité (Figure II.11), qui fixent la hauteur minimale de la barre, mais permettent aussi au sujet de reposer celle-ci lorsqu'il ne peut réaliser le mouvement complet ou lorsqu'il souhaite exécuter un mouvement purement concentrique (lever de barre sans descente préalable). Ils peuvent également limiter la descente de la barre.

Des pastilles rondes d'un centimètre d'épaisseur ① placées sur ces taquets ② autorisent un ajustement plus précis de la hauteur minimale de la barre (Figure II.11).

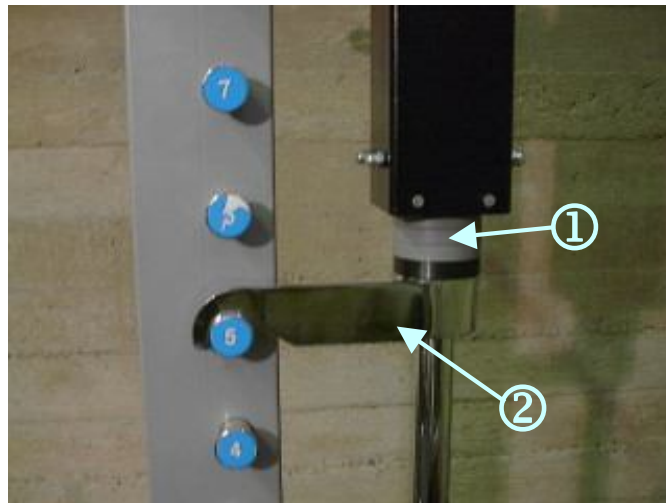


Figure II.11 – Taquets de sécurité et pastilles.

Le guide-barre, les crochets et les taquets offrent une sécurité optimale lors de la pratique d'un exercice de musculation.

L'accéléromètre ③ se fixe horizontalement sur le bloc métallique droit solidaire de la barre. Le capteur de déplacement ④ se place en dessous de l'extrémité droite de la barre ; dans ces conditions, le câble se déroule parfaitement à la verticale (Figure II.12).

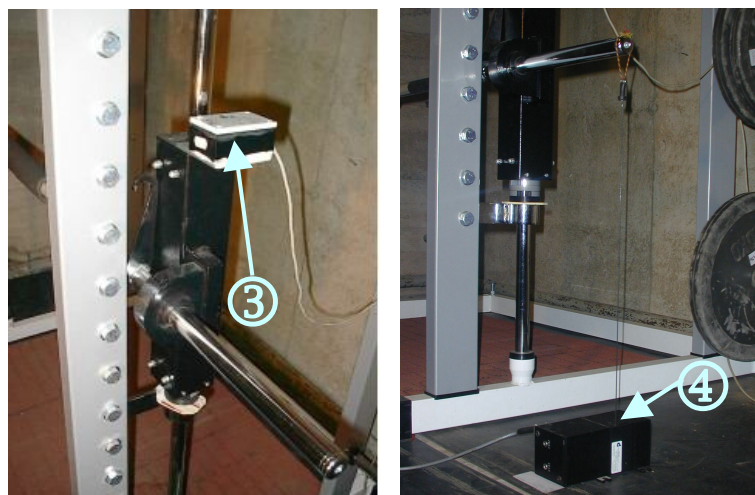


Figure II.12 – Installation de l'accéléromètre et du capteur de déplacement.

Une poulie de 18 centimètres de diamètre est fixée avec des serres joints au cadre supérieur du banc de musculation, juste au-dessus de la barre. Le creux de cette poulie se situe exactement à la médiane de la barre transversale.

Un câble métallique relie le centre de la barre aux charges par l'intermédiaire de la poulie. Sa longueur autorise, lors de la chute des charges, un déplacement de 60 à 70 cm.

## 2. Protocole expérimental

### a. Déroulement de la simulation

La barre est initialement maintenue sur les taquets de sécurité. L'expérimentateur utilise une « charge lest » (30,2 kg) supérieure au poids de la seule barre (23,4 kg) afin de simuler le mouvement (Figure II.13). Avant chaque essai, il vérifie l'immobilité de cette « charge lest ». La barre est ensuite lâchée et sera entraînée vers le haut par la chute de la « charge lest ».

La simulation du mouvement se réalise à 20 reprises lors d'une première séance, et elle sera répétée après trois jours lors d'une seconde séance.

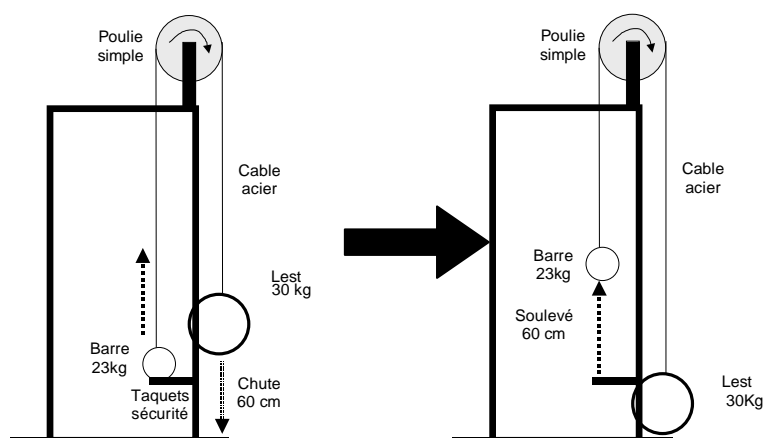


Figure II.13 – Système de poulie lors de la simulation de mouvement.

L'instrument virtuel d'analyse en concentrique (IVconc) enregistre les données.

### b. Modélisation théorique de la simulation de mouvement

Le modèle théorique de la simulation de mouvement décompose les forces de la manière suivante (Figure II.14).

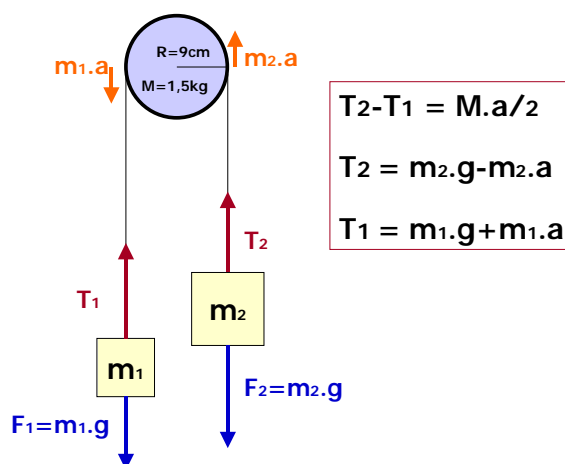


Figure II.14 – Décomposition des forces lors de la simulation de mouvement utilisant une poulie simple.

$m_1$  représente la masse de la barre (23,4 kg) et  $m_2$  la masse du lest (30,2 kg).

$T_1$  et  $T_2$  représentent les tensions respectivement exercées au niveau de chaque câble.

Le système utilise une poulie simple d'une masse ( $M$ ) de 1,5 kg et d'un rayon ( $R$ ) de 0,09 m.

Le moment d'inertie ( $I$ ) se calcule par la formule suivante :  $I = MR^2/2 = 0,006075 \text{ kg.m}^2$

Etant donné que  $\sum \vec{\tau} = I\vec{\alpha}$  et que  $\alpha = \frac{a}{R}$ , on obtient :

$$RT_2 - RT_1 = \frac{1}{2}MR^2 \frac{a}{R}$$

Comme :  $T_2 - T_1 = \frac{1}{2}Ma$  on déduit que :  $(m_2g - m_2a) - (m_1g + m_1a) = \frac{1}{2}Ma$

Dans cette condition expérimentale ( $m_2 = 30,2 \text{ kg}$ ) on calcule l'accélération de la barre ( $a$ ) et la tension dans le câble ( $T_1$  et  $T_2$ ) :

- ▶  $30,2g - 30,2a - 23,4g - 23,4a = 1,5a/2$  ; et donc  $a = 1,227 \text{ m.s}^{-2}$
- ▶  $T_1 = m_1g + m_1a = 23,4 (9,81 + 1,227) = 258,2658 \text{ N}$
- ▶  $T_2 = m_2g - m_2a = 30,2 (9,81 - 1,227) = 259,2066 \text{ N}$

### c. Validité du dynamomètre

La comparaison des mesures physiques recueillies au niveau de chaque capteur, ou à partir de leur combinaison, permettrait de valider indirectement notre système de mesure.

La comparaison des mesures dynamométriques avec l'évolution théorique lors de la simulation de mouvement vérifie la validité des mesures lorsque le dynamomètre iso-inertiel est installé sur le banc de musculation.

#### d. Reproductibilité du dynamomètre

La reproductibilité s'apprécie de plusieurs façons :

1. Un coefficient de variation estime la reproductibilité de chaque signal (20 mesures répétées) lors de la simulation de mouvement. Cette étude permet notamment de comparer la reproductibilité respective de la vitesse et de la puissance, appréciée simultanément soit par le capteur de déplacement, soit par l'accéléromètre, soit par leur utilisation combinée (uniquement pour la puissance).
2. La comparaison des signaux moyens enregistrés par le dynamomètre iso-inertiel d'une séance à l'autre précise la **reproductibilité inter-session**.
3. La **reproductibilité inter-essai** concerne les principaux paramètres iso-inertiels à savoir :
  - ▶ le déplacement maximum ( $D_{max}$ ), qui correspond au sommet de la courbe de déplacement (Figure II.15) ;

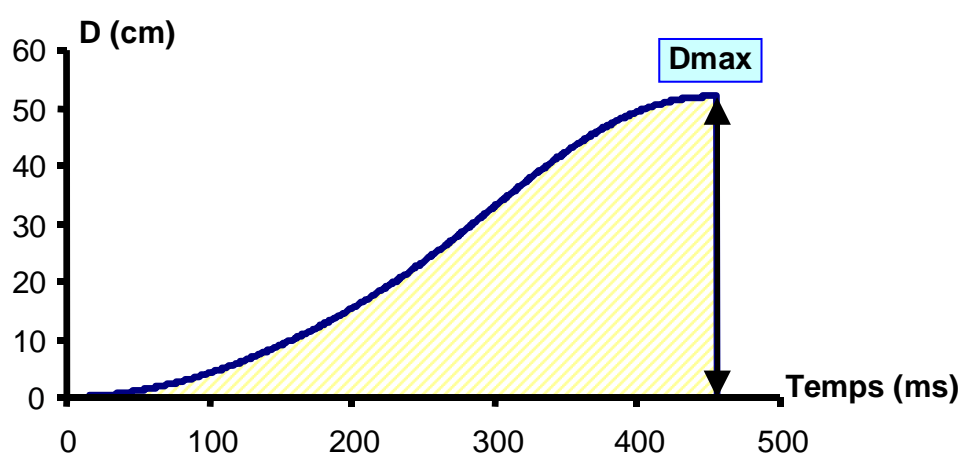


Figure II.15 – Déplacement de la barre en fonction du temps lors d'un développé couché.

- ▶ la vitesse maximale ( $V_{max}$ ), qui représente la vitesse positive la plus élevée du mouvement (Figure II.16) ;
- ▶ la vitesse moyenne ( $V_{moy}$ ), correspondant à la moyenne des vitesses instantanées mesurées à chaque milliseconde du mouvement ;

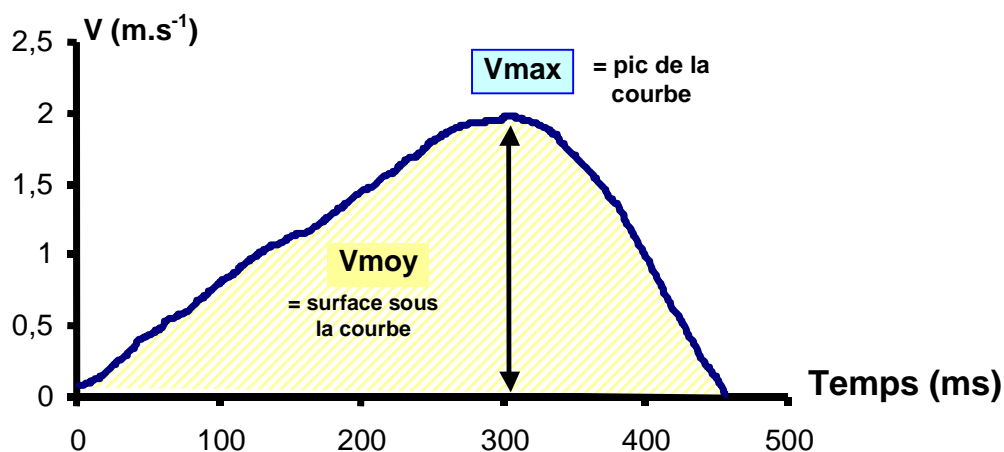


Figure II.16 –  $V_{max}$  et  $V_{moy}$  en fonction du temps lors d'un développé couché.

- ▶ la puissance maximale ( $P_{max}$ ) qui représente la puissance positive la plus élevée développée lors du mouvement (Figure II.17) ;
- ▶ la puissance moyenne ( $P_{moy}$ ) correspondant à la moyenne des puissances instantanées mesurées à chaque point du mouvement ;
- ▶ le temps mis pour  $P_{max}$  ( $T_{pmax}$ ) exprimant la durée nécessaire pour atteindre  $P_{max}$  (Figure II.17).

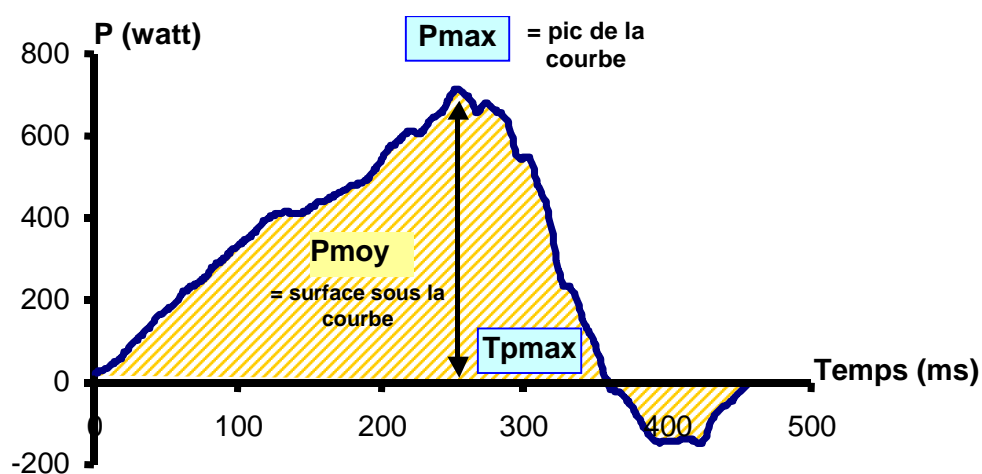


Figure II.17 –  $P_{max}$ ,  $P_{moy}$  et  $T_{pmax}$  en fonction du temps lors d'un développé couché.

### 3. Analyse statistique

Les résultats sont présentés sur base de leurs moyennes arithmétiques.

Une analyse de la variance (ANOVA) compare les signaux d'une même grandeur lorsqu'ils sont obtenus à partir de l'accéléromètre, du capteur de déplacement ou de leur combinaison.

La reproductibilité de chaque signal (CV en %) s'apprécie par le rapport entre la « racine carrée de la moyenne du carré des erreurs » (RMSE) et sa moyenne.

La reproductibilité intra-séance des principaux paramètres iso-inertiels (Dmax, Vmoy, Vmax, Pmoy, Pmax, Tpmay) s'apprécie à partir du coefficient de variation, calculé de la manière suivante :

$$CV(\%) = \frac{\sigma \times 100}{\bar{M}}$$

avec  $\sigma$  qui correspond à l'écart type des 20 répétitions et  $\bar{M}$  qui représente la valeur moyenne de ces répétitions.

La reproductibilité inter-séance des signaux s'apprécie par la formule suivante [Dvir, 2003] :

$$CV_{SD} = \frac{\sqrt{\sum_{j=1}^m \frac{d_j^2}{2m}}}{\sum_{j=1}^m \frac{x_j}{m}} \cdot 100\%$$

où  $d$  correspond à la différence des moyennes observées entre la première et la seconde séance pour chaque point (1000 points), alors que  $m$  représente le nombre total de points et  $\bar{x}_j$  la valeur moyenne des deux mesures pour tous les points.

## II. Résultats

### 1. Comparaison entre les mesures de chaque capteur

Les Figures II.18 comparent les signaux de chaque grandeur physique obtenus respectivement lors de la simulation de mouvement à partir du seul capteur de déplacement (CD), du seul accéléromètre (AC) ou de leur combinaison (AC+CD).

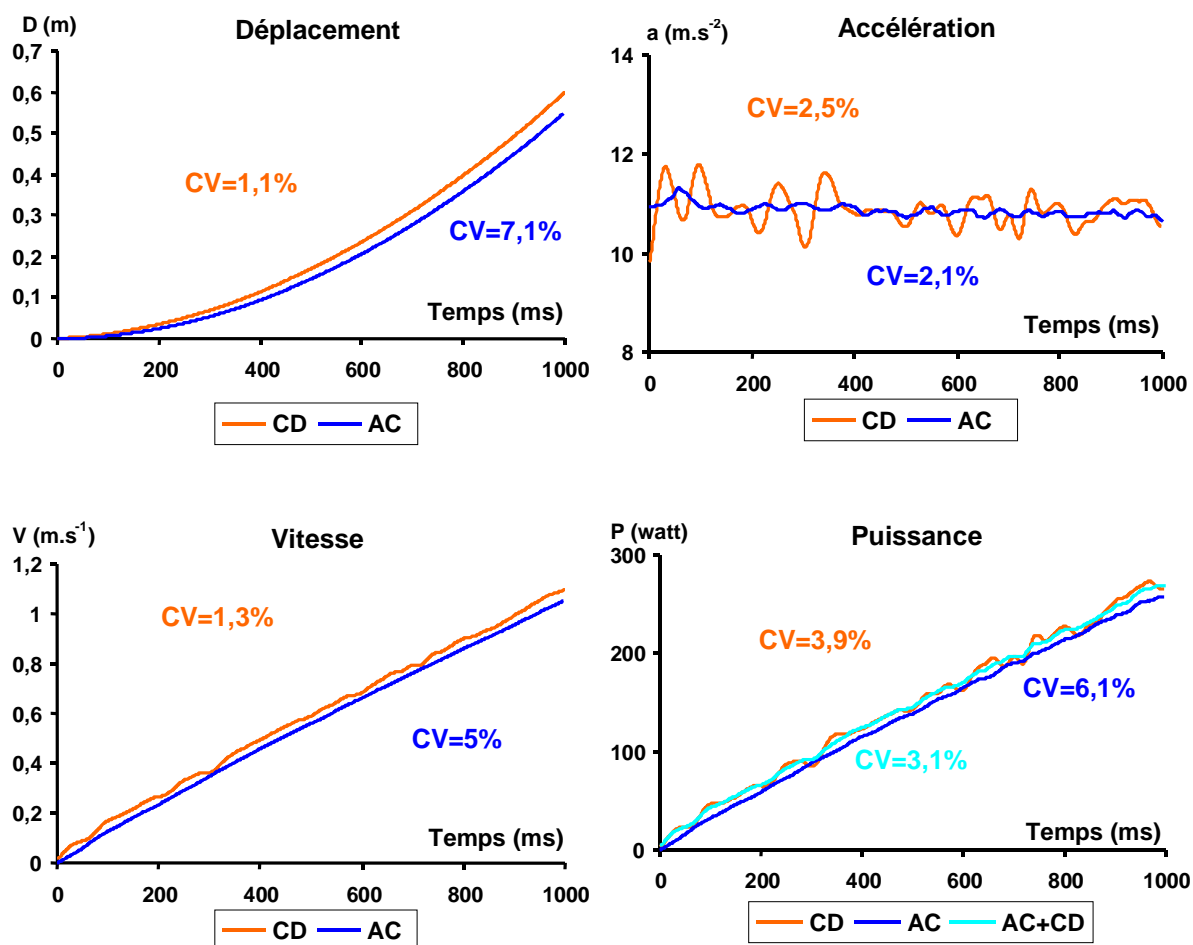


Figure II.18 – Comparaison des signaux observés pour le déplacement, l'accélération, la vitesse et la puissance lors de la simulation du mouvement à partir du capteur de déplacement (CD), de l'accéléromètre (AC) et de leur combinaison (AC+CD).

Le **déplacement**, calculé par la double intégrale de l'accélération, présente des valeurs plus faibles ( $p < 0,05$ ) et une variabilité plus élevée ( $CV = 7,1\%$ ) que celles de sa mesure directe ( $CV = 1,1\%$ ).

L'**accélération**, calculée par la double dérivée du déplacement, présente de nombreuses oscillations. Le signal apparaît nettement plus stable et légèrement plus reproductible lorsqu'il se mesure par l'accéléromètre.

La **vitesse**, mesurée à partir du CD, présente une meilleure reproductibilité ; par ailleurs, la performance calculée à partir de l'accéléromètre reste significativement inférieure ( $p < 0,001$ ).

La **puissance**, calculée à partir des trois modalités de mesure présente globalement une évolution similaire. L'analyse statistique démontre toutefois des différences entre les signaux ( $p < 0,001$ ).

- ▶ L'enregistrement réalisé à partir du seul capteur de déplacement démontre un profil saccadé.
- ▶ Le tracé obtenu à partir de l'accéléromètre apparaît plus stable, mais il présente des valeurs plus faibles ( $p < 0,001$ ) et moins reproductibles ( $CV = 6,1 \%$ ).
- ▶ L'utilisation combinée des deux capteurs délivre un signal intermédiaire, présentant un tracé plus lisse que celui obtenu à partir du seul capteur de déplacement et plus reproductible que celui établi par le seul accéléromètre ( $CV = 3,1 \%$ ).

## 2. Comparaison avec les valeurs théoriques et reproductibilité J1-J2

Notre dynamomètre iso-inertiel utilise un capteur de déplacement qui apprécie la vitesse et un accéléromètre qui mesure directement l'accélération.

L'évolution des mesures iso-inertielles (une seconde d'enregistrement) est comparée avec la valeur théorique d'un modèle sans frottement (courbe bleu foncé). Les graphiques présentent l'évolution de chaque paramètre au cours de la simulation de mouvement lors des deux séances.

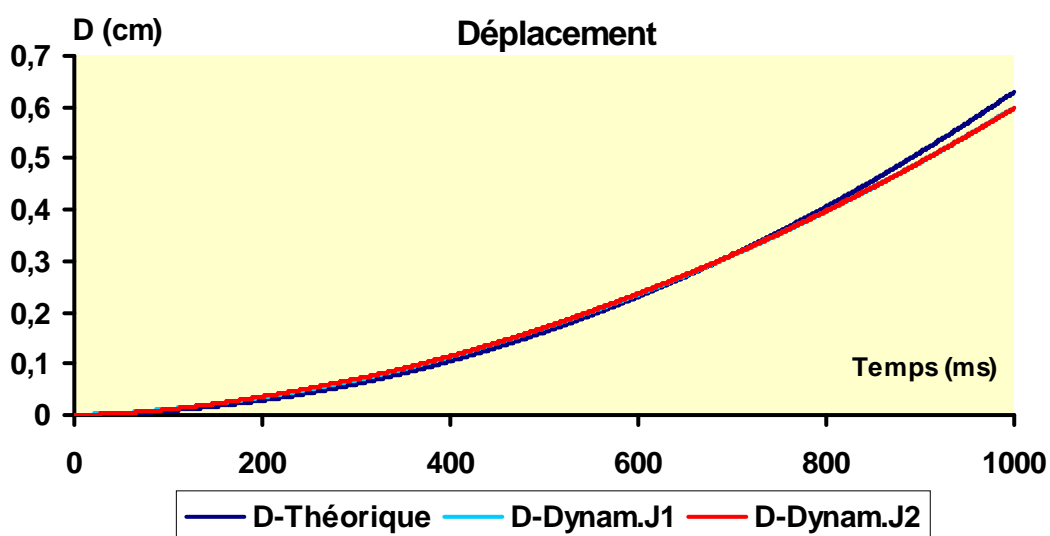


Figure II.19 – Evolution du déplacement de la barre lors de la simulation d'un mouvement avec une charge de 30,2 kg. D-théorique : déplacement théorique selon le modèle sans frottement ; D-Dynam.J1 : déplacement mesuré par le dynamomètre iso-inertiel le jour 1 ; D-Dynam.J2 : déplacement mesuré par le dynamomètre iso-inertiel le jour 2.

Les mesures iso-inertielles du déplacement apparaissent quasi identiques aux jours 1 et 2 (Figure II.19) ; le coefficient de variation inter-séance atteint 0,3 %. L'évolution théorique diffère très peu du déplacement mesuré lors des deux séances. Les courbes se distinguent essentiellement à la fin de la chute de la charge lest.

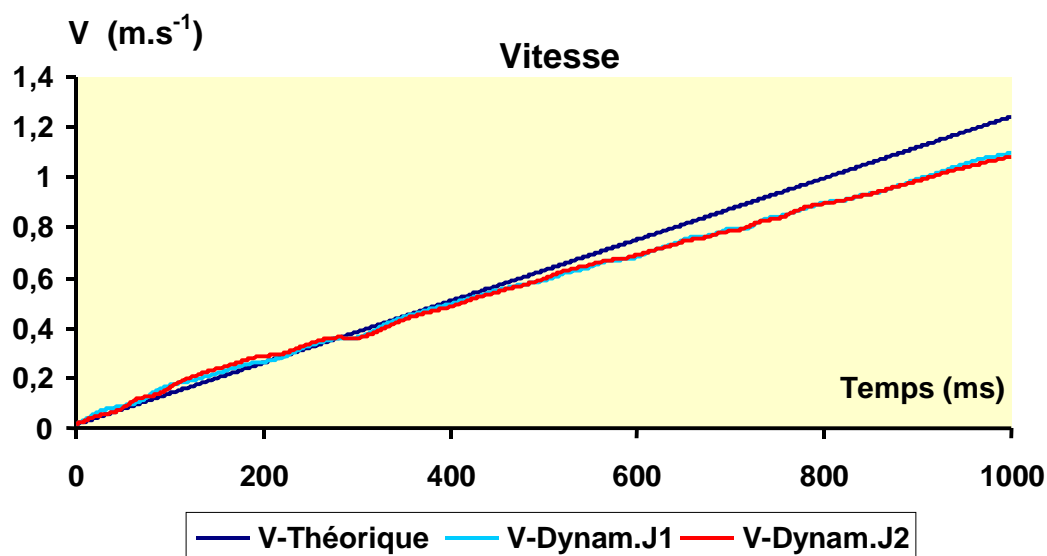


Figure II.20 – Evolution de la vitesse lors de la simulation d'un mouvement avec une charge de 30,2 kg.  
 V-théorique : vitesse théorique selon le modèle sans frottement ;  
 V-Dynam.J1 : vitesse mesurée par le dynamomètre iso-inertiel le jour 1 ;  
 V-Dynam.J2 : vitesse mesurée par le dynamomètre iso-inertiel le jour 2.

Les mesures de vitesse ne diffèrent pas entre les jours 1 et 2. Le CV inter-séance s'élève à 1,1%. La différence entre l'évolution théorique et la mesure dynamométrique, très faible durant les 400 premières millisecondes, augmente par la suite (Figure II .20).

La différence absolue ( $\Delta v$ ) entre les vitesses (théoriques et mesurées) augmente en fonction du temps selon une équation quadratique (Figure II.21).

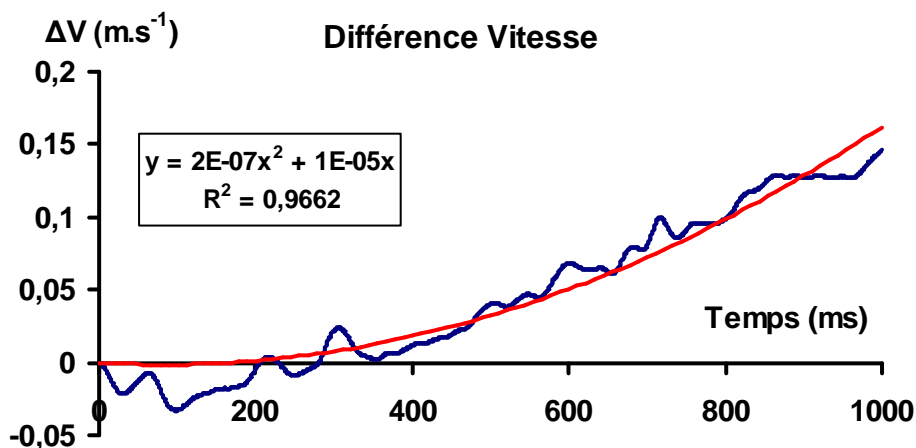


Figure II.21 – Evolution en fonction du temps de la différence absolue entre les vitesses théoriques et mesurées lors de la simulation du mouvement avec une charge de 30,2 kg. La courbe rouge représente la modélisation de cette évolution.

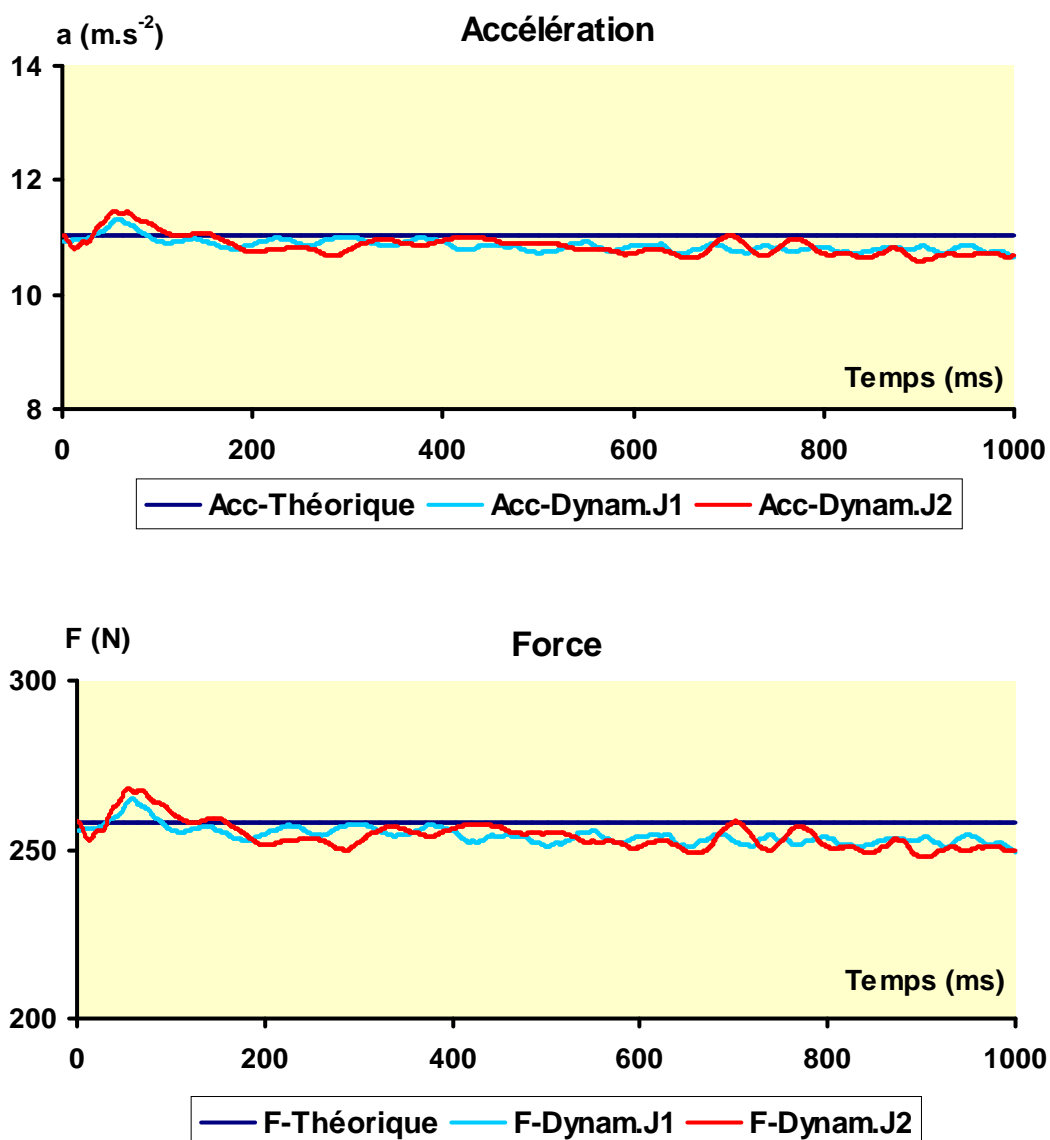


Figure II.22 – Evolution de l'accélération et de la force lors de la simulation d'un mouvement avec une charge de 30,2 kg.

L'accélération et la force présentent la même évolution d'une séance à l'autre, le signal reste stable entre les jours 1 et 2 (CV = 0,9 %) (Figure II.22).

Théoriquement, ces deux mesures devraient être linéaires ; cependant, le dynamomètre révèle en début de mouvement une accélération et une force, quelque peu supérieures aux valeurs théoriques, pour ensuite diminuer très légèrement avec le temps.

Les **forces de frottement**, appréciées par la différence ( $\Delta F$ ) entre la force théorique et celle effectivement mesurée, augmentent linéairement avec la vitesse (Figure II.23).

Une équation caractérise les forces de frottement de notre système :

$$F \text{ (N)} : 6,2336V + 0,3556$$

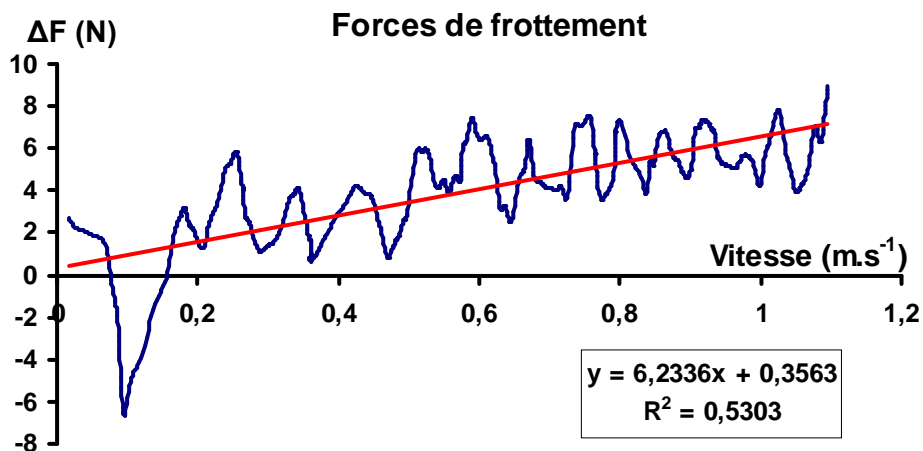


Figure II.23 – Evolution de la différence absolue de force (charge de 30,2 kg) avec l’augmentation de la vitesse entre la mesure dynamométrique et la valeur théorique.

Les mesures dynamométriques de puissance apparaissent quasi identiques entre les jours 1 et 2 ; la variabilité inter-séance atteint 1,5 % (Figure II.24).

La différence entre l’évolution théorique et la mesure dynamométrique de la puissance, extrêmement faible durant les 400 premiers millisecondes, augmente ensuite progressivement.

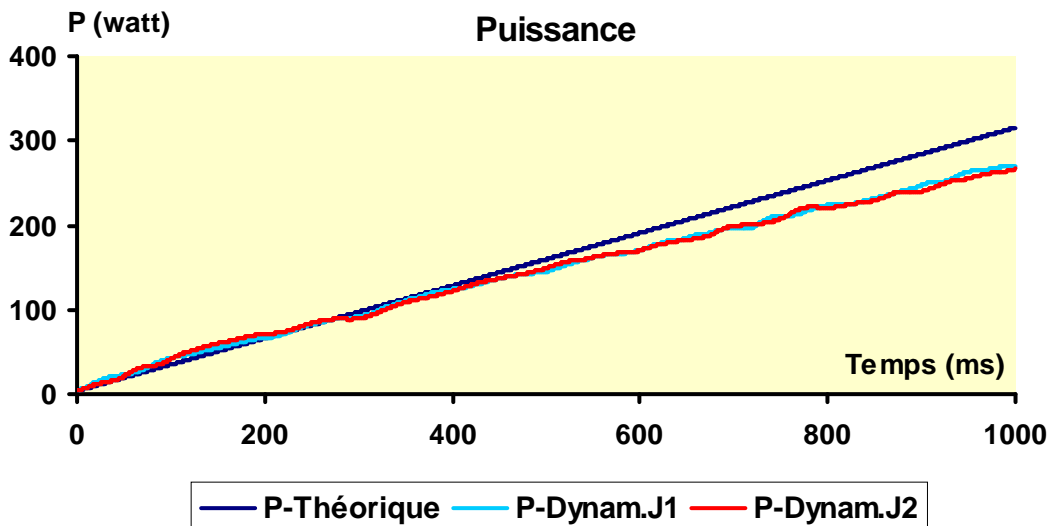


Figure II.24 – Evolution de la puissance lors de la simulation d’un mouvement. P-théorique : puissance théorique selon le modèle sans frottement ; P-Dynam.J1 et J2 : puissance mesurée par le dynamomètre iso-inertiel respectivement aux jours 1 et 2.

Tableau II.1 – Comparaison entre les valeurs théoriques (Th) et dynamométriques (Dyn) (moyenne [écart type]) du déplacement, de la vitesse et de la puissance respectivement 200, 400, 600, 800 et 1000 ms après le début de la simulation de mouvement.

	Déplacement (m)		Vitesse (m.s <sup>-1</sup> )		Puissance (watt)	
	Th	Dyn	Th	Dyn	Th	Dyn
<b>200 ms</b>	<b>0,025</b>	0,031 [0,002]	<b>0,246</b>	0,259 [0,010]	<b>63,4</b>	64,5 [2,1]
<b>400 ms</b>	<b>0,098</b>	0,108 [0,004]	<b>0,491</b>	0,483 [0,016]	<b>126,8</b>	121,7 [4,5]
<b>600 ms</b>	<b>0,221</b>	0,227 [0,007]	<b>0,737</b>	0,674 [0,011]	<b>190,2</b>	167,3 [5,5]
<b>800 ms</b>	<b>0,393</b>	0,386 [0,010]	<b>0,982</b>	0,886 [0,017]	<b>253,7</b>	220,4 [4,5]
<b>1000 ms</b>	<b>0,614</b>	0,585 [0,013]	<b>1,228</b>	1,087 [0,017]	<b>317,1</b>	269,1 [7,7]

A 200 ms, les valeurs dynamométriques dépassent légèrement les valeurs théoriques. Au delà, la vitesse et la puissance deviennent inférieures aux valeurs de référence.

Pour chaque paramètre, l'écart entre la valeur théorique et la valeur mesurée apparaît le plus élevé à 1000 ms ; les différences pourcentuelles pour le déplacement, la vitesse et la puissance atteignent respectivement 4,8 % ; 12,1 % et 16,4 %.

### 3. Reproductibilité des mesures iso-inertielles

La reproductibilité inter-essais (exprimée par son coefficient de variation) des principaux paramètres iso-inertiels lors de la simulation de mouvement est présentée au Tableau II.2.

Tableau II.2 – Coefficients de variation (%) de chaque paramètre suite aux vingt répétitions avec un lest de 30,2 kg.

	Dmax	Vmoy	Vmax	Pmoy	Pmax	Tpmax
<b>CV (%)</b>	0,36	0,73	0,61	0,67	1,70	1,54

Le déplacement et la vitesse apparaissent particulièrement reproductibles avec des CV proches ou inférieurs au simple pour-cent, tout comme les valeurs moyennes de la puissance. Pmax et Tpmax apparaissent toujours reproductibles, avec des CV inférieurs à 2 %.

---

### III. Discussion

---

#### 1. Choix de capteurs

Le capteur de déplacement s'utilise régulièrement pour mesurer la vitesse, l'accélération et la puissance [Bosco et al., 1995 ; Harman, 1995 ; Cronin et al., 2003]. L'accéléromètre peut apprécier les mêmes paramètres [Thompson et Bembem, 1999]. L'utilisation simultanée de ces deux capteurs devrait théoriquement faire double emploi ...

La simulation de mouvement permet de comparer les mesures de position, d'accélération, de vitesse et de puissance à partir d'un seul ou de la combinaison de deux capteurs (Figure II.19). La réduction effective du nombre d'opérations mathématiques et la combinaison des deux capteurs devraient permettre un meilleur résultat.

Le **déplacement**, obtenu à partir du seul accéléromètre, présente une variation standard importante et reste plus éloigné des valeurs théoriques calculées lors de la simulation. La double intégrale amplifie les basses fréquences et atténue les hautes fréquences [Oppenheim et Willsky, 1996]. Le signal obtenu en intégrant une accélération présente un aspect plus lisse (le bruit à haute fréquence est atténué), mais il a tendance à se "décaler" de plus en plus vers le haut ou vers le bas. Lors du traitement mathématique des signaux numériques, l'imprécision de la mesure s'accroît avec l'accumulation des étapes mathématiques et des opérations indispensables de lissage [Oppenheim et Willsky, 1996].

L'**accélération**, dérivée du capteur de déplacement, démontre un profil saccadé que l'on ne retrouve pas avec l'accéléromètre. La double dérivée amplifie les hautes fréquences et atténue les basses fréquences [Oppenheim et Willsky, 1996]. Par conséquent, le signal devient assez « rugueux » (les erreurs "haute fréquence" sont amplifiées).

Nos résultats confirment qu'idéalement, le **déplacement** s'appréciera par le seul capteur de déplacement et l'**accélération** par le seul accéléromètre.

La **vitesse** présente un signal relativement similaire pour les deux capteurs. Toutefois, le calcul de la vitesse s'effectuera à partir du seul capteur de déplacement ; en effet, l'erreur relative des constructeurs (page 44) apparaît plus faible pour le capteur de déplacement (0,18 %) que pour l'accéléromètre (1 %). De plus, la dérivée du déplacement, malgré son tracé légèrement saccadé, apparaît plus proche des valeurs théoriques. La reproductibilité de la vitesse, dérivée du déplacement, apparaît élevée (CV = 1,3 %) et meilleure que celle obtenue à partir de l'accélération (CV = 5 %). En fait, il apparaît très difficile, lors de l'étalonnage, d'aligner parfaitement le signal accélération sur zéro. Le décalage, insignifiant pour définir l'accélération, s'accumule lors du calcul de l'intégrale, provoquant une légère dérive de la vitesse (soit vers le haut soit vers le bas), justifiant sa variabilité supérieure.

La **puissance** peut être calculée selon trois modalités :

1. à partir du seul capteur de déplacement ;
2. à partir de l'accéléromètre ;
3. en combinant l'accélération obtenue par l'accéléromètre à la vitesse dérivée du capteur de déplacement.

La combinaison des deux capteurs offre le meilleur signal ; il apparaît moins parasité que celui obtenu à partir du seul capteur de déplacement et plus reproductible que le signal offert par le simple accéléromètre. La **combinaison de deux capteurs permet d'obtenir des mesures plus valides et plus reproductibles**.

## 2. Validité du dynamomètre

La comparaison d'une même mesure à partir de deux capteurs différents et indépendants vérifie la validité de notre dynamomètre.

Les courbes obtenues à partir des deux capteurs présentent de petites différences tout au long de la simulation de mouvement, différences qui s'avèrent cependant significatives ( $p < 0,001$ ).

Les mesures de déplacement (-10 %), de vitesse (-5 %) et de puissance (-5 %), calculées à partir de l'accéléromètre, apparaissent toujours inférieures à celles mesurées par le capteur de déplacement. Ce décalage ne s'observe pas pour l'accélération (-0,2 %). Le calcul de l'intégrale pourrait amplifier une mesure légèrement inférieure de l'accéléromètre. Le décalage plus important du déplacement (double intégrale) par rapport à la vitesse (simple intégrale) confirme indirectement cette hypothèse.

L'accélération moyenne ne présente aucune différence entre les deux capteurs. Le profil, calculé à partir du capteur de déplacement, apparaît particulièrement rugueux, ce qui s'explique par l'amplification des hautes fréquences liée à la double dérivée [Oppenheim et Willsky, 1996] : la validité de l'accéléromètre serait supérieure. Toutefois, la position différente des capteurs pourrait influencer le « bruit » du signal. Le capteur de déplacement, de par sa position plus extrême, subirait des vibrations plus importantes.

Les capteurs ne mesurent pas de la même façon les grandeurs lors d'un mouvement standardisé. Les différences, insignifiantes pour l'accélération, restent tout de même faibles pour la vitesse et la puissance.

Lorsqu'on apprécie la validité d'un dynamomètre, les mesures recueillies doivent refléter exactement l'effort mis en jeu. L'utilisation d'une poulie simple autorise la simulation du mouvement et la décomposition des forces ainsi que les calculs théoriques du déplacement, de la vitesse, de l'accélération et de la puissance de la barre.

Une étude comparative entre les valeurs théoriques et enregistrées démontre que notre simulation de mouvement ne constitue pas un modèle parfait : la mesure dynamométrique apparaît systématiquement inférieure à celle de l'évolution théorique.

De nombreux éléments, en principe négligeables, pourraient par leur addition favoriser le ralentissement de la barre : la résistance de l'air, le frottement de la barre et de la poulie, l'élasticité du

câble en acier, le poids du câble, la résistance variable du capteur de déplacement, etc... Sans pouvoir formellement le démontrer, le frottement des frettes de nylon sur les guides barre serait un élément essentiel du ralentissement de la barre lors de son soulèvement.

Les forces de frottement augmentent linéairement avec la vitesse, atteignent 6,6 N à 1 m.s<sup>-1</sup> et 12,8 N à 2 m.s<sup>-1</sup> (Figure II.23). Ces résultats confirment ceux de Bosco et al. [1995] pour un dynamomètre iso-inertiel. Le *Plyometric Power System*, un autre dynamomètre, présenterait des forces de frottement de 20 et 40 N [Murphy et al., 1994], deux à trois fois plus élevées que celles de notre dynamomètre.

Malgré leur faiblesse, les forces de frottement altèrent la performance : ainsi, après une seconde de chute, la perte de vitesse atteint 12 % alors que la perte de puissance dépasse 16 %.

L'importance des frottements serait directement liée à la conception du banc de musculation ; l'utilisation du dynamomètre sur des machines différentes pourrait expliquer une certaine variabilité des performances. Des recherches ultérieures devront vérifier la compatibilité des divers bancs de musculation.

### 3. Reproductibilité du dynamomètre

La reproductibilité des signaux, au cours d'une même séance, et d'une séance à l'autre, dépend de l'imprécision de chaque paramètre, théoriquement définie à la page 46.

La reproductibilité du déplacement apparaît la plus élevée, suivie de la vitesse, de l'accélération et finalement, de la puissance.

Les courbes moyennes des jours 1 et 2 se superposent presque parfaitement pour tous les paramètres. Les coefficients de variation, toujours inférieurs à 1,5 %, démontrent l'excellente reproductibilité inter-séance.

La reproductibilité des principaux paramètres iso-inertiels (le déplacement (Dmax), la vitesse (Vmax et Vmoy) et Pmoy) apparaît excellente (CV < 1 %).

La reproductibilité légèrement plus faible de Pmax et de Tpmx (CV < 2 %) s'explique par la plus grande sensibilité de la puissance subissant l'influence simultanée des irrégularités de la vitesse et de l'accélération. Les vibrations parasites engendrées par le mouvement de la barre perturberaient le signal. Les oscillations de l'enregistrement entraînent une survenue plus inconstante du pic de force. Au sommet de la courbe puissance, le tracé irrégulier expliquerait la variabilité supérieure de la valeur pic (Pmax) et de son délai d'apparition (Tpmx). L'impact du profil de la courbe a déjà été souligné lors de l'évaluation isométrique du taux de développement de la force [Sale, 1991], et lors de l'évaluation isocinétique de l'angle d'efficacité maximum [Croisier, 1996].

La simulation de mouvement n'est pas parfaite ; en effet, le lâcher manuel de la barre pourrait quelque peu modifier les signaux en tout début de mouvement. De plus, le câble en acier possède sa propre **élasticité**, sollicitée au moment du lâcher, qui pourrait théoriquement influencer les résultats. Ce câble possède également une certaine **extensibilité** également susceptible de modifier le déplacement maximum et qui pourrait altérer la reproductibilité des valeurs maximales.

# hapitre III :

## Caractéristiques de l'évaluation iso-inertielle

---

---

## A. Modalités du développé couché

---

### I. Introduction

---

Le développé couché, premier des trois mouvements haltérophiles olympiques (développé couché, arraché et épaulé-jeté), s'effectuait initialement en position debout et consistait à pousser (développer) la barre au-dessus de la tête et ce, à bout de bras tendus. Par la suite, en modifiant la seule position de départ, il sera à l'origine d'autres types de mouvements : développé couché, développé incliné, développé décliné, développé assis, ... [Lambert , 1990].

Actuellement, le développé couché constitue (avec le squat et le soulevé de terre) l'un des trois mouvements de force athlétique ; par ailleurs, il représente un exercice classique de tout renforcement des membres supérieurs [Lambert, 1990].

#### 1. Le développé couché classique

Le développé couché classique comporte deux phases dynamiques :

- ▶ le mouvement débute avec la barre en haut, les coudes en complète extension (maintien **isométrique**) ;
- ▶ la flexion des coudes descend ensuite la barre au niveau de la poitrine (phase **excentrique** du mouvement) ; cette phase, en général lente, assure la stabilité de la barre durant tout le mouvement ;
- ▶ enfin, le sujet, grâce à une extension dynamique des coudes et une abduction scapulaire, remonte la barre à son niveau initial (phase **concentrique** du mouvement).

Le rebond de la barre sur la poitrine n'est pas recommandé : en conséquence, tout changement de direction devra s'effectuer quelques centimètres au-dessus de la poitrine [Hortobagyi et Katch, 1990a ; Brill et al., 2000 ; Cronin et al., 2000].

Avec du matériel spécifique et l'aide de partenaires, le sujet peut réaliser une seule des deux phases dynamiques, sollicitant alors spécifiquement les seuls modes excentrique ou concentrique du mouvement.

#### 2. Musculature sollicitée

Le développé couché sollicite le grand et le petit pectoral, le triceps brachial, le deltoïde antérieur, le coraco-brachial, le dentelé antérieur et l'anconé [Delavier, 1998 ; Lambert, 1990] ; la participation relative de ces divers groupes musculaires varie selon la position et la modalité d'exécution.

### 3. Les variantes du développé couché

Plusieurs critères peuvent influencer le mouvement : l'inclinaison du banc de musculation, l'écartement des mains, la position des jambes, le couloir de la barre [Lambert, 1990 ; Barnett et al., 1995 ; Armstrong et Glass, 1997 ; Clemons et Aaron, 1997 ; Delavier, 1998].

#### a. L'inclinaison du banc

Quatre types d'inclinaisons sont possibles.

- ▶ **le développé assis** se réalise sur un banc, le dos maintenu à la verticale ; cette position favorise l'intervention des deltoïdes moyens et antérieurs, des trapèzes et des faisceaux claviculaires du grand pectoral [Lambert, 1990 ; Delavier, 1998],
- ▶ **le développé incliné** nécessite un banc incliné de 45 à 60 degrés vers l'arrière, sollicitant davantage les deltoïdes antérieurs et moyens ainsi que le grand pectoral, principalement son faisceau claviculaire [Delavier, 1998],
- ▶ **le développé couché classique** sur un banc horizontal, favorise le travail global du deltoïde antérieur, du grand pectoral, du triceps et du dentelé antérieur,
- ▶ **le développé décliné** se déroule sur un banc incliné de 10 à 30 degrés par rapport à l'horizontale. Le sujet est allongé, tête en bas, la ceinture pelvienne plus haute que la ceinture scapulaire. Ce développé sollicite particulièrement les faisceaux inférieurs du grand pectoral et le petit pectoral [Lambert, 1990 ; Armstrong et Glass, 1997 ; Delavier, 1998].

#### b. L'écart des mains

La largeur de la prise des mains s'établit selon trois modalités :

- ▶ le développé **mains serrées** (écart compris entre 10 à 40 centimètres, selon la souplesse des poignets) sollicite d'avantage le triceps, les faisceaux antérieurs du deltoïde et la partie claviculaire des pectoraux [Barnett et al., 1995],
- ▶ le développé **prise large** augmente la sollicitation des pectoraux et réduit celle du triceps [Barnett et al., 1995],
- ▶ le développé **coudes le long du corps** (mains écartées au niveau de la largeur scapulaire) intensifie le travail des deltoïdes antérieurs et des triceps, tout en réduisant l'intervention des pectoraux [Barnett et al., 1995].

#### c. La position des jambes (Figure III.1)

La pose des pieds sur le sol augmente la stabilité et sollicite davantage les fessiers, les extenseurs du rachis lombaire, et les abdominaux ; cette position augmente cependant la lordose lombaire. La position verticale des cuisses, favorisant la rétroversion du bassin, réduit les possibilités de compensation et favorise la seule intervention des membres supérieurs [Delavier, 1998].

#### d. Le couloir de la barre

Lors du développé couché, la barre peut se mobiliser selon trois couloirs [Delavier, 1998] :

- ▶ la barre développée au-dessus du **bord chondro-costal** sollicite la partie inférieure des pectoraux ;
- ▶ la barre descendue au niveau de la **région centrale des pectoraux** développe les faisceaux médians ;
- ▶ enfin, la barre placée au niveau de la **fourchette sternale** sollicite les faisceaux claviculaires des pectoraux.

#### 4. Evaluation du développé couché

La variabilité de l'effort en fonction de ces différentes positions exige une standardisation rigoureuse du protocole. Par ailleurs, une même position autorise l'exécution du mouvement selon différentes modalités. Le développé couché peut se dérouler sous une forme classique (excentrique puis concentrique) [Madsen et McLaughlin, 1984 ; Elliott et al., 1989 ; Wilson et al., 1996b ; Cronin et al., 2001] ; certains proposent l'étude de la seule phase concentrique [Wilson et al., 1996a ; Cronin et al., 2000 ; Jidovtseff et al., sous presse] ; enfin, l'évaluation iso-inertielle peut concerner d'autres modalités, notamment celles s'accompagnant d'une projection [Wilson et al., 1996a ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff et Crielaard, 2003 ; Jidovtseff et al., accepté].

Notre dynamomètre iso-inertiel, permettra l'étude de quatre modalités du développé couché, à savoir :

1. développé couché concentrique (**DCC**) ;
2. développé couché complet avec contre-mouvement = forme classique (**DCM**) ;
3. développé couché concentrique avec projection de la barre (**DCCpr**) ;
4. développé couché complet avec contre-mouvement et projection de la barre (**DCMpr**).

Nous souhaiterions définir :

- ▶ l'influence de chaque modalité sur les paramètres iso-inertiels ;
- ▶ la reproductibilité des paramètres iso-inertiels ;
- ▶ les éventuels avantages et inconvénients de chaque modalité.

## II. Matériel et méthodes

### 1. Population

Vingt-trois sujets masculins [étudiants en éducation physique (EP) ou sportifs de loisir (âge =  $23 \pm 3$  ans ; taille =  $182 \pm 6$  cm ; poids =  $78 \pm 7$  kg), indemnes de toute pathologie au niveau des membres supérieurs, participent au protocole.

### 2. Matériel

Le dynamomètre iso-inertiel a déjà été décrit au Chapitre II. Les instruments virtuels IVconc et IVcmt seront utilisés respectivement pour les mouvements concentriques (DCC et DCCpr) et complets (DCM et DCMpr).

### 3. Installation

Le sujet se place en décubitus dorsal sur un banc horizontal, les hanches fléchies à  $90^\circ$ , le dos restera en permanence au contact du banc. La standardisation de la position concerne trois paramètres essentiels :

- ▶ l'**écart des mains**, défini par la distance entre les deux index, lorsque l'abduction des épaules et la flexion des coudes atteignent  $90^\circ$  ;
- ▶ le **couloir de la barre**, correspondant à la région du thorax au niveau de laquelle la barre est soulevée. Il a été fixé à hauteur de la ligne des tétons ;
- ▶ la **hauteur minimale de la barre** variant avec le mouvement :
  - pour le DC concentrique, elle sera fixée à trois centimètres au-dessus du thorax lorsque le sujet débute son évaluation ;
  - pour le DC avec contre-mouvement, cette hauteur sera abaissée de trois centimètres.

Les taquets de sécurité, réglables tous les 7,5 cm, ainsi que diverses pastilles additionnelles d'un centimètre, autorisent la parfaite reproductibilité de la hauteur (Figure II.11).

### 4. Protocole expérimental

Le protocole comporte deux séances : la première permet la familiarisation avec les quatre modalités du développé couché ; la seconde concerne l'évaluation iso-inertielle proprement dite.

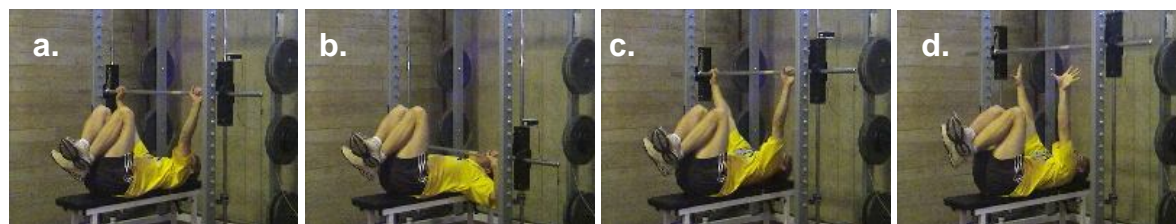


Figure III.1 – Illustrations des différentes étapes rencontrées lors des différentes modalités du développé couché : descente de la barre (a et b) ; montée concentrique de la barre (b et c) ; projection de la barre (d).

**a. Les modalités du mouvement**

- ▶ **Le développé couché concentrique (DCC) (Figure III.1b-c)** : la barre se place sur les taquets, 3 centimètres au-dessus du thorax. Le sujet soulève la barre le plus vite possible jusqu'à l'extension complète des coudes. La barre sera finalement bloquée à bout de bras.
- ▶ **Le développé couché concentrique avec projection (DCCpr) (Figure III.1b-d)** : le début du mouvement est identique au DCC, mais au contraire de la modalité précédente, la barre sera projetée le plus haut possible.
- ▶ **Le développé couché complet avec contre-mouvement (DCM) (Figure III.1a-c)** : la barre est initialement tenue en position haute, les coudes en extension ; le sujet descend la barre vers la poitrine, sans toucher les taquets, et immédiatement, il la soulève le plus vite possible jusqu'à une nouvelle extension complète des coudes ; la barre sera bloquée à bout de bras.
- ▶ **Le développé couché complet avec contre-mouvement et projection (DCMpr) (Figure III.1a-d)** : le mouvement reste identique au DCM, mais la barre sera finalement projetée le plus haut possible.

**b. Familiarisation**

La séance de familiarisation permet au sujet de s'accoutumer aux différentes variantes du développé couché et à l'appareillage.

▶ ***Echauffement***

Une activation cardio-vasculaire préalable comporte quatre séries de 45 secondes de saut à la corde avec une minute de récupération entre les séries. Le sujet réalise ensuite un échauffement plus spécifique comportant diverses circumductions des bras, des poignets, des flexions - extensions des coudes et des rotations du tronc.

Divers étirements spécifiques (pectoraux, biceps, triceps, deltoïdes) d'une durée maximale de 10 secondes sont ensuite activement réalisés.

L'échauffement se termine avec deux séries de 10 développés couchés d'intensité progressive.

▶ ***Détermination de la position d'évaluation***

La position d'évaluation est établie individuellement en fonction des trois critères essentiels : l'écart des mains, le couloir et la hauteur minimale de la barre.

► **Familiarisation avec les variantes du développé couché**

La familiarisation comprend divers conseils techniques d'exécution et quelques séries de répétitions ; ainsi pour chaque variante du DC, le sujet réalise :

- ▶ 5 répétitions à vitesse lente ( $\pm 50\%$   $V_{max}$ );
- ▶ 5 répétitions à vitesse rapide ( $\pm 80\%$   $V_{max}$ );
- ▶ 5 répétitions à vitesse maximale (100 %  $V_{max}$ ).

La récupération atteint trente secondes entre chaque effort et deux minutes entre les séries.

**c. Séance d'évaluation**

L'évaluation proprement dite se déroule systématiquement une semaine après la séance de familiarisation. Les sujets ne peuvent pratiquer aucune activité physique intense 36 heures avant cette évaluation.

Après un échauffement identique à celui de la séance de familiarisation, les sujets devront soulever la barre le plus vite possible, et en cas de projection, ils devront la lancer le plus haut possible.

Tableau III.1 – Modalités du développé couché, nombre d'essais et durée de la récupération.

Modalités	Essais	Récupération
DCC	3	2 minutes
DCM	3	2 minutes
DCCpr	3	2 minutes
DCMpr	3	2 minutes

Les quatre variantes du développé couché (Tableau III.1) se déroulent dans un ordre aléatoire.

La charge, identique pour tous les sujets, correspond au poids (23,2 kg) de la seule barre.

La récupération atteint deux minutes entre les trois essais de chaque modalité et trois minutes entre chaque variante.

Les mouvements complets avec contre-mouvement feront l'objet d'une attention particulière de l'examineur : ainsi le mouvement sera annulé et ensuite recommencé dans deux circonstances :

- ▶ lorsque la barre percute soit les taquets, soit la poitrine du sujet ;
- ▶ lorsque la descente présente une amplitude insuffisante (la tolérance étant fixée à 5 centimètres).

### III. Analyse statistique

L'analyse de tous les paramètres se base sur leurs moyennes arithmétiques et leurs écarts types (moyenne  $\pm$  SD).

Pour l'étude comparative, nous retenons le meilleur essai (Vmax la plus élevée) de chaque modalité.

Le test t de Student pour échantillons appariés détermine la signification statistique des différences entre les paramètres d'une modalité du développé couché par rapport à une autre.

La signification de la supériorité d'une modalité se marque par des lettres différentes :

- ▶ a : supérieur à la performance de la modalité DCC
- ▶ b : supérieur à la performance de la modalité DCM
- ▶ c : supérieur à la performance de la modalité DCCpr
- ▶ d : supérieur à la performance de la modalité DCMpr

pour chaque lettre, la signification d'une différence est représentée comme suit :

- ▶ P < 0,05 est indiqué par une lettre => a
- ▶ P < 0,01 est indiqué par une lettre en gras => **a**
- ▶ P < 0,001 est indiqué par une lettre en gras et soulignée => **a**

Un modèle GLM (Modèle Linéaire Général) permet de vérifier l'influence générale de la projection, du contre-mouvement et de leur combinaison sur les paramètres iso-inertiels.

La reproductibilité d'une mesure d'un essai à l'autre s'apprécie par son coefficient de variation (CV), exprimé en pourcent (%) et défini par l'équation [Schabort et al., 1998] :

$$CV(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n \left( \frac{\sigma}{\bar{x}} \right)^2}{n}} \times 100$$

où  $\sigma$  représente l'écart type des essais pour chaque sujet ;  
 $\bar{x}$  la moyenne des essais pour chaque sujet ;  
 et n le nombre de sujets.

## IV. Résultats

### 1. Comparaison entre les modalités

Les graphiques suivants présentent les résultats (moyennes + écart type) des divers paramètres iso-inertiels de chaque modalité du DC.

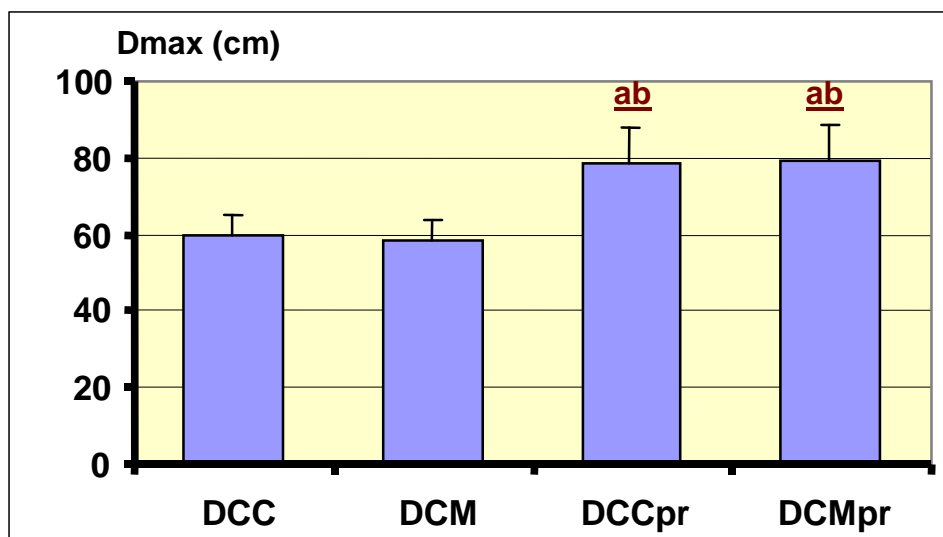


Figure III.2 – Déplacement maximum en fonction de la modalité du développé couché.

Le déplacement maximum de la barre est supérieur ( $\pm 20$  centimètres) pour les deux modalités s'accompagnant d'une projection ( $p < 0,001$ ) (Figure III.2).

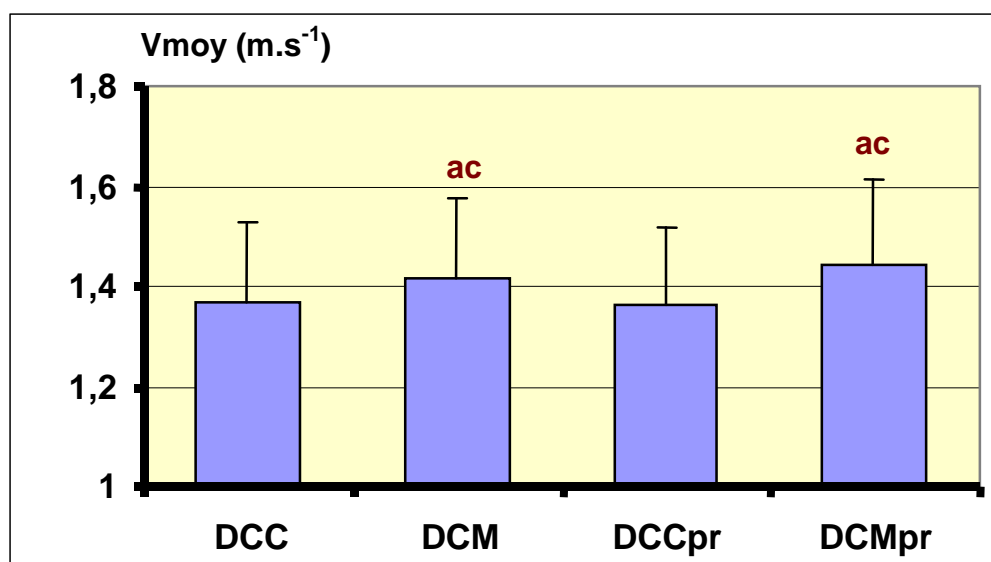


Figure III.3 – Vitesse moyenne en fonction de la modalité du développé couché.

Les deux mouvements complets (DCM, DCMpr) présentent une vitesse moyenne plus élevée ( $p < 0,001$ ) que celle des deux modalités exclusivement concentriques (Figure III.3).

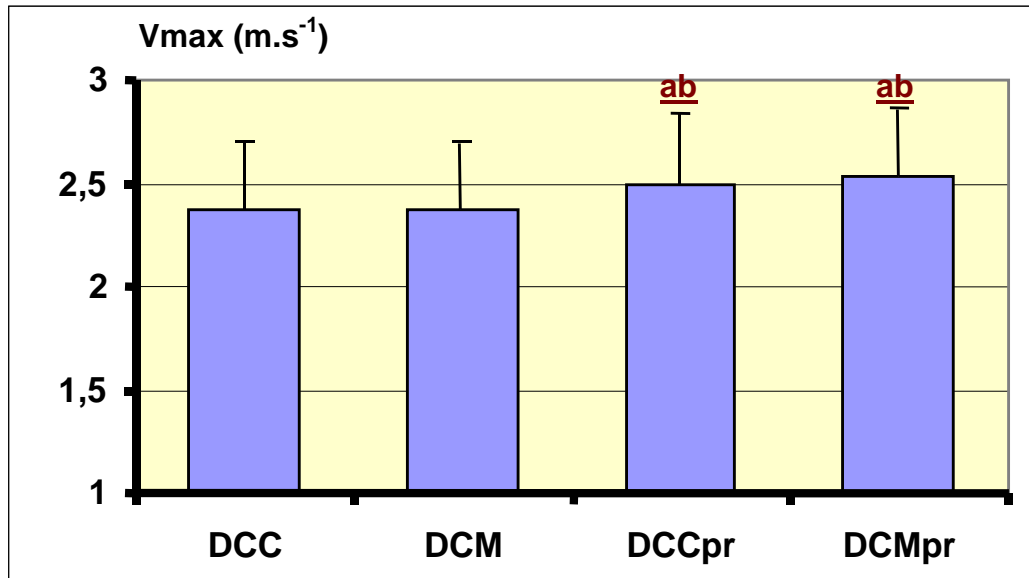


Figure III.4 – Vitesse maximale en fonction de la modalité du développé couché.

Les deux efforts avec projection (DCCpr et DCMpr) se caractérisent par une vitesse maximale plus élevée ( $p < 0,001$ ) (Figure III.4).

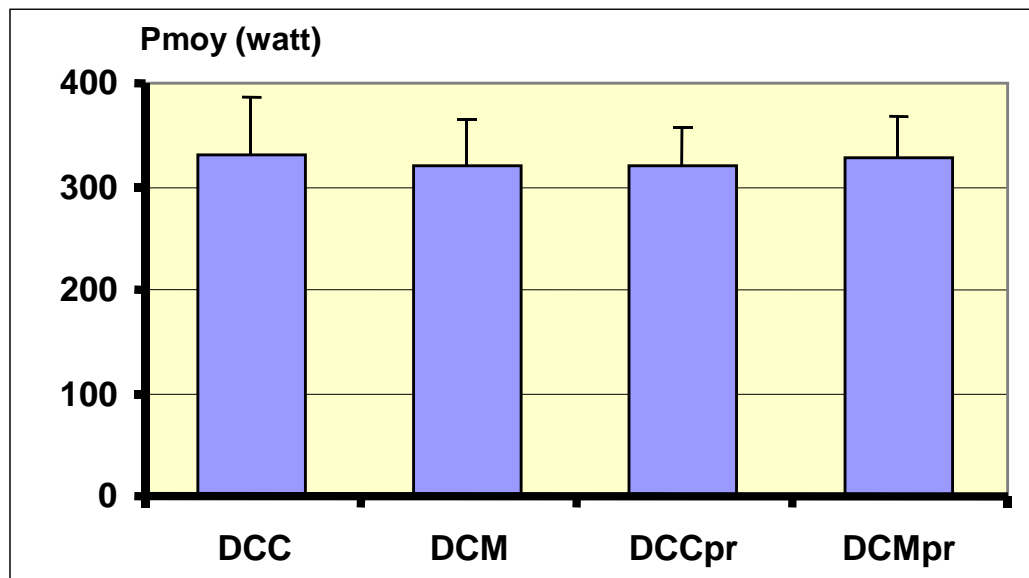


Figure III.5 – Puissance moyenne en fonction de la modalité du développé couché.

La puissance moyenne n'apparaît pas influencée par la modalité de mouvement (Figure III.5).

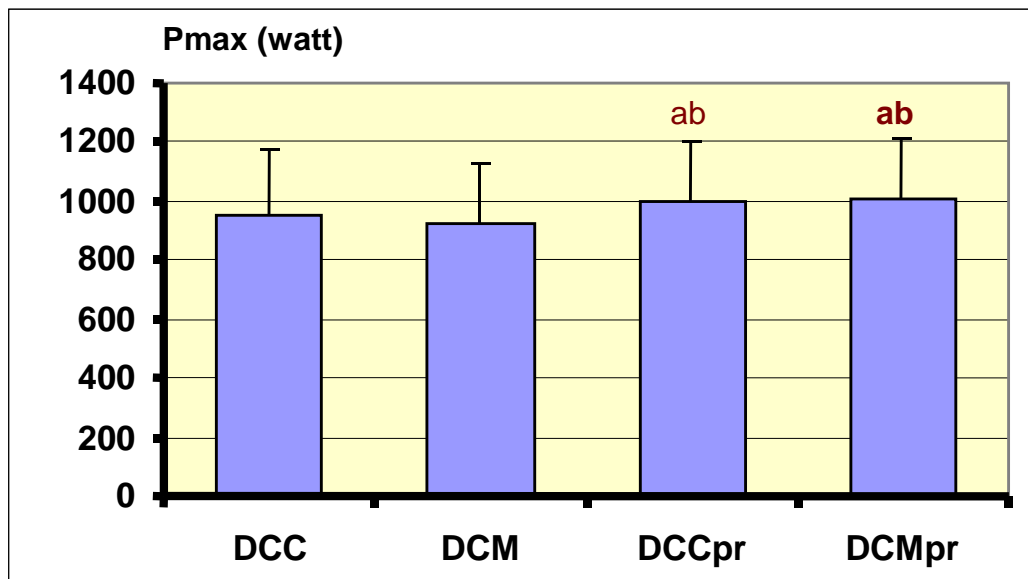


Figure III.6 – Puissance maximale en fonction de la modalité du développé couché.

La puissance maximale apparaît, par contre, plus élevée lors des deux mouvements avec projection ( $p < 0,001$ ) (Figure III.6).

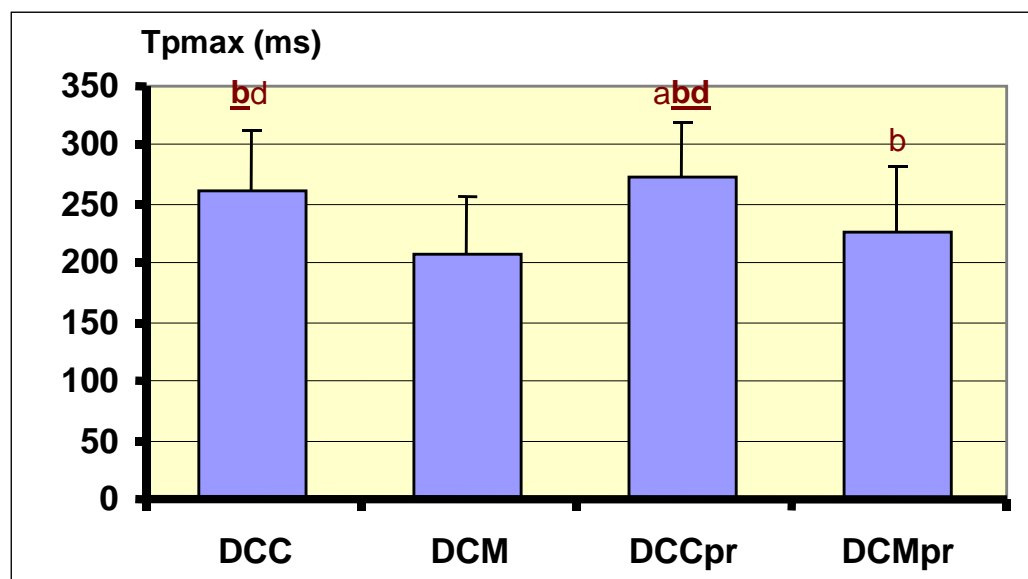


Figure III.7 – Temps nécessaire au développement de la puissance maximale en fonction de la modalité du développé couché.

Le temps nécessaire pour développer la puissance maximale augmente lors des mouvements avec projection ; par ailleurs, cette durée apparaît plus élevée lors des mouvements exclusivement concentriques par rapport à ceux comportant un contre-mouvement (Figure III.7).

L'influence de la projection sur  $T_{pmax}$  est significative ( $p < 0,05$ ) ; l'influence du contre-mouvement apparaît hautement significative ( $p < 0,001$ ).

L'analyse GLM vérifie globalement l'influence respective du contre-mouvement et de la projection ; elle confirme les résultats d'une analyse individuelle de chaque modalité.

La réalisation du **contre-mouvement** augmente la  $P_{moy}$  et la  $V_{moy}$  ( $p < 0,001$ ), et diminue  $T_{pmax}$  ( $p < 0,001$ ) sans modifier  $D_{max}$ ,  $V_{max}$  et  $P_{max}$ .

La Figure III.8 illustre, lors d'un développé couché avec ou sans contre-mouvement, l'évolution temporelle de la vitesse et de la puissance. L'allure générale (DCCpr, DCMpr) des courbes suggère que le **contre-mouvement** améliore la performance lors de la partie initiale du développé couché ; certes, les vitesses maximales restent similaires mais elles apparaissent plus précocement lors du contre-mouvement. Le simple déplacement des courbes vers la gauche exprime la réduction de  $T_{pmax}$  et du temps pour atteindre la vitesse maximale, sans modifier  $P_{max}$  et  $V_{max}$ .

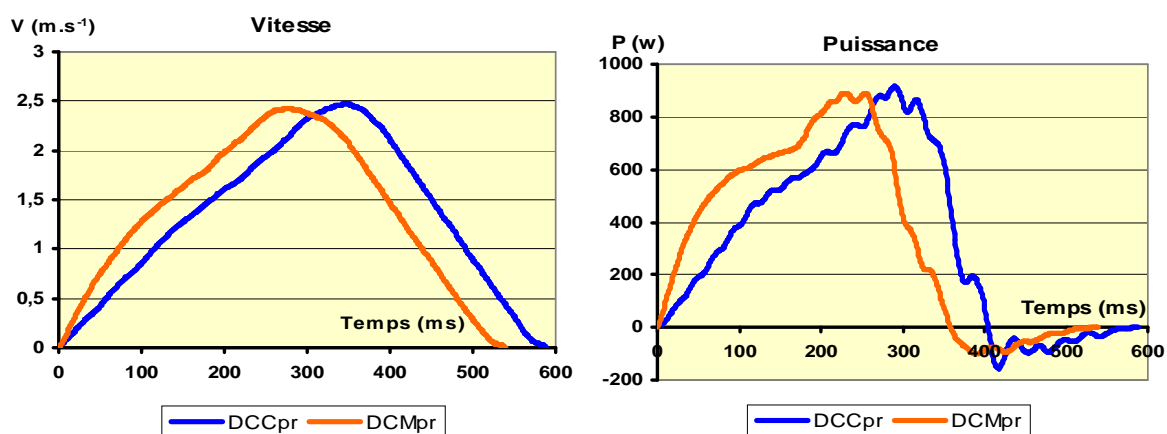


Figure III.8 – Influence du contre-mouvement (DCCpr versus DCMpr) sur l'évolution de la vitesse (a) et de la puissance (b) au cours d'un développé couché.

La **projection** de la barre s'accompagne d'une majoration de  $D_{max}$ ,  $P_{max}$ ,  $V_{max}$  et  $T_{pmax}$  ( $p < 0,001$ ) sans modifier  $P_{moy}$  et  $V_{moy}$ .

L'évolution temporelle de la vitesse illustre l'influence de la projection (Figure III.9) : la première partie de la courbe apparaît identique pour les deux modalités ; par contre, lors de la projection de la barre, le développement plus important de la vitesse et de la puissance maximale est plus tardif.

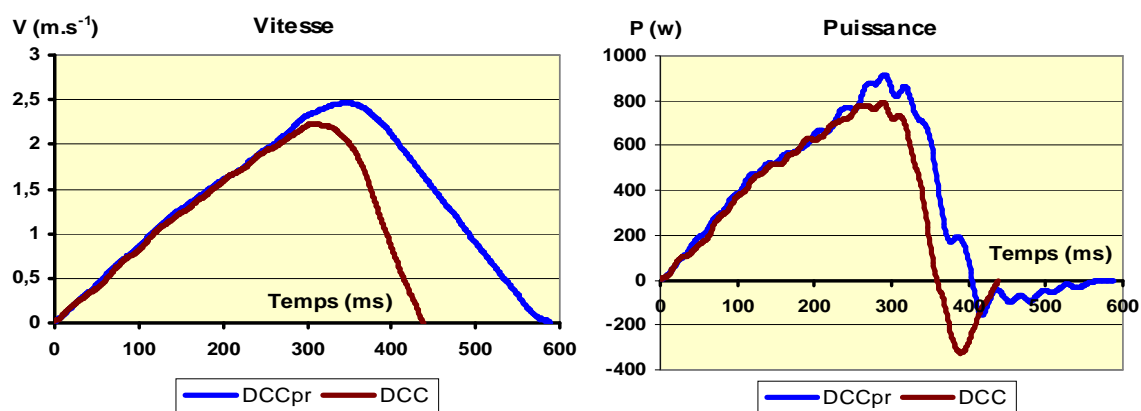


Figure III.9 – Influence de la projection (DCC versus DCCpr) sur l'évolution de la vitesse (a) et de la puissance (b) au cours d'un développé couché.

## 2. Reproductibilité inter-essai des paramètres iso-inertiels selon la modalité du développé couché (Tableau III.2)

Tableau III.2 – Coefficients de variation des paramètres iso-inertiels selon la modalité du développé couché.

CV (%)	<i>Dmax</i>	<i>Vmoy</i>	<i>Vmax</i>	<i>Pmoy</i>	<i>Pmax</i>	<i>Tpmax</i>
<b>CC</b>	2,3	3,2	2,5	6,2	6,9	8,2
<b>CP</b>	3,2	3,4	2,5	5,4	7,6	15,4
<b>CCpr</b>	1,8	2,1	1,9	4,1	8,6	8,9
<b>CPpr</b>	2,5	2,2	2	3,8	7,2	11,6

La reproductibilité inter-essai apparaît excellente (CV entre 1,8 et 6,2 %) pour *Dmax*, *Vmax*, *Vmoy* et *Pmoy*.

La puissance maximale présente des CV légèrement plus élevés (entre 6,9 et 8,6 %), mais acceptables car toujours inférieurs à 10 %.

*Tpmax* présente une reproductibilité moindre (CV >10 %) lors des mouvements complets.

Le travail avec projection s'accompagne pour *Dmax*, *Vmoy*, *Vmax* et *Pmoy* d'une reproductibilité légèrement supérieure.

---

## V. Discussion

---

Le développé couché pourrait se dérouler selon diverses modalités notamment fixées par l'inclinaison du tronc, le placement des jambes, l'écart des mains et le couloir de la barre. Chaque position angulaire des différents segments corporels serait susceptible d'influencer la performance [Wagner et al., 1992 ; Barnett et al., 1995 ; Armstrong et Glass, 1997 ; Clemons et Aaron, 1997]. Une standardisation rigoureuse de notre protocole s'avérait donc indispensable...

Certains critères semblent définitivement acquis : le sujet se place en décubitus dorsal, favorisant le contact du dos et des fesses avec le banc ; la barre est généralement disposée parallèlement aux tétons [Berger, 1961 ; Mayhew et al., 1991 ; Murphy et Wilson, 1996 ; Scanlan et al., 1999 ; Brill et al., 2000 ; Cronin et al., 2000], ce qui réduirait le moment de force par rapport aux épaules [Madsen et McLaughlin, 1984].

La position des jambes reste controversée. Initialement, le développé couché se déroulait les pieds systématiquement posés sur le sol, modalité adoptée lors des concours de power-lifting [Madsen et McLaughlin, 1984 ; Elliott et al., 1989 ; Lambert, 1990]. L'hyperlordose lombaire intensifie la sollicitation des pectoraux inférieurs, autorisant certes le soulèvement de charges plus élevées, mais favorisant potentiellement l'apparition de lombalgies [Delavier, 1998] : elle sera déconseillée. Afin d'atténuer cette ensellure lombaire, certains conseillent de poser les pieds sur le banc [Murphy et al., 1994 ; Wilson et al., 1996 ; Logan et al., 1997]. La flexion des hanches à 90°, adoptée dans notre protocole, empêche toute intervention des membres inférieurs et maintient le dos contre le banc.

L'écart des mains peut correspondre à la largeur des épaules [Berger, 1961 ; Wagner et al., 1992 ; Clemons et Aaron, 1997]. Cette prise étroite, parfois intéressante (lancer du poids), reste relativement éloignée du geste de l'entraînement. L'écart apparaît généralement « supérieur à la largeur des épaules » [Mayhew et al., 1991 ; Scanlan et al., 1999 ; Kim et al., 2002 ; Horvat et al., 2003], définition assez vague, incompatible avec une standardisation rigoureuse. Certains auteurs décrivent un écart correspondant à la distance entre les mains lorsque l'abduction scapulaire et la flexion des coudes atteint 90° [Murphy et al., 1994 ; Wilson et al., 1996 ; Logan et al., 1997]. Nous avons finalement retenu cette dernière position relativement proche de celle généralement adoptée lors de l'entraînement et permettant le développement d'une force optimale [Wagner et al., 1992 ; Clemons et Aaron, 1997].

La hauteur des taquets de sécurité, déterminant la hauteur initiale de la barre, sera également standardisée ; certains placent la barre un centimètre au-dessus de la poitrine [Izquierdo et al., 2002], situation difficilement compatible avec la profonde inspiration qui précède l'effort iso-inertiel. Une hauteur de 5 centimètres [Cronin et al., 2000 ; Cronin et al., 2003] réduirait l'amplitude de mouvement. Un niveau initial intermédiaire (trois centimètres) semble optimal ; cette hauteur, conseillée par Thompson et Bemben [1999], garantit un mouvement ample, sans perturber l'aplanissement thoracique.

Lorsque l'effort débute par un contre-mouvement, les taquets de sécurité seront abaissés de trois centimètres, permettant d'éviter tout contact avec la barre.

Au cours de l'évaluation, nous surveillons la hauteur du contre-mouvement ; l'essai sera annulé et en conséquence obligatoirement recommencé [Cronin et al., 2001] dans trois circonstances :

- ▶ contact avec les taquets de sécurité ;
- ▶ contact avec la poitrine ;
- ▶ contre-mouvement trop précoce (débutant avant un niveau horizontal situé 5 centimètres au-dessus de la poitrine).

L'étude de l'**influence du contre-mouvement** apparaît originale [Jidovtseff et al., accepté] ; cette modalité modifie plusieurs paramètres iso-inertiels ; ainsi,  $V_{moy}$  augmente alors que  $V_{max}$  et  $P_{max}$  demeurent stables mais surviennent plus précocement [Cronin et al., 2000 ; Cronin et al., 2003].

Une analyse graphique (Figures III.8 et III.9) confirme le déplacement des courbes vitesse et puissance vers la gauche [Walshe et al., 1998 ; Cronin et al., 2000].

La descente préalable de la barre provoque un étirement musculaire dynamique (surtout du grand pectoral [Rosentswieg et al., 1975]) améliorant la performance concentrique [Cavagna et al., 1968 ; Assmussen et Bonde-Petersen, 1974 ; Komi et Bosco, 1978 ; Bosco et Komi, 1979 ; Bosco et al., 1981]. Ce phénomène, connu sous le vocable « cycle étirement-détente », s'explique par la combinaison de plusieurs facteurs [Van Ingen Schenau et al., 1997 ; Walshe et al., 1998 ; Cronin et al., 2000] :

1. la restitution de l'énergie élastique ;
2. le déclenchement d'activités réflexes ;
3. la pré-contraction musculaire ;
4. une disposition musculo-tendineuse favorable.

Tout système musculo-tendineux comporte une **composante élastique en série** (CES) initialement étirée lors de la phase excentrique. Le potentiel énergétique ainsi accumulé sera ensuite mécaniquement restitué lors du raccourcissement musculaire subséquent, s'additionnant directement au seul travail musculaire [Cavagna et al., 1971 ; Assmussen et Bonde-Petersen, 1974 ; Bosco et Komi, 1979]. **La restitution de cette énergie élastique** serait liée à la vitesse du contre-mouvement [Cavagna et al., 1968 ; Bosco et al., 1981]. Si la phase concentrique ne suit pas immédiatement la phase excentrique, l'énergie accumulée se dissipe en chaleur et ne pourra plus être utilisée [Fenn et Marsh, 1934]. La quantité d'énergie réutilisée lors du travail concentrique ne serait pas directement liée au travail négatif de la phase d'étirement, mais plutôt à la force développée lors du raccourcissement musculaire [van Ingen Schenau et al., 1997]. Lors du développé couché, le changement de direction pourrait s'accompagner d'une perte énergétique d'autant plus élevée que la charge serait lourde [Cronin et al., 2003].

Le **déclenchement d'activités réflexes** augmenterait également la force [Angels, 1975 ; Bosco et Komi, 1979 ; Bosco et al., 1982a ; Komi, 2000]. Le muscle comporte divers fuseaux neuromusculaires qui, une fois stimulés par l'étirement, adressent une volée d'influx en direction de la moelle, provoquant, à titre protecteur et réflexe, la contraction du muscle préalablement étiré. Ce réflexe d'étirement augmenterait le recrutement moteur lors du travail concentrique et améliorerait la performance en se sommant à l'activité volontaire [Bosco et al., 1982a]. De tels réflexes surviennent normalement 40 à 70 ms après la stimulation des fuseaux neuromusculaires [Komi, 2000].

Trois conditions nécessaires permettent cette activation [van Ingen Schenau et al., 1997 ; Komi, 2003] :

- ▶ une pré-activation du muscle ;
- ▶ une phase excentrique rapide et courte ;
- ▶ une transmission concentrique immédiate.

Lors du sprint en athlétisme, la durée réduite des appuis (90 à 100ms), suggère que les réflexes (latence de 40 à 70 ms après l'étirement) surviendraient à la fin de la phase excentrique et pourraient même toucher le début de la phase concentrique, correspondant à la poussée [Mero et Komi, 1985]. Lors d'impulsions plus longues, le réflexe d'étirement s'ajouterait exclusivement à la phase excentrique du mouvement, améliorant la rigidité musculaire d'amortissement, et non directement la propulsion [Luhtanen et Komi, 1978 ; Komi, 2000]. Lors de mouvements plus amples, tels le développé couché et le squat, cette contribution réflexe reste toujours incertaine [Walshe et al., 1998 ; Cronin et al., 2001]. L'activité électrique ne serait pas systématiquement majorée par l'étirement actif du muscle [Cavagna et al., 1968 ; Sinkjaer et al., 1988 ; Wilson et al., 1991b ; Walshe et al., 1998]. Certains auteurs évoquent un éventuel phénomène de saturation : le muscle, déjà tellement activé lors du changement de direction, deviendrait insensible à l'augmentation brève de l'influx liée au réflexe d'étirement [Komi, 1986 ; Sinkjaer et al., 1988 ; Wilson et al., 1991b ; Takarada et al., 1997 ; Walshe et al., 1998].

L'étirement préalable (phase excentrique) s'accompagnerait d'une **activation musculaire maximale** améliorant la phase initiale concentrique [Bosco et Viitasalo, 1982 ; Chapman et al., 1985 ; Avis et al., 1986 ; Van Ingen Schenau et al., 1997 ; Walshe et al., 1998]. Une contraction isométrique anticipative augmente aussi la force au début de l'effort concentrique [Walshe et al., 1998 ; Finni et al., 2001] ; les gains restent toutefois inférieurs à ceux observés lorsque la contraction excentrique précède l'effort concentrique [Walshe et al., 1998 ; Finni et al., 2001]. La phase excentrique recruterait préférentiellement les fibres rapides qui resteraient actives lors du travail concentrique subséquent, autorisant le développement d'une force supérieure [Nardone et al., 1988 ; Enoka, 1996 ; Takarada et al., 1997].

L'allongement excentrique permettrait une disposition **musculo-tendineuse** plus favorable autorisant une meilleure transmission des forces au niveau osseux et une longueur optimale des fibres musculaires [Walshe et al., 1998 ; Finni et al., 2001].

L'étirement modifierait également la configuration des têtes de myosine (les ponts A-M augmenteraient leur position énergétique), favorisant une contraction plus efficace [Huxley et Simmons, 1971 ; Woledge et Curtin, 1993] ; cependant, un étirement trop prolongé favoriserait le détachement des têtes de myosine [Cavagna et Citterio, 1974 ; Bosco et al., 1981] ; ainsi, le contre-mouvement idéal devrait se dérouler sans délai [Komi, 2003].

Le contre-mouvement améliorerait essentiellement la phase concentrique initiale sans modifier la phase finale [Asmussen et Bonde-Petersen, 1974 ; Thys et al., 1975 ; Cavagna, 1977 ; Chapman et Caldwell, 1985 ; Wilson et al., 1991] et ce, plus particulièrement lors de mouvements balistiques de grande amplitude ou de longue durée (> 500 ms) [Walshe et al., 1998 ; Cronin et al., 2001]. Le reste du mouvement subirait l'influence de la seule composante contractile [Cavagna, 1977 ; Chapman et Caldwell, 1985].

Nos résultats (augmentation des paramètres moyens, survenue plus précoce des valeurs maximales et analyse de courbes) démontrent comme d'autres, que le contre-mouvement augmente la puissance initiale du développé couché [Cronin et al., 2001]. Cet effet bénéfique se dissiperait après 200 à 300 millisecondes [Chapman et al., 1985 ; Wilson et al., 1991 ; Walshe et al., 1998 ; Cronin et al., 2001]. L'intervention du cycle étirement-détente réduit la durée de la phase concentrique du mouvement, sans affecter la Vmax et la Pmax [Cronin et al., 2000 ; Cronin et al., 2001 ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff et al., accepté]. Le développement d'une puissance et d'une vitesse maximales élevées serait plus lié aux qualités individuelles de force-vitesse qu'à l'utilisation potentielle du cycle étirement-détente [Cronin et al., 2000].

La vitesse de la phase d'étirement, l'amplitude du mouvement, et la durée du changement de direction influenceraient l'efficacité du cycle étirement-détente [Cavagna et al., 1968 ; Takarana et al., 1997 ; Van Ingen Schenau et al., 1997 ; Komi, 2003]. D'après Bosco et al. [1981], l'amélioration de la performance serait proportionnelle à la force développée à la fin de l'étirement. Une relation biphasique entre l'amélioration concentrique et l'intensité de la phase d'étirement a été décrite [Takarana et al., 1997]. L'augmentation de la force excentrique s'accompagne d'une meilleure efficacité du cycle étirement-détente jusque 140 % de la force développée au début de l'effort concentrique ; au delà, le bénéfice du contre-mouvement diminue [Takarada et al., 1997].

La théorie dite de la « résonance » pourrait expliquer la relation biphasique entre la vitesse excentrique et les gains fonctionnels [Bach et al., 1983 ; Wilson et al., 1991b ; Wilson et al., 1996b]. Comme tous les matériaux, l'unité muscle-tendon possède des propriétés élastiques caractérisées par une fréquence naturelle [Bach et al., 1983 ; Cavagna, 1970]. Lorsque la fréquence de mouvement du cycle étirement-détente correspond à celle de l'unité muscle-tendon, le phénomène de résonance se manifeste. L'utilisation optimale de l'énergie élastique améliore la performance maximale concentrique [Wilson et al., 1996], mais aussi l'économie gestuelle d'un mouvement cyclique [Bach et al., 1983 ; Taylor, 1985].

L'importance de la charge relative modifie la sollicitation du cycle étirement-détente : une charge légère (40 % du 1RM) provoque une augmentation initiale très élevée qui se dissiperait rapidement, alors qu'une charge élevée (80 % du 1RM) autorise une amélioration plus faible mais de dissipation plus lente [Cronin et al., 2001].

Le niveau athlétique pourrait également influencer le cycle étirement-détente : une musculature hypertrophiée permettrait un meilleur stockage et une restitution plus efficace de l'énergie élastique [Cronin et al., 2000].

L'évaluation iso-inertielle du développé couché avec contre-mouvement pose cependant quelques problèmes : la phase excentrique, difficilement contrôlable, influence clairement la performance concentrique. On ne peut correctement apprécier la fraction de la performance respectivement imputable au processus contractile ou au contre-mouvement. Par ailleurs, comparativement au mouvement concentrique, l'apprentissage technique s'avère plus difficile. Le contre-mouvement augmente la variabilité de l'effort [Jablonowski et al., 1992]. Enfin, la répétition des essais (lorsque la barre touche la poitrine / les taquets, ou lors de la survenue trop précoce du contre-mouvement), augmente le risque de fatigue.

Seule la modalité concentrique autorise une évaluation iso-inertielle rigoureuse ; par contre l'utilisation du contre-mouvement serait justifiée lors d'une évaluation globale. Son étude comparative avec le

mouvement concentrique explore le cycle étirement-détente et certains aspects spécifiques de l'entraînement. Cette comparaison contre-mouvement / concentrique s'utilise lors d'épreuves de détente verticale [Bosco, 1992].

La projection de la barre augmente la vitesse (+ 5,8 %) et la puissance maximale (+ 7,3 %) iso-inertielle, sans modifier Pmoy ni Vmoy. Une amélioration similaire de la vitesse maximale (+ 6,7 %) mais aussi de la vitesse moyenne avait déjà été rapportée [Cronin et al., 2003]. Le calcul de la puissance et de la vitesse moyennes pourrait s'avérer différent ; en effet, notre traitement informatique apprécie ces deux paramètres sur toute la phase ascendante de la barre. Lors du travail avec projection, Vmoy et Pmoy intègrent la première partie de la phase de suspension de la barre (qui s'accompagne d'une diminution de la vitesse et de la puissance). Interrompre l'enregistrement lorsque la barre quitte les mains serait idéal mais demeure techniquement impossible. Sans cette particularité, Pmoy et Vmoy seraient alors plus élevés lors du travail avec projection, confirmant d'autres résultats [Newton, 1997 ; Cronin et al., 2003].

Une analyse temporelle de la courbe (Figure III.9), précise la survenue plus tardive de la puissance et de la vitesse maximales, suggérant une accélération concentrique proportionnellement plus importante lors de la projection [Newton, 1997 ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff et al., accepté]. A 45 % du 1RM, la phase propulsive concernerait 96 % du mouvement lors de la projection de la barre, et seulement 60 % lorsqu'elle est gardée en main [Newton et al., 1996]. L'effet positif de la projection se manifesterait jusqu'à 60 % du 1RM ; au delà, la performance resterait stable, que la barre soit projetée ou non [Cronin et al., 2003].

Avec une charge légère, l'anticipation de la phase finale (bloquer ou projeter la barre) pourrait quelque peu modifier la programmation motrice [Collet, 2002]. Lorsque la barre reste en main, la programmation motrice favoriserait à la fin de l'extension une action frénatrice antagoniste couplée au relâchement agoniste [Newton, 1997]. L'inhibition des muscles propulseurs serait d'autant plus précoce que la charge est légère et que la vitesse est élevée [Häkkinen et al., 1987 ; Germain et al., 1996]. Par contre, lors de la projection de la barre, l'action propulsive (activation des agonistes et relâchement des antagonistes) serait prolongée [Newton, 1997]. Une activation réflexe antagoniste surviendrait tout de même à la fin de l'extension, empêchant toute contraction agoniste violente et ce, afin de protéger les surfaces articulaires [Javic et al., 1995 ; Collet, 2002].

La biomécanique du développé couché avec projection rencontre le dynamisme général des lancers, des frappes du volley-ball et des sports de raquettes : c'est essentiellement la phase finale qui doit être dynamique [Cronin et al., 2002]. Que ce soit lors d'une évaluation ou d'un entraînement, le travail avec projection retiendra notre particulière attention car il se déroule dans des conditions relativement proches de la compétition. Malheureusement, toute projection s'accompagne généralement d'une réception de la barre, sollicitant de manière excentrique les muscles propulseurs et favorisant une éventuelle survenue lésionnelle. Par ailleurs, l'amortissement de chaque répétition pourrait engendrer divers microtraumatismes. Certaines machines peu accessibles, munies de freins électromagnétiques, permettent de bloquer la barre en position haute [Murphy et al., 1994 ; Newton, 1997]. Généralement, pour des raisons évidentes de sécurité, nous préférons une évaluation classique sans lâcher la barre.

La **reproductibilité** entre les essais, déjà excellente pour la majorité des paramètres (Tableau III.2), apparaît encore supérieure lorsque la barre s'accompagne d'une projection. Il est effectivement plus facile de projeter la barre que de la garder à bout de bras tout en réalisant une extension maximale.

L'évaluation des mouvements complets, techniquement plus difficile, s'accompagne parfois de l'annulation de plusieurs essais ; en conséquence, nous retiendrons préférentiellement la seule évaluation concentrique. La projection de la barre ne sera autorisée que si le matériel permet son blocage en position haute. Dans le cas contraire, surtout avec des charges élevées, le mouvement concentrique devra se dérouler en gardant la barre en main.

---

## B. Evaluation de la relation F-V-P

---

### I. Introduction

---

Les actions sportives déterminantes nécessitent souvent l'exécution rapide d'un mouvement contre une résistance donnée [Larrat et al., 1985]. L'intervention respective de la force et de la vitesse varie singulièrement d'une discipline sportive à l'autre, autorisant leur classification suivante :

- ▶ **vitesse maximale** (faible résistance) : lancers légers (javelot, handball, ...), escrime, boxe, taekwondo, base-ball, sports raquettes, ...
- ▶ **puissance maximale** (force et vitesse) : lancers lourds (disque, poids), sauts, sprint, lutte, judo, ...
- ▶ **force maximale** (charges très élevées) : haltérophilie, power lifting, ...

Les objectifs de l'entraînement varieront en fonction des caractéristiques spécifiques de chaque discipline. Tout entraînement efficace propose une large variété de stimuli se modifiant au cours de la planification [Weineck, 1990 ; Vrijens, 1992 ; Bompa, 1999] ; ainsi, avant d'entraîner la vitesse maximale, on développe généralement la force, puis la puissance [Miller, 1997 ; Bompa, 1999 ; Stone et al., 2003].

L'objectivation d'éventuels gains fonctionnels nécessite une mesure concomitante des qualités de force, de vitesse et de puissance.

Toute évaluation rigoureuse devra quantifier les relations F-V et F-P, et plus particulièrement :

- ▶ préciser la participation de chaque qualité (F, V, P) dans la performance ;
- ▶ établir les profils spécifiques de diverses disciplines sportives ;
- ▶ apprécier les éventuels progrès engendrés par un entraînement défini.

Une standardisation protocolaire minutieuse s'avérerait indispensable [Keating et Matyas, 1996] ; en effet, certains éléments (position, technique, échauffement, récupération, etc...) non contrôlés pourraient modifier les résultats et compromettre la validité du protocole. Lors d'une évaluation iso-inertielle, toute variation de résultats devrait réellement exprimer les seules modifications musculaires.

L'étude de la reproductibilité fixera la fiabilité avec laquelle on peut interpréter les résultats. L'information, nécessairement reproductible, devra s'avérer discriminante, c'est-à-dire capable de reproduire la hiérarchie des différences inter-individuelles.

L'établissement de valeurs de référence permet de situer chaque individu au sein d'un groupe et de comparer divers groupes homogènes.

L'analyse de courbes (évolution temporelle des paramètres en fonction de la charge) définit précisément les caractéristiques de l'effort iso-inertiel.

## II. Matériel et méthode

### 1. Population

Trente-six sujets masculins (étudiants en Éducation Physique ou sportifs de loisir) participent à cette étude ; ils pratiquent diverses activités sportives dont le volume dépasse régulièrement 4 heures/semaine et aucun ne souffre de lésions au niveau des membres supérieurs.

La reproductibilité de l'évaluation iso-inertielle s'apprécie auprès de 16 sujets.

Le Tableau III.3 présente les caractéristiques biométriques moyennes [écart type] des deux populations.

Tableau III.3 – Caractéristiques biométriques des deux groupes de sujets (nombre, âge, taille et poids).

ETUDE	NOMBRE	AGE (ans)	TAILLE (cm)	POIDS (kg)
<b>Descriptive</b>	36	23,4 [2,1]	179,9 [5,0]	76,7 [8,0]
<b>Reproductibilité</b>	16	23,1 [2,5]	179,5 [6,1]	78,2 [8,6]

### 2. Contre-indication aux épreuves iso-inertielles

Les contre-indications générales de l'évaluation iso-inertielle du développé couché sont les suivantes : lésions aiguës ou séquellaires capsulo-ligamentaires et/ou musculo-tendineuses des membres supérieurs.

### 3. Description du protocole expérimental

Les protocoles comportent deux ou trois séances se déroulant toujours vers la même heure afin d'éviter d'éventuelles variations nyctémérales de la force. Un échauffement standardisé précède classiquement chaque évaluation.

- ▶ La première séance (accoutumance) détermine la position d'exécution, permet la familiarisation technique et évalue le 1RM.
- ▶ Lors de la deuxième séance (évaluation iso-inertielle proprement dite), seul le mouvement en concentrique est réalisé.
- ▶ Lors de la troisième séance (reproductibilité), 16 sujets reproduisent le protocole de la seconde séance.

#### a. Séance d'accoutumance

La séance d'accoutumance se déroule toujours de manière identique.

---

### ▶ ***Échauffement et installation du sujet***

Après un échauffement standardisé (Chapitre III.A), la position est fixée selon les trois critères du DC concentrique :

- ▶ l'écart des mains correspond à la distance entre les index lorsque la flexion des coudes et l'abduction scapulaire atteint 90° ;
- ▶ le couloir de la barre par rapport au tronc se situe au-dessus de la ligne des mamelons ;
- ▶ la barre repose initialement sur les taquets de sécurité, trois centimètres au-dessus du thorax.

L'écart des mains, l'emplacement du banc, le numéro des taquets et le nombre de pastilles sont soigneusement notés par l'expérimentateur afin que l'installation soit identique lors de chaque évaluation.

### ▶ ***Exécution du mouvement***

Le sujet, couché sur le banc, relève les cuisses à la verticale ; le dos doit rester en contact avec le banc. La barre repose juste au-dessus de la ligne des mamelons. Le développé de la barre, uniquement concentrique, s'initie coudes fléchis et se déroule avec l'intention de développer une vitesse maximale sur toute l'amplitude du mouvement.

### ▶ ***Accoutumance***

L'accoutumance au développé couché comporte quatre séries de dix répétitions (deux avant et deux après la détermination du 1RM) et s'accompagne de divers conseils techniques concernant :

- ▶ l'inspiration initiale,
- ▶ la coordination entre la poussée de la barre et l'expiration,
- ▶ l'interdiction de décoller volontairement la région dorsale supérieure,
- ▶ l'amplitude totale du mouvement.

### ▶ ***Détermination du 1RM***

Après une récupération de 5 minutes, l'expérimentateur procède à la détermination du 1RM (1RM = charge maximale pouvant être soulevée une et une seule fois) en utilisant un protocole classique [Kraemer et Fry, 1995] :

- ▶ le sujet réalise 5 répétitions avec une charge qualifiée de « moyenne » et qui devrait atteindre approximativement 40-60 % du 1RM supposé, le choix subjectif de cette charge initiale est fixé par l'expérimentateur et ce, en fonction de la morphologie du sujet et d'une anamnèse « sportive »,
- ▶ la charge augmente ensuite en fonction de la facilité d'exécution ; le sujet réalisera 2 à 3 répétitions avec une barre correspondant à 60-80 % du 1RM supposé,
- ▶ enfin, la charge se rapproche progressivement du 1RM et une seule répétition sera réalisée.

Un échange verbal entre l'expérimentateur et le sujet s'avère indispensable afin de fixer correctement la charge additionnelle. La procédure se répète jusqu'au moment où le sujet devient incapable de développer la barre ; la dernière charge réussie détermine le **1RM**.

La récupération dure au moins trois minutes ; par ailleurs, avant chaque tentative, le sujet doit signaler une récupération subjective totale et se déclarer en pleine possession de ses moyens physiques.

Cette procédure apprécie généralement le 1RM après quatre à cinq essais ; au-delà, le sujet signale généralement une certaine fatigue.

### b. Evaluation iso-inertielle 1

La première évaluation iso-inertielle se déroule une semaine après la séance de familiarisation.

L'évaluation mesure, pour quatre charges, les principaux paramètres iso-inertiels ( $D_{max}$ ,  $V_{moy}$ ,  $V_{max}$ ,  $P_{moy}$ ,  $P_{max}$  et  $T_{pmax}$ ). Le nombre d'essais et la récupération varient selon la charge. Le sujet reçoit toujours l'instruction de soulever la barre sur toute l'amplitude du mouvement en essayant d'acquérir une vitesse maximale jusqu'à la fin du mouvement et ce, sans lâcher la barre. Avant chaque essai, l'expérimentateur rappelle la procédure et prodigue divers encouragements verbaux. Après chaque essai, il communique la vitesse maximale développée.

Le Tableau III.4 précise ces diverses modalités d'exécution.

Tableau III.4 – Pourcentage du 1RM, nombre d'essais, durée de la récupération entre chaque essai.

Charge relative en pourcent du 1RM	Nombre d'essais	Récupération entre essais (minutes)
± 35 % 1RM	3	1
± 90 ou 95 % 1RM	2	3
± 50 % 1RM	3	1
± 70 % 1RM	2	3

La charge la plus élevée atteint 90 % du 1RM lors de l'étude de reproductibilité ( $n = 16$ ) et 95 % du 1RM pour les autres ( $n = 20$ ). Pour l'étude descriptive, nous avons rassemblé les données sous une même charge pourcentuelle de 92,5 % du 1RM.

### c. Evaluation iso-inertielle 2

L'épreuve de reproductibilité se déroule une semaine après la première et ce, strictement selon les mêmes modalités (horaires, charges et récupérations identiques).

### III. Analyse statistique

Tous les paramètres seront analysés sur base de leurs moyennes arithmétiques et de leurs écarts types.

Les courbes de tendance présentent graphiquement la prévision des données. L'analyse de régression permet d'établir une courbe tendance au-delà des données réelles, afin de calculer d'autres valeurs. Toutes les courbes sont ajustées par le logiciel Excel 2000 (Microsoft Corporation, USA) qui calcule également l'équation mathématique et le coefficient de détermination. La courbe tendance la plus fiable sera sélectionnée sur la base du coefficient de détermination le plus élevé ( $r^2 < 1$ ).

La reproductibilité inter-essais s'apprécie par un coefficient de variation (**CV**), exprimé en %, et calculé par la formule suivante [Schabort et al., 1998] :

$$CV(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n \left(\frac{\sigma}{\bar{x}}\right)^2}{n}} \times 100$$

où  $\sigma$  représente l'écart type des essais pour chaque sujet ;  $\bar{x}$  la moyenne des essais pour chaque sujet ; et  $n$  le nombre de sujets.

La reproductibilité inter-séance s'apprécie par la formule suivante [Dvir, 2003] :

$$CV_{SD} = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{j=1}^m d_j^2}{2m}}}{\frac{\sum_{j=1}^m x_j}{m}} \cdot 100\%$$

où  $d$  correspond à la différence des meilleures performances observées entre la première et la seconde séance, alors que  $m$  représente le nombre total de sujets et  $\bar{x}_j$  la valeur moyenne des deux mesures pour toute la population.

L'utilisation d'un modèle linéaire généralisé mixte (GLMM) vérifie les effets de la charge, de l'essai, de la séance, ainsi que les interactions entre ces différentes variables, et ce pour chaque paramètre iso-inertiel.

Le test t de Student pour séries appariées au sein d'une même population détermine la signification statistique des différences de résultats ; les différences seront signalées par :

- \* pour  $p < 0,05$
- \*\* pour  $p < 0,01$
- \*\*\* pour  $p < 0,001$ .

## IV. Résultats

### 1. Caractéristiques de la population de référence

La charge maximale (1RM) de la population de référence (n = 36) atteint la valeur moyenne de  $65,3 \pm 11$  kg. Le Tableau III.5 présente les moyennes [écarts types] des pourcentages réels du 1RM et des charges absolues utilisées.

Tableau III.5 – Valeurs moyennes [écarts types] du pourcentage réel du 1RM et des charges absolues correspondantes aux différents niveaux de l'évaluation iso-inertielle.

Charge relative (% 1RM)	% Réel	Charge absolue (kg)
35 %	38,1 [4,3]	24,5 [2,3]
50 %	50,2 [0,7]	32,7 [5,5]
70 %	69,9 [0,6]	45,7 [7,7]
90 ou 95 %	92,2 [2,6]	60,1 [9,5]

Chez certains sujets, le seul poids de la barre (23,2 kg) dépasse 35 % de leur 1RM ; en conséquence leur charge relative réelle ne correspond pas exactement à la charge relative théorique.

#### a. Relation entre le déplacement maximum et la charge relative

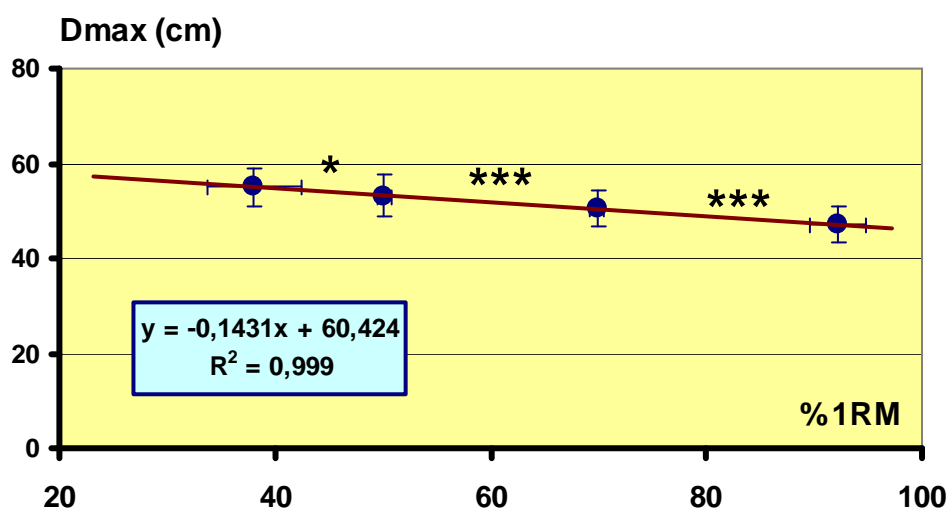


Figure III.10 – Evolution moyenne de Dmax en fonction de la charge relative lors du développé couché.

Le déplacement maximum de la barre diminue linéairement et significativement avec l'augmentation de la charge relative (Figure III.10).

b. Relations entre les vitesses (moyenne et maximale) et la charge relative

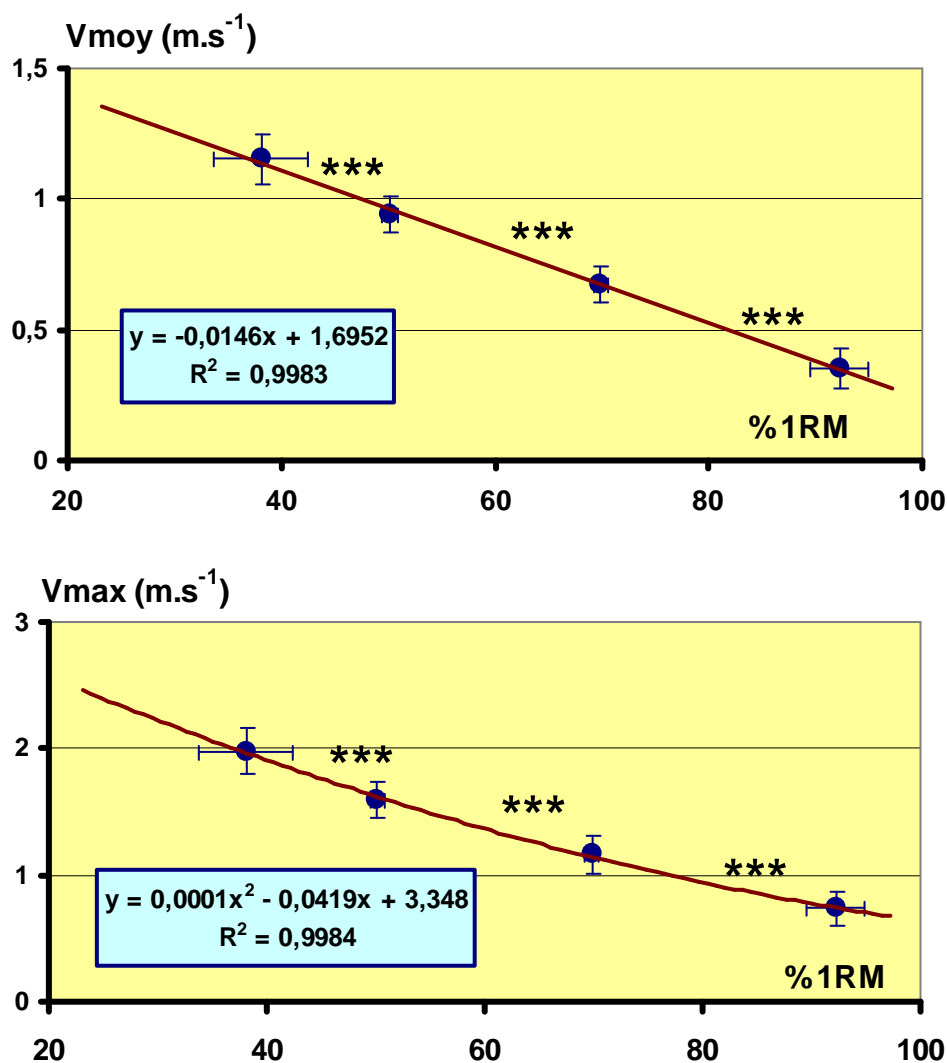


Figure III.11 – Evolution moyenne de Vmoy et Vmax en fonction de la charge relative lors du développé couché.

L'évolution des vitesses (moyenne et maximale) est représentée graphiquement (Figure III.11) pour les charges relatives comprises entre 35 et 92,5 % du 1RM.

La diminution de la vitesse moyenne respecte une régression linéaire alors qu'une équation polynomiale du second degré caractérise la réduction de Vmax.

Pour une charge nulle, la **vitesse maximale théorique** atteindrait  $3,35\text{m.s}^{-1}$  ; valeur presque deux fois plus élevée que la **vitesse moyenne théorique** ( $1,70\text{m.s}^{-1}$ ).

c. Relations entre les puissances (moyenne et maximale) et la charge relative

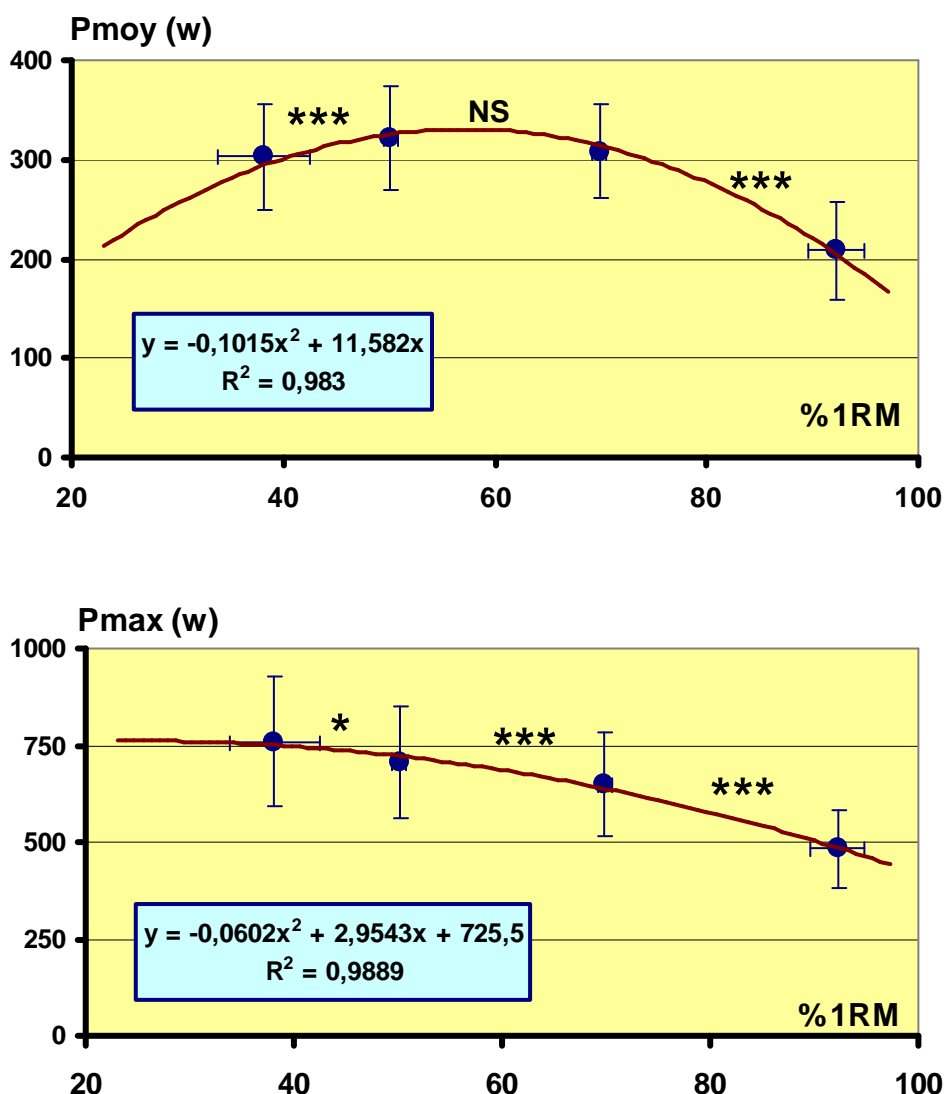


Figure III.12 – Evolution moyenne de Pmoy et Pmax en fonction de la charge relative lors du développé couché.

Pmoy présente une courbe parabolique respectant une équation polynomiale du second degré (Figure III.12). La puissance moyenne atteindrait théoriquement sa valeur maximale (330 watts) à 58 % du 1RM, mais il n'existe pas de différence significative entre 50 et 70 % du 1RM.

La Pmax la plus élevée s'observe pour la charge la plus faible et l'importance de sa réduction s'amplifie avec l'augmentation de la charge relative (Figure III.12).

La Figure III.13 présente respectivement pour la puissance et la vitesse, le ratio (Ratio Max/Moy) calculé entre leurs valeurs maximales et moyennes et ce, en fonction de la charge relative pourcentuelle.

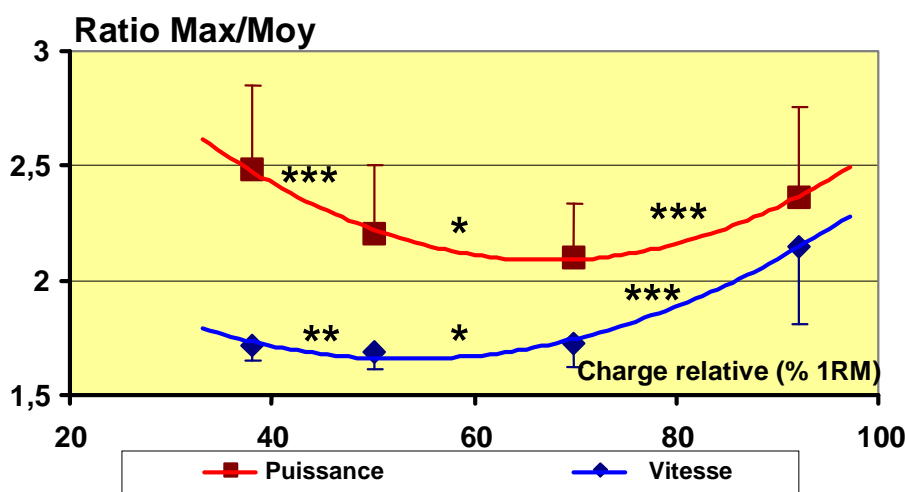


Figure III.13 – Evolution du rapport Max/Moy pour la puissance et la vitesse en fonction de la charge relative lors du développé couché.

Le ratio puissance (Pmax/Pmoy) dépasse toujours celui de la vitesse (Vmax/Vmoy) et ce, pour toutes les charges relatives. La valeur minimale du ratio pour la vitesse s'observe vers 50 % du 1RM et vers 70 % du 1RM pour la puissance.

**d. Relation entre T<sub>pmax</sub> et la charge relative**

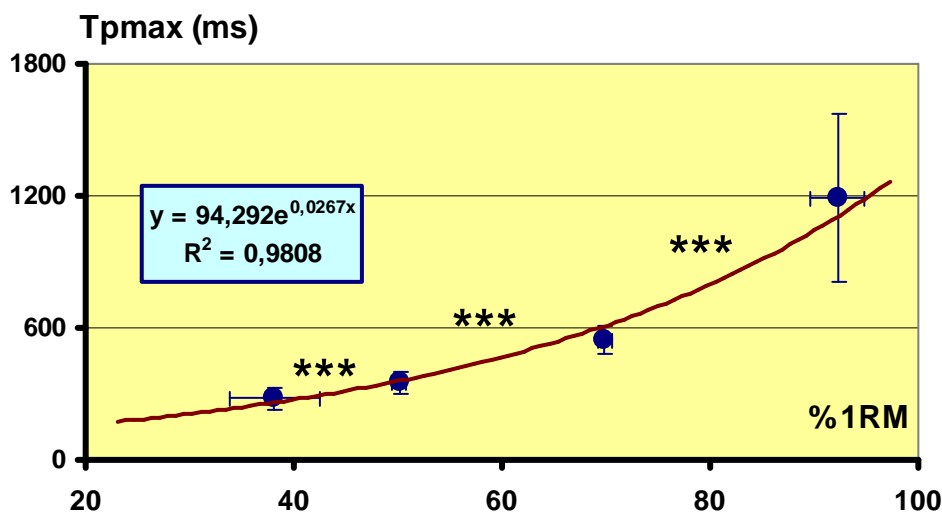


Figure III.14 – Evolution moyenne de T<sub>pmax</sub> en fonction de la charge relative lors du développé couché.

Le temps nécessaire pour développer la Pmax s'inscrit dans une relation exponentielle ascendante (Figure III.14). La différence entre chaque charge relative apparaît hautement significative (p < 0,001) ; par ailleurs, le T<sub>pmax</sub> de la charge la plus élevée présente un écart type particulièrement important.

**e. Valeurs normales**

Le Tableau III.6 présente, pour la population de référence, les valeurs moyennes et extrêmes [intervalle confiance à 95 %] calculées pour chaque dizaine de pour-cent de la charge maximale (1RM). Ces données, obtenues par résolution des équations théoriques, décrivent clairement l'évolution des paramètres iso-inertiels.

Tableau III.6 – Valeurs normales théoriques (moyennes [intervalle confiance 95 %]) de chaque paramètre iso-inertiel calculées par palier de 10 % du 1RM pour la population de référence.

Charge relative (% 1RM)	Dmax (cm)	Vmoy (m.s <sup>-1</sup> )	Vmax (m.s <sup>-1</sup> )	Pmoy (w)	Pmax (w)	Tpmax (ms)
0	60,4 [50,2-70,6]	1,70 [1,48-1,91]	3,35 [2,77-3,93]	0	726 [306-1145]	94 [90-100]
10	59,0 [49,0-69,0]	1,55 [1,34-1,75]	2,94 [2,43-3,45]	106 [71-140]	749 [345-1153]	123 [108-137]
20	57,6 [47,9-67,3]	1,40 [1,20-1,60]	2,57 [2,12-3,02]	191 [128-254]	761 [373-1148]	161 [126-187]
30	56,1 [46,7-65,6]	1,26 [1,06-1,45]	2,22 [1,82-2,62]	256 [171-342]	760 [391-1129]	210 [154-255]
40	54,7 [45,5-63,9]	1,11 [0,92-1,29]	1,90 [1,54-2,27]	301 [199-403]	747 [398-1096]	274 [184-347]
50	53,3 [44,3-62,2]	0,97 [0,78-1,14]	1,62 [1,29-1,95]	325 [212-439]	722 [395-1050]	358 [220-473]
60	51,8 [43,1-60,5]	0,82 [0,64-0,99]	1,36 [1,05-1,67]	329 [211-448]	686 [382-990]	468 [263-645]
70	50,4 [42,0-58,9]	0,67 [0,50-0,83]	1,13 [0,84-1,43]	313 [195-432]	637 [358-916]	611 [315-879]
80	49,0 [40,8-57,2]	0,53 [0,36-0,68]	0,93 [0,64-1,23]	277 [165-389]	577 [324-828]	798 [377-1200]
90	47,5 [39,6-55,5]	0,38 [0,22-0,53]	0,75 [0,46-1,07]	220 [121-320]	504 [280-727]	1042 [451-1635]
100	46,1 [38,4-53,8]	0,24 [0,08-0,38]	0,60 [0,31-0,85]	143 [62-225]	419 [225-612]	1362 [539-2230]

**f. Estimation de Vmoy pour une charge donnée**

L'équation linéaire caractérisant la relation charge relative-Vmoy (ChR-Vmoy) (Figure III.11) ( $V_{moy} = \text{pente} \cdot \text{charge} + V_0$ ) autorise le calcul de plusieurs valeurs théoriques :

- ▶ la vitesse moyenne correspondant à une charge nulle ( $V_0$ ),
- ▶ la diminution de cette vitesse moyenne avec l'augmentation de la charge (**Pente**),
- ▶ la charge théorique lorsque la vitesse devient nulle ( $CH_0$ ).

Cette équation calcule également la vitesse moyenne théorique individuelle pour une charge absolue donnée ; nous avons ainsi établi cette vitesse moyenne pour quatre charges absolues : 0, 20, 40, et 60 kg (Tableau III.7) ; ainsi  $V_0$  correspond à la vitesse calculée lorsque la charge = 0 kg,  $V_{20}$  correspond à la vitesse calculée lorsque la charge = 20 kg, etc...

Tableau III.7 – Estimation moyenne [écart type] de  $V_{moy}$  pour différentes charges absolues

$CH_0$	Pente	$V_0$	$V_{20}$	$V_{40}$	$V_{60}$
76 [11] kg	-0,023	1,69 [0,12] $m.s^{-1}$	1,24 [0,10] $m.s^{-1}$	0,78 [0,14] $m.s^{-1}$	0,32 [0,21] $m.s^{-1}$

Cette approche mathématique autoriserait le classement théorique des sujets selon leurs qualités respectives de force-vitesse. Nous définissons :

- ▶ les sujets **forts**, présentant une  $CH_0 \text{ m.s}^{-1} \geq 87 \text{ kg}$  (moyenne + écart type) ;
- ▶ les sujets **véloces** présentant une  $V_0 \geq 1,81 \text{ m.s}^{-1}$  (moyenne + 1 écart type).

Nous pourrions ensuite définir arbitrairement trois catégories :

1. les sujets essentiellement « **forts** » et « non véloces » : F
2. les sujets essentiellement « **véloces** » et « non forts » : V
3. les sujets « **forts** » et « **véloces** » : FV

Pour ces trois catégories, nous avons représenté l'évolution moyenne des relations charge absolue- $V_{moy}$  (Ch- $V_{moy}$ ) et charge absolue- $P_{moy}$  (Ch- $P_{moy}$ ) (Figure III.15).

La puissance apparaît nettement plus élevée chez les sujets qualifiés de « forts et véloces ».

Au delà de 35-40 kg, la force devient la qualité déterminante, autorisant le développement d'une puissance supérieure.

Pour les charges faibles (< 30 kg), les sujets qualifiés de « véloces » présentent une puissance supérieure à celle des sujets « forts » ; en fait jusque 20 kg, la puissance dépendrait de la seule vélocité. Le niveau de force ne semble pas influencer la vitesse maximale.

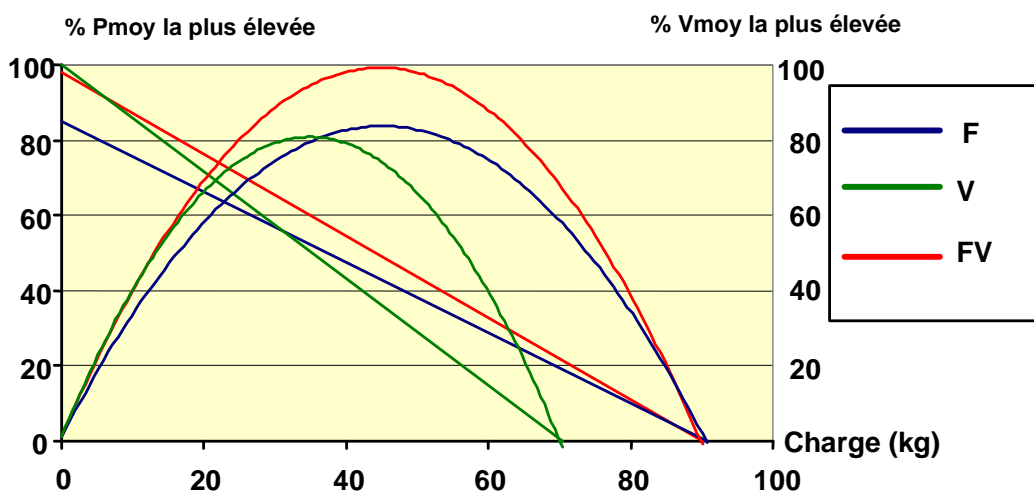


Figure III.15 – Représentation des relations Ch- $V_{moy}$  et Ch- $P_{moy}$  pour trois catégories de sujets : forts (F) ; véloces (V) ; forts et véloces (FV).

## 2. Analyse de courbes

Les courbes présentent l'évolution temporelle des mesures iso-inertielles (déplacement, vitesse, accélération et puissance) pour chaque charge pourcentuelle du 1RM ; le temps sera exprimé en valeurs relatives (% du temps total), afin d'autoriser d'éventuelles études comparatives.

### a. Evolution moyenne des paramètres iso-inertiels.

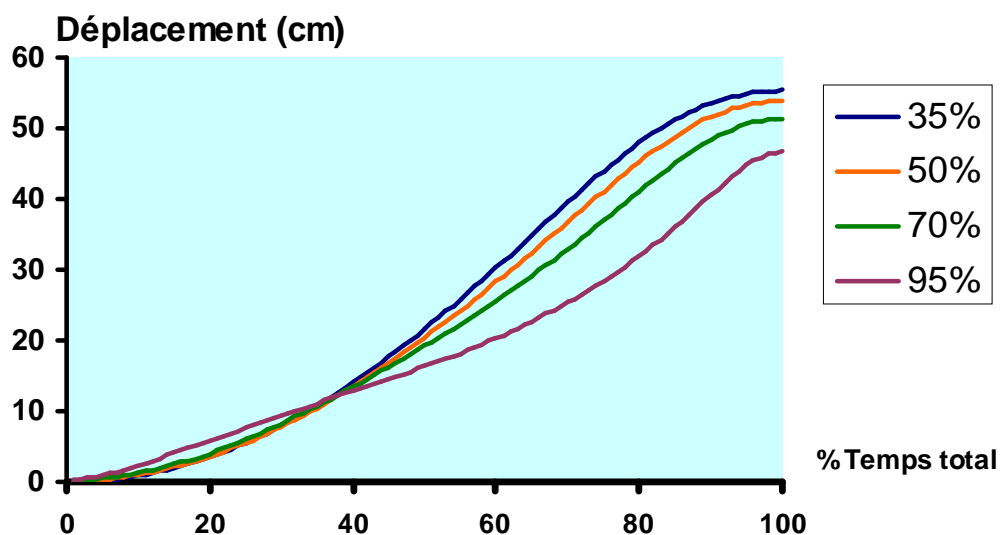


Figure III.16 – Evolution du déplacement en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.

Le **déplacement** présente une allure sigmoïde globale, surtout évidente pour les deux charges les plus faibles (35 % et 50 % du 1RM) (Figure III.16).

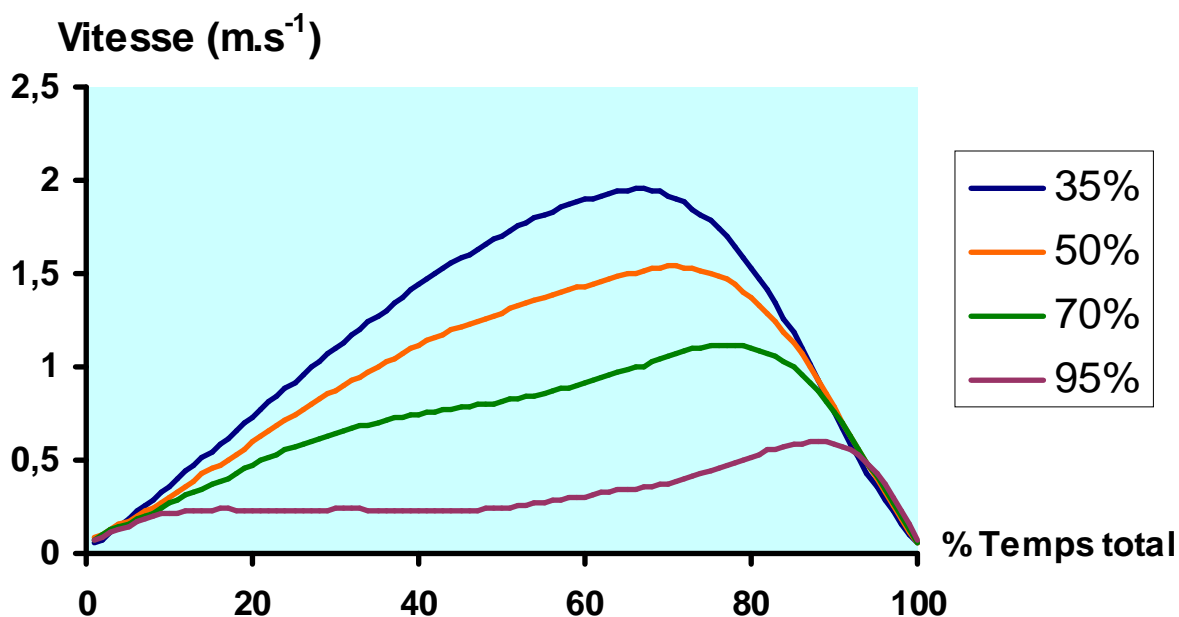


Figure III.17 – Evolution de la vitesse en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.

L'évolution de la **vitesse** présente deux phases distinctes :

- ▶ une phase d'accélération (augmentation de la vitesse),
- ▶ une phase de décélération (réduction de la vitesse).

La Figure III.17 montre que la phase d'accélération augmente avec la charge ; en effet, à 35 % du 1RM, l'accélération concerne les 66 premiers pour-cent de la durée globale du mouvement ; ensuite pour les charges relatives de 50, 70 et 95 % du 1RM, cette phase occupe respectivement 70, 75 et 87 % du temps total du mouvement.

La vitesse présente une évolution dite « en cloche » pour les charges les plus légères ; par contre à 95 % du 1RM, on observe deux phases limitées et distinctes d'augmentation (respectivement au début et à la fin du mouvement) séparées par une zone de moindre augmentation.

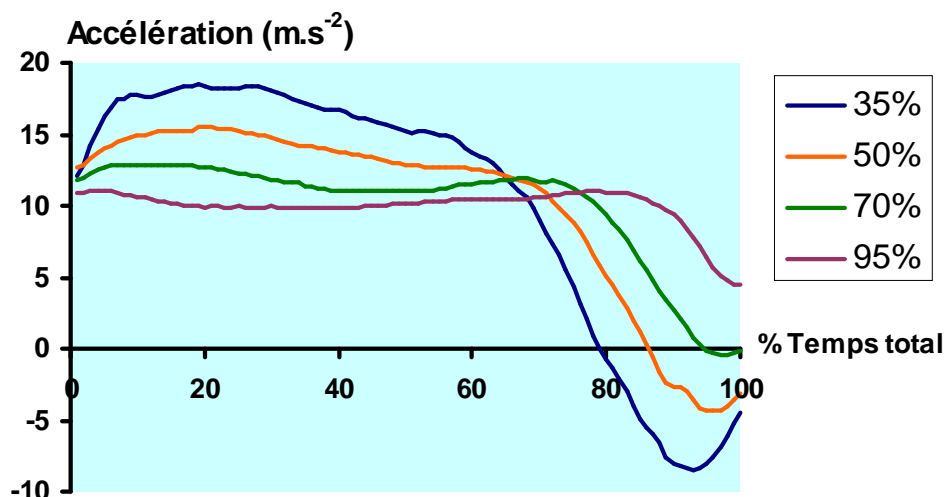


Figure III.18 – Evolution de l'accélération en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.

L'**accélération** correspond à la seule composante verticale ascendante de l'accélération de la barre (Figure III.18).

A charge légère (35 %), l'accélération, positive durant la plus grande partie du mouvement, devient négative après 78 % du temps total de mouvement.

Aux charges plus lourdes (70 et surtout 95 %), l'accélération demeure positive durant tout le mouvement.

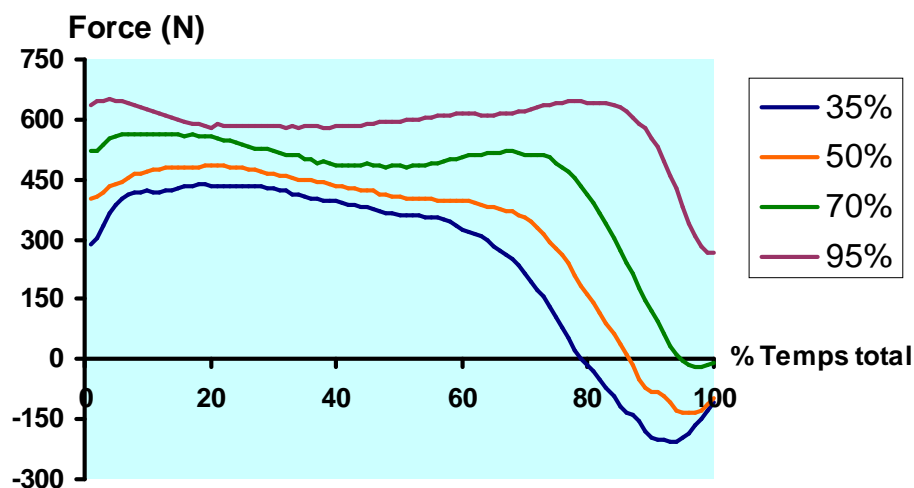


Figure III.19 – Evolution de la force en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.

La **force** (Figure III.19) présente logiquement ( $F = m.a$ ) un profil identique à celui de l'accélération.

Aux deux charges relatives légères (35 et 50 % 1RM), la force atteint un pic initial, elle diminue ensuite lentement jusqu'à 60-70 % du mouvement, pour finalement s'effondrer à la fin de l'extension.

Pour les deux charges plus lourdes (70 et 95 % du 1RM), la force présente deux pics : le premier d'apparition rapide et le second survenant vers les deux tiers du mouvement.

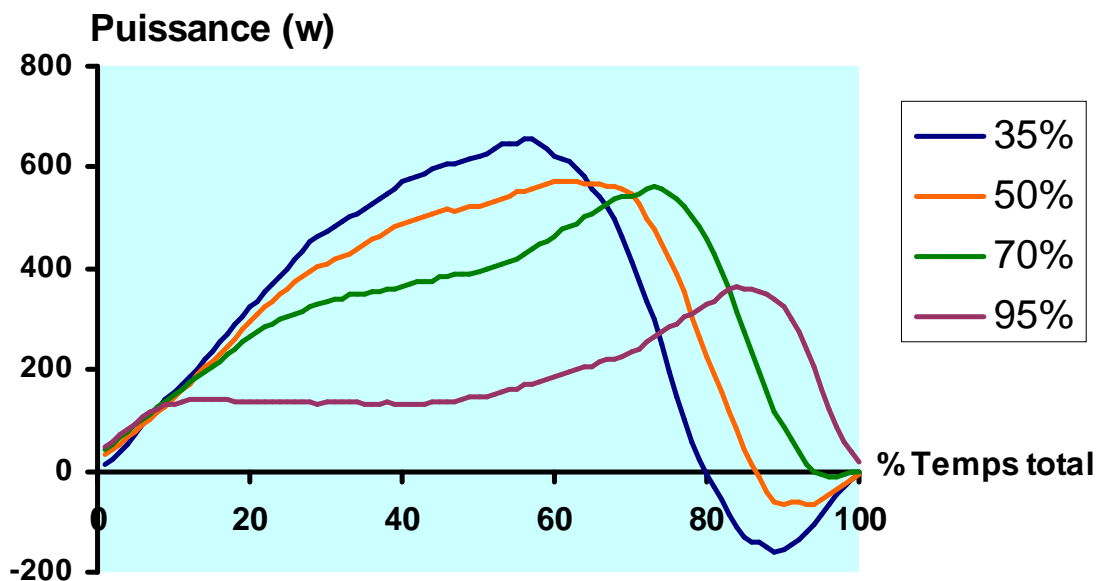


Figure III.20 – Evolution de la puissance en fonction du pourcentage du temps total et ce, pour différentes charges relatives.

L'évolution temporelle de la **puissance** (Figure III.20) varie considérablement en fonction de la charge.

Ainsi, pour les deux charges relatives légères (35 et 50 % du 1RM), on distingue deux phases distinctes:

- la phase propulsive (puissance **positive**) correspond à la fraction du mouvement pendant laquelle le sujet pousse réellement la barre vers le haut ; le pic de la puissance s'observe à 56 % du temps total de mouvement pour une charge relative de 35 % du 1RM et à 83 % du temps total pour 95 % du 1RM.
- la phase frénatrice (puissance **négative**) correspond à la fraction du mouvement pendant laquelle le sujet retient la barre. Cette phase frénatrice apparaît d'autant plus importante que la charge est légère ; ainsi, elle correspond à 21 % du temps total de mouvement à 35 % du 1RM et elle atteint 14 % à 50 % du 1RM. La puissance négative, nécessaire pour bloquer la barre s'élève en moyenne respectivement à -160 watts et à -66 watts pour les charges relatives de 35 et 50 % du 1RM.

Par contre, aux charges relatives plus lourdes (70 et 95 % du 1RM), la phase frénatrice devient minimale ou nulle (7 et 0 % du temps total de mouvement).

#### b. Variabilité (moyenne $\pm$ écart type) des paramètres aux deux charges extrêmes

Les courbes suivantes (Figures III.21A et III.21B) représentent, pour les deux charges extrêmes (35 et 95 % du 1RM) la variabilité (moyenne  $\pm$  écart type) des principaux paramètres (D, V, A, P) au cours du temps.

Charge relative 35 % du 1RM

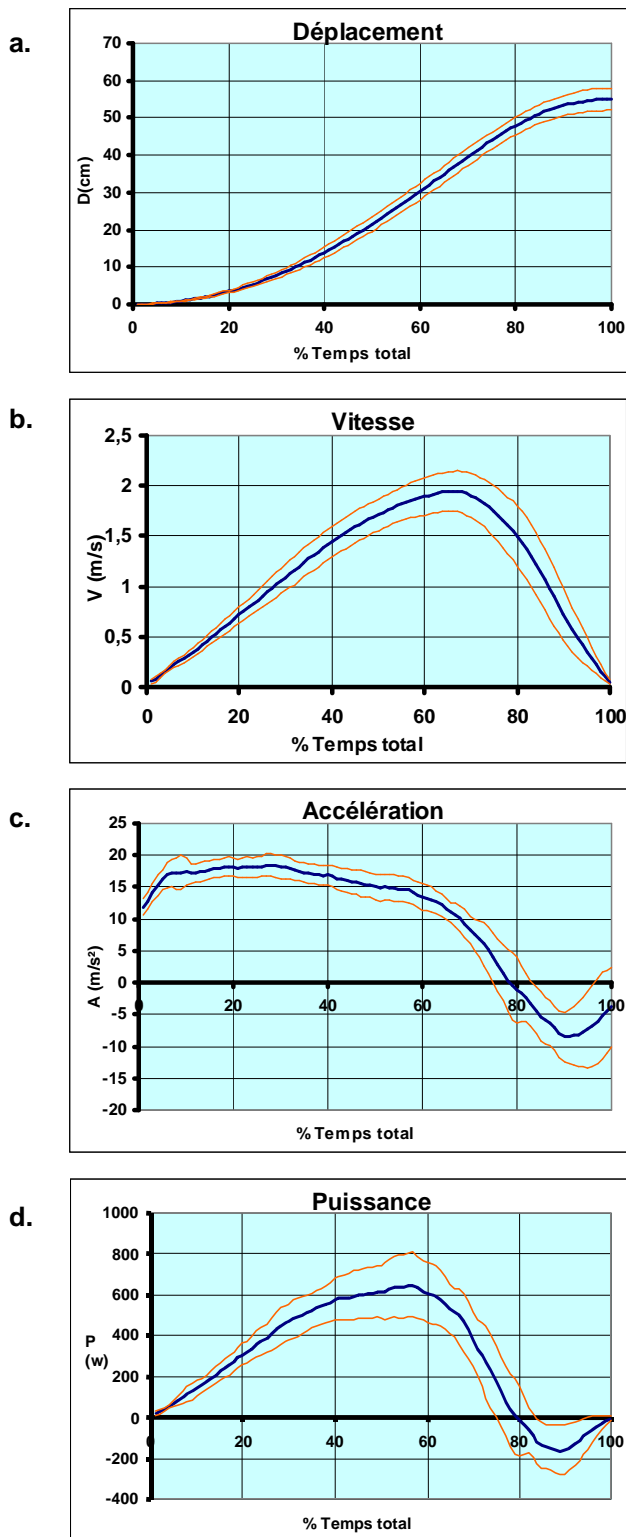


Figure III.21 A – Courbes normalisées (a) du déplacement, (b) de la vitesse, (c) de l'accélération, et (d) de la puissance, en fonction du pourcentage du temps total lors d'un développé couché à 35 % du 1RM.

Charge relative 90 % du 1RM

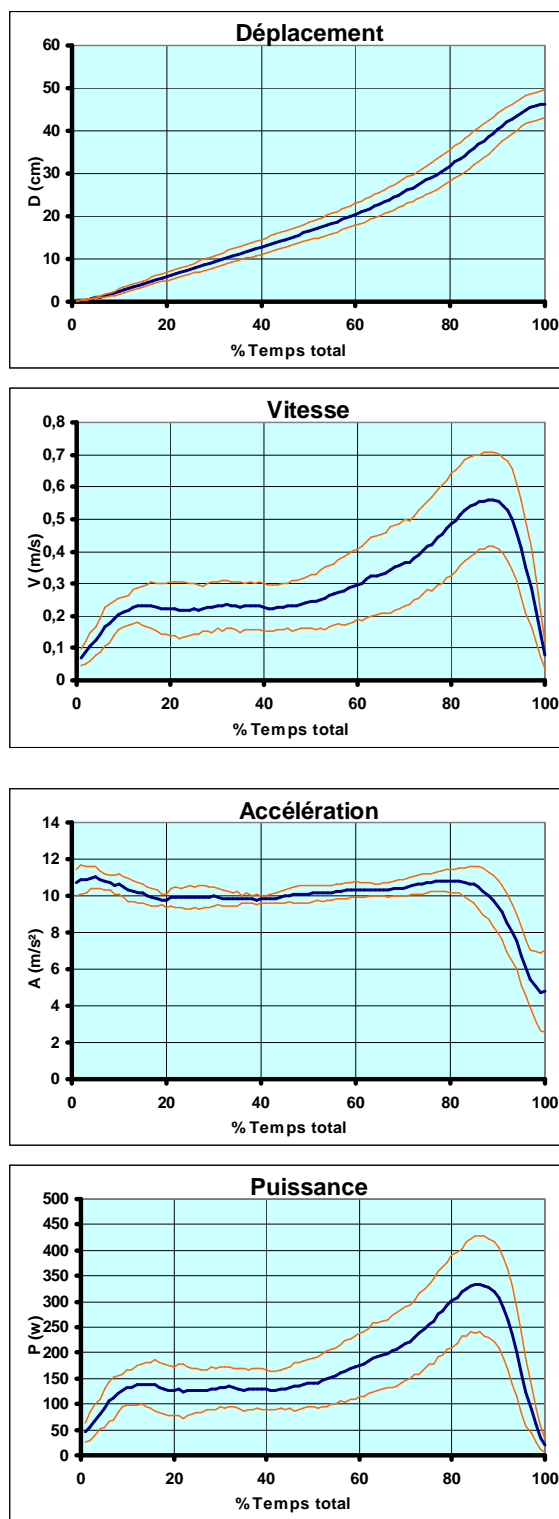


Figure III.21 B – Courbes normalisées (a) du déplacement, (b) de la vitesse, (c) de l'accélération, et (d) de la puissance, en fonction du pourcentage du temps total lors d'un développé couché à 90 % du 1RM.

### 3. Influence inter-essais et inter-séance

L'étude de reproductibilité apprécie l'influence de l'essai et de la séance sur les performances isoinertielles.

Le modèle linéaire généralisé mixte (GLMM) vérifie pour chaque paramètre et pour les différentes charges relatives :

- ▶ l'influence de l'essai,
- ▶ l'influence de la séance,
- ▶ l'influence combinée de l'essai et de la séance.

Nous constatons l'absence de tout effet, que ce soit de l'essai, de la séance, ou de leur combinaison et ce, quel que soit le paramètre considéré.

La Figure III.22 illustre pour la vitesse maximale :

- ▶ la stabilité des résultats d'un essai à l'autre et ce, pour une même charge relative,
- ▶ la parfaite superposition des performances d'une séance à l'autre.

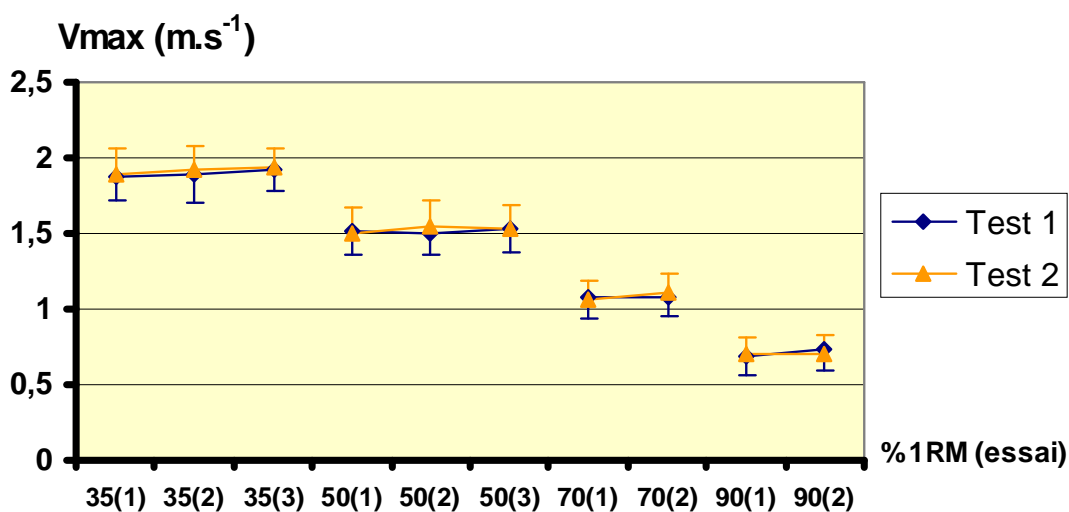


Figure III.22 – Vitesse maximale en fonction de la charge pourcentuelle du 1RM et ce, en fonction de l'essai et de la séance.

#### 4. Reproductibilité des paramètres iso-inertiels (n = 16)

La reproductibilité s'apprécie au cours d'une même séance d'évaluation et lors de deux séances espacées d'une semaine.

- La **reproductibilité inter-essais** exprime, pour chaque paramètre et lors d'une même séance, la variabilité des performances d'un essai à l'autre et ce, pour une même charge pourcentuelle du 1RM.
- La **reproductibilité inter-séances** exprime la variabilité du meilleur essai d'une séance à l'autre et ce, pour chaque pourcentage du 1RM.

Les Tableaux III.8 et III.10 présentent respectivement, pour les deux études, les coefficients de variation établis pour les quatre charges pourcentuelles relatives.

##### a. Reproductibilité inter-essais

Tableau III.8 – Coefficient de variation inter-essais (en %) de Dmax, Vmoy, Vmax, Pmoy, Pmax et Tpmax pour différentes charges pourcentuelles du 1RM.

% 1RM	Dmax	Vmoy	Vmax	Pmoy	Pmax	Tpmax
35	3	4	4	6	9	10
50	2	3	3	4	8	10
70	2	4	4	5	7	5
90	2	6	6	6	7	7

Au sein d'une même séance, les coefficients de variation oscillent entre 2 et 10 % selon le paramètre et la charge.

La variabilité apparaît la plus élevée pour Tpmax et la plus faible pour Dmax.

A charge égale, les vitesses (moyenne et maximale) apparaissent systématiquement plus reproductibles que les puissances.

Les vitesses maximales et moyennes présentent les mêmes CV ; par contre, les puissances maximales présentent des CV plus élevés que ceux des mesures moyennes.

D'une manière générale, la reproductibilité apparaît légèrement plus faible pour les deux charges pourcentuelles extrêmes (35 et 90 % du 1RM).

**b. Reproductibilité inter-séance**

Seule la meilleure répétition, sélectionnée sur base de la vitesse maximale, a été retenue pour chaque séance et pour chaque charge.

Le Tableau III.9 présente, pour chaque paramètre, les moyennes [écarts types] des meilleures répétitions de chaque séance et ce, pour les quatre charges relatives pourcentuelles ; aucune différence significative n'a été relevée d'une séance à l'autre.

Tableau III.9 – Comparaison des mesures paramétriques (moyennes [écarts types]) retenues à chaque séance pour les différentes charges relatives.

%1RM		Dmax	Vmoy	Vmax	Pmoy	Pmax	Tpmax
35	<b>Test 1</b>	54 [5]	1,13 [0,08]	1,94 [0,15]	290 [44]	794 [165]	272 [35]
	<b>Test 2</b>	53 [5]	1,13 [0,09]	1,97 [0,14]	291 [40]	770 [137]	268 [41]
50	<b>Test 1</b>	52 [5]	0,92 [0,07]	1,54 [0,15]	320 [45]	733 [160]	325 [55]
	<b>Test 2</b>	52 [5]	0,92 [0,07]	1,57 [0,18]	315 [47]	739 [168]	338 [48]
70	<b>Test 1</b>	49 [5]	0,63 [0,06]	1,08 [0,14]	303 [43]	623 [129]	536 [74]
	<b>Test 2</b>	50 [5]	0,65 [0,06]	1,12 [0,13]	314 [40]	632 [116]	551 [51]
90	<b>Test 1</b>	46 [4]	0,37 [0,06]	0,73 [0,13]	230 [31]	493 [97]	996 [78]
	<b>Test 2</b>	46 [5]	0,37 [0,05]	0,72 [0,12]	226 [37]	488 [94]	1036 [115]

Tableau III.10 – Coefficient de variation inter-séances (en %) de Dmax, Vmoy, Vmax, Pmoy, Pmax et Tpmax pour différentes charges pourcentuelles du 1RM.

% 1RM	Dmax	Vmoy	Vmax	Pmoy	Pmax	Tpmax
35	4	4	3	5	5	7
50	3	3	3	5	8	8
70	3	5	5	5	5	9
90	3	7	6	6	7	9

La reproductibilité inter-séance ne varie guère pour les trois premières charges ; par contre, elle diminue légèrement à 90 % du 1RM (CV plus élevés).

## 5. Etude corrélative

### a. Corrélations entre les paramètres iso-inertiels

Le 1RM présente plusieurs corrélations étroites ( $r \geq 0,75$ ) avec les valeurs les plus élevées de Pmoy et Pmax (Tableau III.11).

Les corrélations entre le 1RM et les vitesses moyennes théoriquement calculées à partir de la relation charge-Vmoy augmentent lorsque la charge croît et se rapproche du 1RM : ( $V_{20}$ )  $r = 0,46$  ; ( $V_{40}$ )  $r = 0,86$  ; ( $V_{60}$ )  $r = 0,93$ . La vitesse maximale théorique ( $V_0$ ) n'est, quant à elle, jamais corrélée avec le 1RM.

Tableau III.11 – Etude corrélative entre le 1RM et les valeurs les plus élevées de Pmoy et Pmax, ainsi qu'avec les paramètres iso-inertiels calculés à partir de la relation Ch-Vmoy.

	<b>Pmoy</b>	<b>Pmax</b>	<b>V<sub>0</sub></b>	<b>V<sub>20</sub></b>	<b>V<sub>40</sub></b>	<b>V<sub>60</sub></b>
<b>1RM</b>	0,76	0,75	-0,18	0,46	0,86	0,93

Le Tableau III.12 présente les corrélations entre les principaux paramètres iso-inertiels, et ce, pour toutes charges relatives confondues.

Tableau III.12 – Etude corrélative entre les paramètres iso-inertiels (Dmax, Vmoy, Vmax, Pmoy, Pmax, Tpmx) toutes charges relatives confondues. Tous les coefficients de corrélation sont significatifs au seuil de  $p < 0,01$ .

	<b>Dmax</b>	<b>Vmoy</b>	<b>Vmax</b>	<b>Pmoy</b>	<b>Pmax</b>	<b>TPmax</b>
<b>Dmax</b>	1	<b>0,70</b>	<b>0,72</b>	0,39	0,43	-0,51
<b>Vmoy</b>		1	<b>0,99</b>	0,60	0,65	<b>-0,86</b>
<b>Vmax</b>			1	0,55	0,67	<b>-0,81</b>
<b>Pmoy</b>				1	<b>0,81</b>	-0,68
<b>Pmax</b>					1	-0,59
<b>TPmax</b>						1

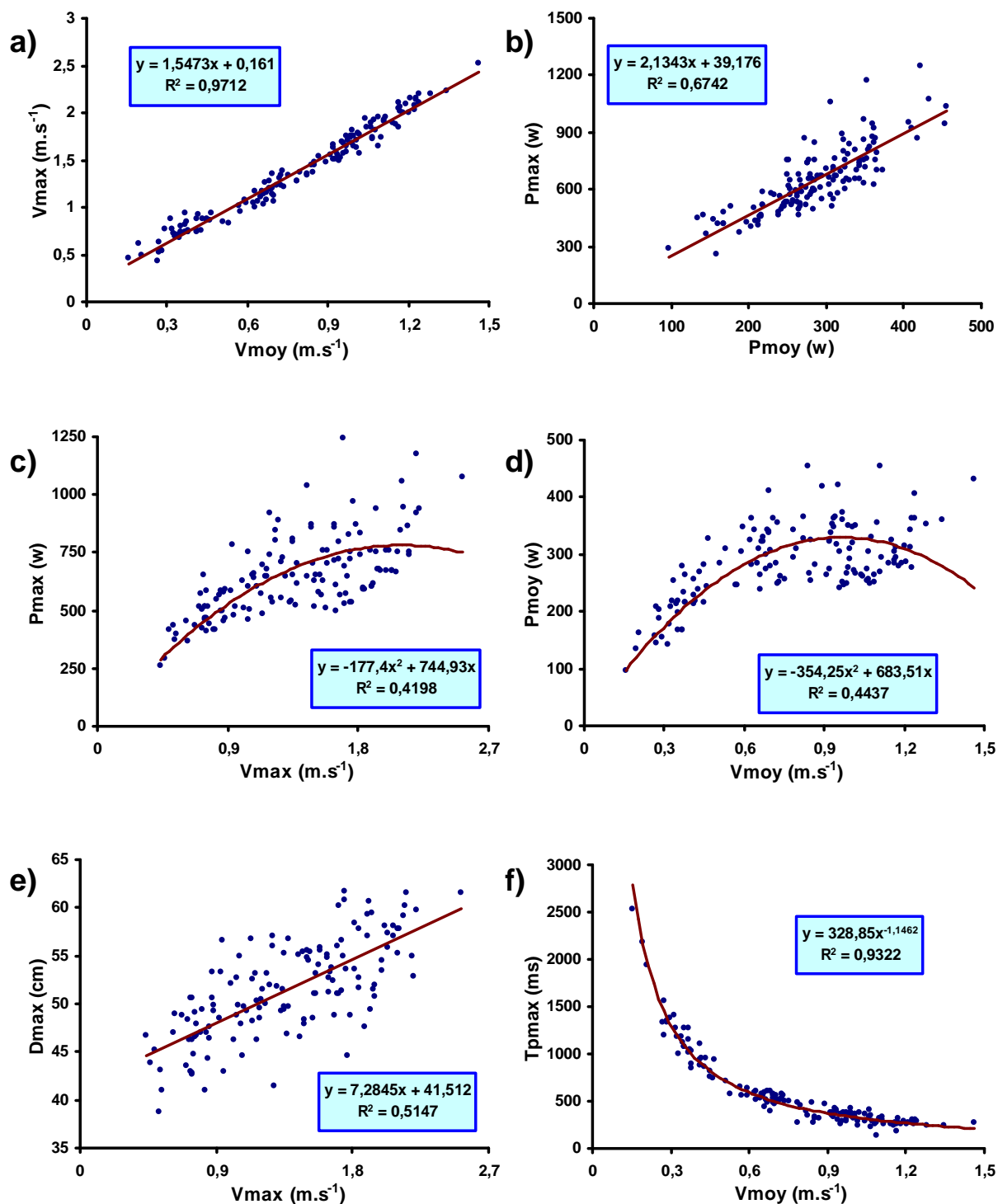
La corrélation entre Vmoy et Vmax apparaît extrêmement élevée ( $r = 0,99$ ) ; par contre, la relation entre Pmax et Pmoy apparaît un peu plus faible ( $r = 0,81$ ).

Les relations entre la puissance et la vitesse n'apparaissent guère élevées ( $r \leq 0,67$ ).

Le déplacement maximum augmente linéairement avec la vitesse ( $r > 0,7$ ).

Les Figures III.23 illustrent les principales relations entre les paramètres iso-inertiels tout en mentionnant leurs équations caractéristiques.

L'équation quadratique présente parfois un meilleur coefficient de détermination que l'équation linéaire (relation P-V). Une relation exponentielle très étroite ( $r^2 = 0,93$ ) apparaît entre  $T_{pmax}$  et  $V_{moy}$ .



Figures III.23 – Corrélations entre les paramètres iso-inertiels mesurés à toutes les charges relatives : a) relation entre  $V_{moy}$  et  $V_{max}$  ; b) relation entre  $P_{moy}$  et  $P_{max}$  ; c) relation entre  $P_{max}$  et  $V_{max}$  ; d) relation entre  $P_{moy}$  et  $V_{moy}$  ; e) relation entre  $D_{max}$  et  $V_{max}$  ; f) relation entre  $V_{moy}$  et  $T_{pmax}$ .

**b. Corrélations d'une charge à l'autre**

Le Tableau III.13 présente les corrélations établies pour un même paramètre et ce, pour les différentes charges pourcentuelles.

Tableau III.13 – Etude corrélatrice entres les différents niveaux de charge relative pour les principaux paramètres iso-inertiels : Vmax, Vmoy, Pmax et Pmoy. Les coefficients surlignés en gras sont significatifs à  $p < 0,01$ .

<b>Vmax</b>	<b>35 %</b>	<b>50 %</b>	<b>70 %</b>	<b>92 %</b>
<b>35 %</b>	1	<b>0,51</b>	0,35	0,13
<b>50 %</b>		1	<b>0,82</b>	<b>0,60</b>
<b>70 %</b>			1	<b>0,65</b>
<b>92 %</b>				1

<b>Pmax</b>	<b>35 %</b>	<b>50 %</b>	<b>70 %</b>	<b>92 %</b>
<b>35 %</b>	1	<b>0,77</b>	<b>0,66</b>	<b>0,51</b>
<b>50 %</b>		1	<b>0,70</b>	<b>0,59</b>
<b>70 %</b>			1	<b>0,68</b>
<b>92 %</b>				1

<b>Vmoy</b>	<b>35 %</b>	<b>50 %</b>	<b>70 %</b>	<b>92 %</b>
<b>35 %</b>	1	<b>0,53</b>	0,42	0,10
<b>50 %</b>		1	<b>0,89</b>	0,33
<b>70 %</b>			1	0,35
<b>92 %</b>				1

<b>Pmoy</b>	<b>35 %</b>	<b>50 %</b>	<b>70 %</b>	<b>92 %</b>
<b>35 %</b>	1	<b>0,88</b>	<b>0,84</b>	0,28
<b>50 %</b>		1	<b>0,94</b>	<b>0,46</b>
<b>70 %</b>			1	<b>0,53</b>
<b>92 %</b>				1

Pour un même paramètre, la corrélation apparaît d'autant plus élevée que les charges relatives sont proches l'une de l'autre.

Les relations entre les différentes charges sont plus faibles pour les mesures de vitesse, comparativement aux mesures de puissance.

Des relations assez élevées sont systématiquement notées entre 50 % et 70 % du 1RM pour tous les paramètres.

La puissance à 35 % apparaît également bien corrélée avec la puissance à 50 % du 1RM.

## V. Discussion

### 1. Modalités de l'évaluation iso-inertielle (relation F-V-P)

Chaque séance iso-inertielle, comportant des contractions maximales, nécessite un échauffement préalable [Crielaard, 1988 ; Safran et al., 1988 ; Smith, 1994 ; Keating et Matyas, 1996]. La température musculaire améliore l'hydrolyse de l'ATP, autorisant le développement instantané d'une puissance supérieure [Ferreti et al., 1992 ; Racimais et al., 2005 ; Rossi et al. 2005] ; une propagation plus rapide de l'influx nerveux ainsi qu'une meilleure synchronisation des unités motrices [Bigland-Ritchie et al., 1992]. Un échauffement de qualité prévient également la survenue d'éventuelles lésions musculaires [Ekstrand et Gillquist, 1983 ; Agre, 1985 ; Safran et al., 1988 ; Odegard et Risberg, 2005].

Théoriquement, la détermination des charges lors d'une évaluation iso-inertielle pourrait s'établir selon trois modalités.

- ▶ La plus simple propose, pour tous les sujets, les mêmes **charges absolues** [Viitasalo, 1985 ; Häkkinen et al., 1988 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Richards et al., 1996 ; Rahmani et al., 2000 ; Stauber et al., 2000 ; Hasegawa, 2004]. Les études comparatives nécessitent que ces charges puissent effectivement être soulevées par tous ; ainsi, lors du développé couché, certains soulèvent à peine 50 kg alors que d'autres dépassent 100 kg. Une telle variabilité inter-individuelle ne permettra jamais, avec les mêmes charges, d'établir un profil force-vitesse complet.

La charge pourrait augmenter progressivement (paliers de 10 – 20 kg) jusqu'au moment où le sujet n'arrive plus à la soulever. Cette méthode serait intéressante lorsque l'évaluation iso-inertielle devra impérativement se dérouler au cours de la même séance unique. Elle pourrait cependant s'avérer problématique chez les meilleurs athlètes qui, au fil des répétitions, deviendraient fatigués pour les charges les plus lourdes.

- ▶ Certains protocoles utilisent des charges exprimées en **pourcentage du poids corporel (% PC)** [Bosco et al., 1995 ; Murphy et Wilson, 1997]. Si la force s'avérait effectivement proportionnelle à la morphologie, cette méthodologie se révélerait utile ; malheureusement, pour certains individus « hors normes » (notamment sportifs), elle reste problématique. Par exemple, un sujet de 100 kg qui développe 70 kg devrait soulever des charges de 25, 50 et 75 kg s'il était évalué à 25, 50 et 75 % de son poids corporel ; par contre, un sujet de 80 kg et soulevant 120 kg devrait successivement développer 20, 40 et 60 kg.
- ▶ L'utilisation de charges relatives, exprimées en **pourcentage de la charge maximale (% 1RM)** [Mastropaolo, 1992 ; Murphy et al., 1994 ; Thomas et al., 1996 ; Wilson et al., 1996a ; Izquierdo et al., 1999 ; Thompson et al., 1999 ; Fielding et al., 2002 ; Newton et al., 2002 ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff et al., sous presse], semble adéquate et présente plusieurs avantages :

- les sujets exécutent un effort directement proportionnel à leur force ;
- les comparaisons inter-individuelles demeurent possibles au terme d'un effort équivalent ;
- l'établissement de la relation force-vitesse nécessite le même nombre de charges.

L'utilisation de telles charges pourcentuelles (% du 1RM) complique cependant le protocole ; en effet, sous peine d'engendrer une fatigue préjudiciable, le 1RM ne pourra être fixé le même jour que l'évaluation iso-inertielle. En conséquence, le sujet devra se rendre au laboratoire à deux reprises : la première pour déterminer son 1RM et la seconde pour réaliser l'évaluation iso-inertielle proprement dite. La séance préalable pourrait s'avérer contraignante, mais elle permet une accoutumance avec les conditions techniques et expérimentales.

Cette séance d'accoutumance apparaît régulièrement lors des protocoles iso-inertiels [Anderson et Kearney, 1982 ; Murphy et al., 1994 ; Pryor et al., 1994 ; Izquierdo et al., 1999 ; Cronin et al., 2003]. Une amélioration de la performance au cours d'une même séance s'expliquerait par la familiarisation au mouvement et aux conditions expérimentales [Jablonowsky et al., 1992 ; Verdera et al., 1999 ; Wrigley et Strauss, 2000]. L'apprentissage technique apparaît d'autant plus justifié que la complexité du mouvement augmente [Kroll, 1961 ; Brown et Weir, 2001]. Une mauvaise exécution altère la performance et augmente le risque lésionnel [Wilson, 1994]. La familiarisation améliore la reproductibilité de l'évaluation musculaire [Sale, 1991 ; Gleeson et Mercer, 1996 ; Wilson et Murphy, 1996 ; ANAES, 2001].

La séance associe conseils techniques et répétitions du développé couché.

- ▶ Le mode respiratoire au début de l'effort influencerait la performance [Lambert, 1990 ; Weineck, 1990]. Un blocage en expiration (manœuvre de Valsalva) augmente la stabilité de la ceinture scapulaire et permet, grâce à une meilleure transmission des forces, un soulèvement initial plus rapide de la charge [Lambert, 1990 ; Weineck, 1990].
- ▶ L'extension sera maximale : certains sujets accélèrent la barre dans les premiers centimètres, puis ils interrompent leur effort avant la fin de l'extension ; parfois d'autres soulèvent la barre et l'abaissent aussitôt. Nous exigeons une extension totale des coudes, et un blocage de la barre en haut.
- ▶ Certains sujets, n'ayant pas fermement agrippé la barre au début, la percutent, provoquant une accélération initiale et favorisant un « overshoot », classiquement décrit en isocinétisme [Sapega et al., 1982 ; Perrin, 1993 ; Wilson, 1994] ; l'épreuve sera recommencée après avoir demandé au sujet un meilleur maintien de la barre.
- ▶ L'extension complète des coudes ne pourra jamais entraîner un soulèvement volontaire du tronc et/ou de la tête.

Ces divers conseils seront systématiquement rappelés par l'expérimentateur au début de chaque évaluation iso-inertielle.

La détermination du 1RM (une répétition maximale), inspirée de Kraemer et Fry [1995], nécessite une augmentation de la charge en quatre étapes, séparées chacune par trois minutes de repos, évitant

ainsi toute fatigue susceptible d'altérer la reproductibilité de l'épreuve [Berger, 1961 ; Hortobagyi et Katch, 1990a ; Kraemer et Fry, 1995 ; Abdessemed et al., 1999].

Les répétitions initiales avec de faibles charges constituent un échauffement spécifique tout en permettant l'accoutumance au mouvement.

La méthode nécessite généralement entre 4 et 6 essais pour déterminer le 1RM.

Le protocole idéal devrait explorer chaque zone critique de la relation F-V-P : il comportera au moins trois charges :

- ▶ une charge légère explorant la **vitesse**,
- ▶ une charge lourde mesurant la **force**,
- ▶ une charge intermédiaire appréciant la **puissance maximale**.

Un registre plus élevé améliore encore la définition du profil iso-inertiel, mais au prix d'une fatigue préjudiciable à la poursuite de l'évaluation. Sur base de notre expérience, nous limiterons à 20 le nombre d'efforts maximum au cours d'une même séance de 30 à 60 minutes.

L'exploration de la vitesse maximale devrait se faire avec la charge la plus légère possible. L'utilisation d'une charge inférieure à 35 % du 1RM n'est actuellement pas envisageable : le système « barre-capteur de déplacement-accéléromètre » pèse 23,2 kg, nécessitant un 1RM d'au moins 66 kg. En conséquence, les sujets plus faibles (1RM < 66 kg) doivent développer une première charge dépassant 35 % du 1RM.

La charge la plus élevée, la plus proche possible du 1RM, devra toujours rester « soulevable » et ce, malgré les inévitables fluctuations de forme d'une séance à l'autre. Lors de l'étude de la reproductibilité, cette charge a initialement été fixée à 90 % du 1RM [Jidovtseff et al., sous presse] ; d'après notre expérience actuelle [Jidovtseff et al., 2004], une charge supérieure (95 % du 1RM) aurait pu être retenue.

Les deux charges intermédiaires (50 et 70 % du 1RM) explorent une zone de puissance maximale [Cronin et Sleivert, 2005].

Le nombre d'essais accordé à chaque niveau de charge est important : certains mesurent la performance tous les 5 ou 10 % du 1RM, en n'accordant qu'un seul essai à chaque niveau de charge [Thomas et al., 1996 ; Cronin et al., 2003 ; Harris et al., 2004]. Cette méthodologie ne permettrait pas toujours d'obtenir un résultat fiable [Gleeson et Mercer, 1996] ; en effet, la moindre erreur technique modifie la performance, et seuls plusieurs essais avec la même charge permettent une valeur réellement maximale [Croisier, 1996 ; Verdera et al., 1999].

Le nombre d'essais varie quelque peu selon la charge : aux faibles pourcentages du 1RM, trois à quatre essais apparaissent nécessaires ; aux valeurs respectives de 70 et 90-95 % du 1RM, deux essais suffisent généralement.

La récupération varie également : aux charges légères (35 et 50 % du 1RM), un repos d'une minute s'avère suffisant, correspondant d'ailleurs à celui de l'évaluation isocinétique [Croisier, 1996 ; Wrigley

et Strauss, 2000 ; Parcell et al., 2002], et à d'autres évaluations iso-inertielles [Hortobagyi et Katch, 1990a ; Thomas et al., 1996 ; Cronin et al., 2001]. Lors de tels efforts explosifs, la resynthèse du pool des phosphagènes se déroule en quelques dizaines de secondes [Fox et Mathews, 1984]. Aux charges plus élevées, l'intensité et la durée de l'effort entraînent une fatigue plus prononcée justifiant une récupération de deux à trois minutes [Kraemer et Fry, 1995 ; Murphy et Wilson, 1996 ; Wilson et al., 1996 ; Rahmani et al., 2000 ; Kim et al., 2002]. Une récupération plus courte pourrait altérer la performance [Hortobagyi et Katch, 1990a].

Une alternance chronologique optimale, entre les efforts avec charges faibles et élevées, permet sans aucune fatigue le développement (en deuxième lieu) de la charge la plus élevée.

L'instruction prodiguée au sujet influencerait le résultat [Behm et Sale, 1993a]. Généralement, il est demandé aux sujets d'initier la barre avec la vitesse la plus élevée possible [Pryor et al., 1994 ; Wilson et Murphy, 1996 ; Thompson et Bembem, 1999]. Cette procédure, justifiée dans certains contextes, s'accompagne d'un risque lésionnel plus élevé [Kazarian, 1981 ; Verdera et al., 1999] ; en conséquence nos sujets sont invités à développer une accélération maximale jusqu'à la fin du mouvement. Cette stratégie, plus adaptée aux charges élevées, se retrouve d'ailleurs dans les lancers athlétiques.

Les sujets, systématiquement informés de leur vitesse maximale, sont encouragés à l'améliorer ; ce qui pourrait accroître leur performance maximale [Keating et Matyas, 1996].

## 2. Evolution des paramètres iso-inertiels en fonction de la charge

Le **déplacement maximum**, en raison d'une éventuelle abduction scapulaire, diminue linéairement avec la charge. La musculature responsable de l'élévation des épaules ne pourrait plus, aux charges élevées, accompagner correctement la barre. Par ailleurs, les barres légères permettent une vitesse élevée entraînant une projection scapulaire antérieure et une éventuelle décoaptation des coudes et des poignets, expliquant ce déplacement supérieur. Chez certains sujets, particulièrement explosifs, on observe parfois un décollement involontaire du tronc.

Le déplacement varie donc en fonction de la charge et de l'individu, modifiant l'amplitude du mouvement et donc le travail développé. Lors de l'évaluation isocinétique, une amplitude non standardisée serait susceptible de modifier la performance [Dvir, 2004]. La relation ( $r = 0,72$ ) entre la vitesse et Dmax démontre que l'amplitude influence la performance. Si l'on souhaite comparer des performances individuelles, indépendamment de la taille des sujets, on devrait rapporter les résultats au déplacement réellement effectué. Tous les sujets réalisent cependant une extension complète des membres supérieurs ; ce critère nous semble le plus important.

La **vitesse** diminue systématiquement avec l'augmentation de la charge relative, respectant la relation classique F-V décrite lors de l'évaluation isocinétique [Jacobs et Pope, 1986 ; Aagaard et al., 1994 ; Abernethy et Jürimäe, 1996 ; Murphy et Wilson, 1996 ; Croisier et al., 1999 ; Wrigley et Strauss, 2000 ; Cramer et al., 2003 ; Jidovtseff et al., 2005], iso-inertielle [Viitasalo, 1988 ; Bembem et al., 1991, Mastropaolo et al., 1992 ; Murphy et al., 1994 ; Bosco et al., 1995 ; Newton, 1997 ; Izquierdo et al., 1999 ; Funato et al., 2000 ; Stauber et al., 2000 ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff et al., sous presse], lors des épreuves sur bicyclette ergométrique [Pirnay et Crielaard, 1979 ; Vandewalle et al., 1988 ;

Morin et al., 2002], ou encore au niveau des fibres musculaires isolées [Fitts et al., 1991 ; Widrick et al., 1996 ; Fitts et al., 1998 ; Trappe et al., 2003].

Tout accroissement de la vitesse de glissement des filaments d'actine et de myosine réduit le nombre d'interactions par unité de temps [Enoka, 1994 ; Gülch, 1994 ; Edman, 2003]. La force développée par chaque pont A-M diminuerait aux vitesses élevées [Fitts et al., 1991]. La vitesse de contraction dépend de la cinétique d'attachement mais aussi de détachement des ponts A-M [Hofmann et al., 1990 ; Szentezi et al., 2001 ; Edman, 2003] variable selon le type de chaînes lourdes de myosine et de sa composition en myosine ATPase [Barany, 1967 ; Widrick et al., 1996 ; Staron, 1997 ; Eddinger, 1998 ; Fitts et al., 1998 ; Ferry, 1999]. La composition en chaînes légères de myosine modulerait également la cinétique de détachement des ponts A-M [Hofmann et al., 1990].

Un profil charge-vitesse identique au nôtre a déjà été décrit [Cronin et al., 2002 ; Cronin et al., 2003] avec cependant, pour une même résistance, des valeurs inférieures ( $1,49 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  à 30 % du 1RM contre  $2,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  pour notre dynamomètre). Quelques particularités protocolaires pourraient justifier ces différences : les sujets de Cronin et al. [2003] restaient sanglés pendant l'évaluation, limitant sans doute l'accompagnement scapulaire, voire thoracique, lors de la poussée finale de la barre. Par ailleurs, leur banc de musculation (Plyometric Power System), le même que celui de Murphy et al. [1994], génère trois fois plus de forces de frottement. L'amplitude, réduite dès le début du mouvement (la barre repose 5 cm au-dessus de la poitrine), limiterait la phase d'accélération et donc le développement de la vitesse. Ces éléments peuvent-ils cependant justifier des différences parfois supérieures à 50 %? Wilson et al. [1996], à partir du même dynamomètre que Cronin et al. [2002], observent des valeurs inférieures aux nôtres ( $1,76 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  à 30 % et  $1,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  à 60 %), mais supérieures à celles de Cronin et al. [2003]. Une compatibilité éventuellement insuffisante entre les dynamomètres iso-inertiels mériterait des investigations futures.

Alors que la vitesse moyenne diminue linéairement avec la charge, la vitesse maximale respecte une équation polynomiale du second degré. Cette différence de « comportement mathématique » n'a pas systématiquement été décrite [Bosco et al., 1995 ; Stauber et al., 2000 ; Cronin et al., 2003]. La réduction de la vitesse avec la résistance respecterait, selon le contexte, une relation linéaire [Vandewalle et al., 1988 ; Viitasalo, 1988 ; Stauber et al., 2000 ; Van den Tillaar et Ettema, 2004], quadratique [Coyle et al., 1979 ; Behm et Sale, 1993 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Funato et al., 2000 ; Jidovtseff et al., sous presse], ou encore hyperbolique [Duchateau et Hainaut, 1984 ; Vandewalle et al., 1988 ; Fitts et al., 1998].

Le ratio  $V_{\text{max}}/V_{\text{moy}}$  exprime l'évolution différente de ces deux paramètres. La valeur minimale (1,69) est observée à 50 % du 1RM. L'augmentation du ratio pour les charges élevées (2,15 à 90 % du 1RM) démontre que la relation Ch-vitesse est plus robuste pour  $V_{\text{max}}$  que pour  $V_{\text{moy}}$ . En effet, aux charges supérieures ou égales à 90 %, la vitesse, assez lente dans les deux premiers tiers du mouvement, augmente brutalement à la fin du développé, lorsque les conditions biomécaniques deviennent favorables. L'intention étant d'effectuer le mouvement le plus rapide possible, la sollicitation nerveuse centrale est maximale et le mouvement s'accélère après que l'inertie initiale soit vaincue. L'augmentation de la vitesse ne se ferait pas au bénéfice des unités motrices rapides [Desmedt et Godaux, 1977], mais pourrait résulter d'une augmentation de la fréquence de toutes les unités motrices [Van Cutsem et al., 1998].

La **relation ChR-Pmoy** du développé couché présente un profil semblable à celui de nombreux travaux explorant parfois des mouvements et des modalités d'efforts très différents [Pirnay et Crielaard, 1979 ; Crielaard, 1988 ; Vandewalle et al., 1988 ; Nadeau, 1989 ; Bembem et al., 1991 ; Mastropaolo, 1992 ; Bosco et al., 1995 ; Morin et al., 2002 ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff et al., sous presse]. La puissance moyenne présente une évolution dite « en cloche » (Figure III.12) : augmentation progressive avec la charge, valeur maximale entre 50 % et 70 % du 1RM, puis réduction progressive. A faible résistance, et en raison de leur vitesse élevée, les sujets ne peuvent générer une force suffisante. Aux charges supérieures, la faible vitesse limite également l'augmentation de la puissance.

L'équation polynomiale du second degré révèle que la Pmoy culmine à 58 % du 1RM, confirmant les études sur le DC décrivant une valeur maximale de Pmoy vers 55-60 % du 1RM [Bemben et al., 1991 ; Cronin et al., 2000 ; Baker et al., 2001], mais pas celles qui rapportent une Pmoy maximale vers 30-50 % du 1RM [Mastropaolo, 1992 ; Newton et al., 1997 ; Izquierdo et al., 1999].

Plusieurs facteurs pourraient modifier ce profil : un développement athlétique favoriserait le déplacement de la courbe vers la gauche ; la Pmoy maximale survient alors pour des charges relatives plus faibles [Cronin et Sleivert, 2005]. La modalité de l'effort semble également très importante : le travail avec projection augmente la puissance moyenne à charges faibles [Newton, 1997].

Quels que soient les conditions et le niveau de la population, la puissance moyenne du développé couché reste très élevée pour un registre de charges entre 30 et 70 % du 1RM [Cronin et al., 2005], zone correspondant d'ailleurs à celle conseillée en musculation pour améliorer la puissance maximale [Miller, 1997b].

La relation **ChR-Pmax** apparaît différente : la valeur maximale, dans le cadre d'une grande variabilité inter-individuelle, est théoriquement atteinte vers 20-30 % du 1RM (Tableau III.6). Comparativement à Pmoy, les valeurs les plus élevées de Pmax surviennent pour des charges relatives plus faibles [Newton, 1997 ; Cronin et al., 2000 ; Cronin et Sleivert, 2005]. La majorité des publications concernent uniquement soit Pmoy [Newton et al., 1997 ; Izquierdo et al., 1999 ; Baker, 2001 ; Baker et al., 2001], soit Pmax [Mayhew et al., 1992 ; Siegel et al., 2002] mais pas les deux.

La puissance présente une variabilité inter-individuelle et un pouvoir discriminant élevé ; ainsi, à 50 % du 1RM, l'intervalle confiance de Pmoy varie entre 209 et 433 watts, corroborant d'autres travaux [Thompson et Bemben, 1999 ; Cronin et al., 2001 ; Izquierdo et al., 2002]. Cette puissance reste inférieure à celle de sujets plus athlétiques [Newton et al., 1997 ; Baker et al., 2001].

La puissance peut s'exprimer en valeur relative ; ainsi, Pmoy atteint  $4,2 \text{ watts.kg}^{-1}$  à 50 % du 1RM, confirmant les résultats d'Izquierdo et al. [2002] et de Jablonowski et al. [1992]. Pour Pmax, c'est à 35 % du 1RM que l'on relève la valeur la plus élevée ( $10 \text{ watts.kg}^{-1}$ ), valeur inférieure à celle du squat ( $27,8 \text{ watts.kg}^{-1}$ ) [Jidovtseff et al., sous presse], où la sollicitation apparaît plus importante. La puissance relative dépendrait non seulement de la masse musculaire, mais aussi du nombre d'articulations impliqués et de la complexité du mouvement [Grieve et van der Linden, 1986 ; Vandewalle et al., 1988 ; Funato et al., 2000]. Les profils force-puissance augmentent avec la complexité des mouvements [Funato et al., 2000] (Figure III.24).

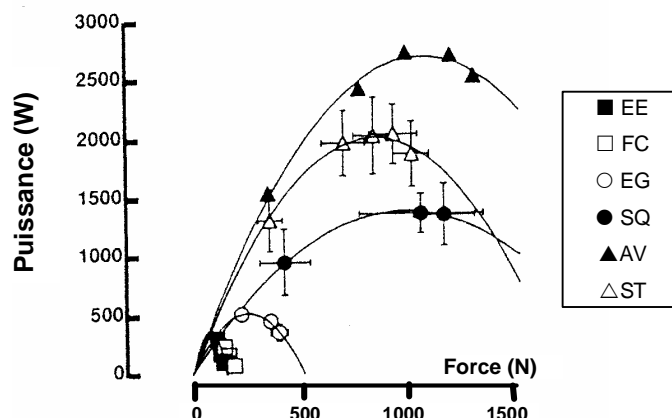


Figure III.24 – Relation force-puissance de différents mouvements (extension de l'épaule, EE ; flexion du coude, FC ; extension genou, EG ; squat, SQ ; mouvement d'aviron, AV ; soulevé de terre, ST) chez un haltérophile, d'après Funato et al. [ 2000].

Le temps nécessaire au développement de la puissance maximale ( $T_{pmax}$ ) pourrait représenter une certaine « explosivité ». La relation  $ChR-T_{pmax}$  évolue de manière exponentielle.

Les équations théoriques, décrites pour chaque paramètre, présentent une évolution normalisée tous les dix pour-cent du 1RM. Le Tableau III.6 constitue une base de données utile pour toute évaluation iso-inertielle du développé couché.

Les performances iso-inertielles aux différentes charges pourcentuelles peuvent être appréciées en fonction de la charge absolue. Grâce à la relation linéaire  $Ch-V_{moy}$ , la performance se calcule facilement à différentes charges absolues, par exemple 0, 20, 40 et 60 kg. Cette relation apprécie la pente, représentative du profil F-V individuel, mais aussi la charge maximale théorique ( $CH_0$ ) lorsque  $V_{moy} = 0$ .

Le caractère discriminant de l'évaluation iso-inertielle détermine des profils musculaires très différents. Une analyse individuelle montre que les sujets les plus véloces ne sont pas nécessairement les plus forts, et vice-versa. Nous avons classé les individus en trois catégories : les sujets « forts et véloces » (**FV**) ; les sujets simplement « forts » sans être « véloces » (**F**) ; et les sujets essentiellement « véloces » sans être « forts » (**V**).

Notre analyse révèle que :

- ▶ le développement d'une puissance maximale exige des qualités concomitantes de force et de vitesse ;
- ▶ les sujets les plus forts, véloces ou non (FV et F), demeurent les plus puissants lorsque la charge augmente ( $> 30$  kg). Une force élevée constitue un préliminaire indispensable à l'amélioration de la puissance maximale [Miller, 1997b ; Stone et al., 2003] ;
- ▶ aux charges inférieures, la puissance dépend essentiellement de la vitesse ;
- ▶ les sujets forts ne sont pas nécessairement véloces [Sasaki et Ishii, 2005].

En conséquence, un travail spécifique de force et/ou de vitesse s'avère nécessaire selon des particularités sportives.

La relation linéaire Vmoy-charge absolue permettrait théoriquement un calcul rapide du 1RM, sans nécessairement soulever des charges trop élevées. Généralement, le nombre maximum de répétitions avec une charge donnée permet l'appréciation du 1RM (via des tables ou des formules mathématiques) [Berger, 1961 ; Epley, 1985 ; Lander, 1985 ; O'Conner et al., 1989 ; Mayhew et al., 1992 ; Mayhew et al., 1995 ; Abadie et Wentworth, 2000 ; Horvat et al., 2003]. A notre connaissance, aucune méthodologie n'apprécierait le 1RM à partir de vitesses mesurées aux charges sous-maximales.

Une relation très étroite ( $r = 0,96$ ) existe pourtant entre le 1RM et la charge maximale théorique ( $CH_0$ ) estimée à partir de la relation Ch-Vmoy. Lorsque  $CH_0$  est calculée à partir de seulement deux charges (au lieu de 4) : une légère (35 % du 1RM) et une moyenne (70 % du 1RM), la corrélation reste très élevée ( $r = 0,93$ ) avec le 1RM (Figure III.25).

Nous proposons une équation originale qui, à partir des Vmoy mesurées pour une charge légère ( $\pm 1/3$  du 1RM supposé) et moyenne ( $\pm 2/3$  du 1RM supposé), apprécie le 1RM :

$$1RM = \frac{CH_0 - 7,283}{0,8946} \quad \text{où} \quad CH_0 = CH_2 - \frac{V_2}{Pente} \quad \text{et} \quad Pente = \frac{V_2 - V_1}{CH_2 - CH_1}$$

- où -  $CH_0$  correspond à la charge maximale théorique lorsque la Vmoy égale  $0m.s^{-1}$  ;
- $V_1$  et  $V_2$  sont les vitesses moyennes enregistrées pour les deux charges respectives  $CH_1$  ( $\pm 1/3$  du 1RM supposé) et  $CH_2$  ( $\pm 2/3$  du 1RM supposé).

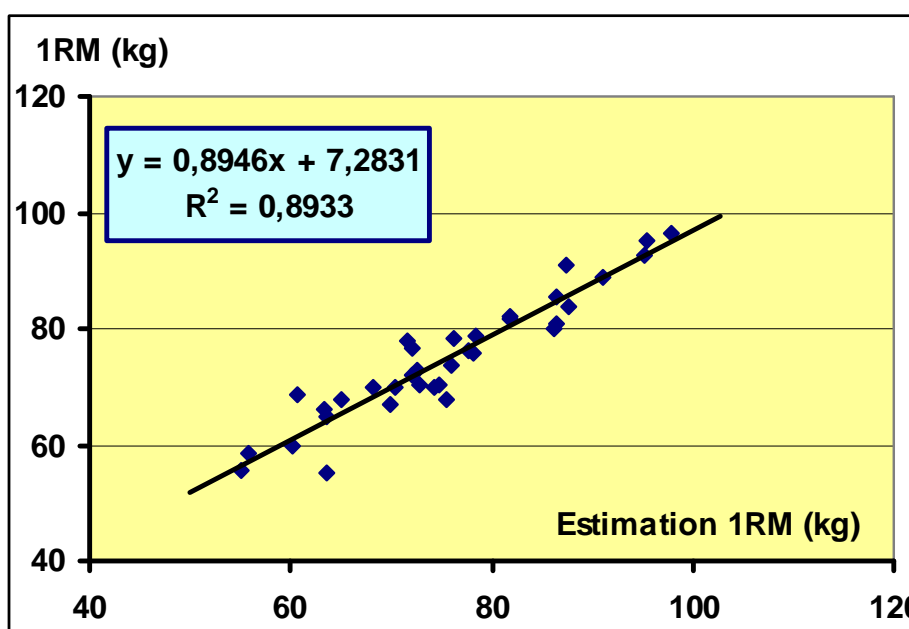


Figure III.25 – Corrélation entre le 1RM et la charge maximale théorique lorsque l'on considère la relation Ch-Vmoy à partir des charges relatives 35 et 70 % du 1RM.

L'évaluation iso-inertielle autorise une **analyse de courbes** généralement peu utilisée [Newton, 1997 ; Cronin et al., 2001 ; Jidovtseff et al., 2004], alors qu'elle définit fidèlement les caractéristiques de l'effort.

Chaque paramètre présente une évolution particulière.

La courbe **déplacement** présente une allure sigmoïde dont l'aspect caractéristique se manifeste d'autant plus que la charge est légère.

La courbe **vitesse** se caractérise par des phases d'accélération et de décélération, variables en proportion et en forme suivant la charge.

A la charge la plus légère (35 % du 1RM), la phase d'accélération très intense, concerne seulement 66% du temps total du mouvement. L'intention volontaire de garder la barre en main organiserait le contrôle moteur afin que la phase frénatrice soit suffisante. L'inhibition de l'activation agoniste serait d'autant plus précoce que la vitesse est élevée [Germain et al., 1996]. L'augmentation de la charge s'accompagne d'ailleurs d'une réduction de la phase de décélération. Ce phénomène ne semble pas uniquement lié à la vitesse mais aussi à la modalité de mouvement : en effet, lors du travail avec projection, l'action frénatrice antagoniste terminale disparaît quasi totalement, même pour une faible charge [Newton, 1997]. Rappelons que les performances maximales du DC sont majorées dans cette modalité (Chapitre III.A, Figure III .9).

Avec une charge sub-maximale (95 % 1RM), la courbe de vitesse présente deux phases distinctes d'accélération : l'une située en début et l'autre, à la fin du mouvement. La zone intermédiaire, communément appelée « *sticking region* », correspond à une phase de transition (relativement plate) entre le début du mouvement (participation de l'énergie élastique) et la fin de l'extension (biomécaniquement plus avantageuse) [Madsen et McLaughlin, 1984 ; Elliott et al., 1989]. Si le développé couché concentrique ne bénéficie pas vraiment du cycle étirement détente, il resterait précédé, à charge élevée, d'une pré-contraction intense favorisant l'activation musculaire et l'étirement des composantes élastiques en série avant la mobilisation de la barre. Cette pré-contraction isométrique s'accompagnerait d'un effet bénéfique, améliorant la phase initiale d'un mouvement dynamique [Walshe et al., 1998 ; Finni et al., 2001], mais se dissipant peut-être lorsque le sujet atteint la « *sticking region* ».

L'**accélération** (résultante de l'accélération verticale de la barre et de sa composante gravitationnelle) présente un profil très différent selon la charge :

- ▶ à 35 % du 1RM, l'accélération reste élevée durant les deux premiers tiers du mouvement, puis elle diminue brutalement ;
- ▶ à 95 % du 1RM, l'accélération dépasse  $10 \text{ m.s}^{-2}$  pendant plus de 80 % du mouvement, puis elle diminue quelque peu. L'accélération se réduit d'autant plus tardivement que la charge est élevée.

La **force** ( $F = m.a$ ) présente logiquement un même profil que l'accélération. La hiérarchie, par contre différente, dépend de la charge : la force moyenne est directement proportionnelle à la masse soulevée.

A 35 % du 1RM, c'est en tout début de mouvement que la force est la plus élevée, lorsque l'accélération est maximale puis, elle diminue pour devenir négative à la fin de l'extension.

Pour une charge lourde, la force toujours positive présente deux pics : l'un situé au début de l'effort et l'autre lors de l'extension dynamique terminale des coudes [Madsen et McLaughlin, 1984 ; Elliott et al., 1989 ; Newton, 1997].

L'analyse des courbes iso-inertielles démontre que la force n'est pas nécessairement maximale en tout début d'effort, mais qu'elle peut survenir à la fin de l'extension. Le facteur limitant du 1RM en DC n'est pas la force maximale initiale, mais bien la force développée dans la position biomécanique la plus défavorable. Lors de la détermination du 1RM, de nombreux sujets échouent non pas au départ, mais après quelques centimètres, lorsqu'ils atteignent la « *sticking region* » [Madsen et McLaughlin, 1984 ; Elliott et al., 1989].

Les courbes de **puissance** décrivent scrupuleusement l'effort :

- ▶ la phase propulsive, définie par une puissance positive, correspond à la poussée de la barre vers le haut ;
- ▶ la phase frénatrice : où la puissance négative représente une action antagoniste afin de retenir la barre dans son élan. Cette phase sera d'autant plus importante que la charge est légère et la vitesse élevée.

L'analyse des courbes de puissance explique l'évolution particulière du ratio  $P_{max}/P_{moy}$  en fonction de la charge : la  $P_{max}$  apparaît proportionnellement supérieure aux charges faibles et élevées :

- ▶ aux faibles pourcentages du 1RM, l'importante puissance négative de la phase frénatrice affecte significativement la puissance moyenne, sans modifier la seule valeur maximale : le ratio  $P_{max}/P_{moy}$  est élevé.
- ▶ lorsque la charge relative augmente, la phase frénatrice diminue ainsi que le ratio  $P_{max}/P_{moy}$ . Jusqu'à 50-60 % du 1RM, la  $P_{max}$  diminue moins que la puissance négative frénatrice, la  $P_{moy}$  augmente.
- ▶ aux charges les plus élevées, l'action frénatrice disparaît totalement ; la cinétique rencontrée justifierait une nouvelle augmentation du ratio  $P_{max}/P_{moy}$  : la puissance développée, très faible pendant les deux premiers tiers du mouvement, augmente brutalement à la fin d'extension, lorsque les triceps travaillent effectivement dans des conditions biomécaniques plus favorables [Elliott et al., 1989].

### 3. Influence de la séance et de l'essai

La performance iso-inertielle reste stable d'un essai et d'une séance à l'autre. Un simple apprentissage pourrait améliorer les résultats [Kroll, 1961 ; Jablonovsky et al., 1992 ; Abernethy et Jürimäe, 1996 ; Wrigley et Strauss, 2000]. Par ailleurs, une récupération insuffisante entre les essais ou entre les séances pourrait altérer la performance [Kroll, 1961 ; Hortobagyi et Katch, 1990a].

Notre protocole ne révèle aucun effet d'apprentissage. La Figure III.22 et le Tableau III.10 démontrent l'excellente reproductibilité des performances moyennes entre la première et la seconde évaluation. La familiarisation initiale imposée autorise une acquisition efficace du mouvement ; cette unique séance d'apprentissage pourrait parfois s'avérer insuffisante [Hortobagyi et Katch, 1990a]. Notre

expérience, nos conseils techniques et nos consignes optimisent l'apprentissage du mouvement et l'accoutumance aux conditions expérimentales.

L'apprentissage pourrait également entraîner une amélioration des performances à chaque essai [Hortobagyi et Katch, 1990a ; Richards et al., 1996 ; Verdera et al., 1999 ; Rahmani et al., 2000]. Il s'agit d'une accoutumance rapide aux conditions d'efforts, parfois observée chez les sujets débutants. Ce phénomène, occasionnel dans notre protocole, n'apparaît pas significatif. Lorsqu'une telle augmentation de la performance survient à chaque essai, il convient d'accorder des essais supplémentaires afin d'obtenir une performance stable. Dans ce cas, une récupération plus importante évite une accumulation de fatigue.

La récupération accordée (1 à 3 minutes selon la charge) apparaît suffisante : aucune diminution de la performance n'apparaît entre les essais et entre les deux sessions.

#### **4. Reproductibilité**

La reproductibilité s'apprécie régulièrement par le coefficient de corrélation intra-classe (CCI). Cette mesure s'avère trop sensible à la diversité de l'échantillon et n'apprécie pas toujours correctement la reproductibilité [Hopkins, 2000 ; Dvir, 2003]. Il s'agit d'une simple mesure d'association entre deux paramètres quantitatifs. De plus, le résultat varie énormément selon la méthode utilisée, rendant particulièrement difficile les comparaisons [Müller et Büttner, 1994]. Le coefficient de variation apprécie plus spécifiquement la différence pourcentuelle d'une mesure à l'autre.

En raison de l'excellente dynamométrie iso-inertielle ( $CV < 2\%$  ; Chapitre II), les variations entre les essais et entre deux évaluations dépendent essentiellement du sujet (motivation variable, état de forme, etc...). D'éventuelles variations protocolaires, même légères, de la position, de l'horaire de l'évaluation, de l'échauffement, de la récupération, du niveau d'encouragement et de l'ordre des exercices, pourraient quelque peu modifier les résultats [Gleeson et Mercer, 1996 ; Keating et Matyas, 1996 ; Gauthier et al., 2001 ; Hopkins et al., 2001].

Ces hypothétiques variations protocolaires ont été extrêmement réduites par le respect scrupuleux de nos conditions expérimentales ; en conséquence, toute variation de la performance du DC sera essentiellement liée aux variations techniques, neurophysiologiques et psychologiques [Dvir, 2003].

La reproductibilité inter-essais (Tableau III.8) reste assez proche de la reproductibilité inter-session (Tableau III.10), sauf pour les charges élevées où elle s'avère légèrement meilleure au cours d'une même séance. Le DC avec charges lourdes serait plus sensible aux inévitables fluctuations de forme, expliquant son éventuelle variabilité d'une séance à l'autre [Jidovtseff et al., sous presse].

La reproductibilité varie en fonction de la charge. D'après certains auteurs, elle serait excellente pour les charges légères, mais s'altérerait quelque peu quand la charge augmente [Viitasalo, 1981 ; Viitasalo, 1988 ; Murphy et al., 1994]. C'est effectivement à 90 % du 1RM que nous observons la plus grande variabilité. Par contre, à 35 % du 1RM, la reproductibilité inter-essai apparaît moins bonne qu'à 50 et 70 % du 1RM. Nous avons exigé, pour des raisons évidentes de sécurité, que la barre soit gardée en main. Afin de développer la vitesse la plus élevée, la barre sera freinée le plus tard possible, surtout à charge légère. Cette action frénatrice, d'exécution parfois difficile, pourrait se

modifier d'un essai à l'autre, justifiant une plus grande variabilité au sein d'une même séance, sans toutefois affecter la reproductibilité inter-séance.

Tableau III.14 – Reproductibilité de l'évaluation iso-inertielle.

Références	Mouvements	Charges	Paramètres	Coefficient de variation (CV %)	Coefficient de corrélation (r)
Bosco et al. (1995)	SQ	100 % PC	Dmax, Pmoy, Vmoy, Fmoy,	3,2 % [1,4-5,2 %]	[0,85-0,97]
Funato et al. (2000)	Rétrop bras, Flex/Ext Hanche, Ext genou, Flexion coude, SQ, Tirage, rowing,	42,5N 90,6N 261,5N	Pmax, F à Pmax V à Pmax	4,3 % [0,2- 10,5 %]	[0,69-0,97]
Hortobagyi et Katch (1990a)	SQ, DC	20kg (DC) 70kg (SQ)	Vmax, Pmax, Pmoy, T <sub>pmax</sub> , Temps	?	[0,77-0,97]
Richards et al. (1996)	Flex/Ext Genou RI/RE épaule	20-60N 10-20N	Dmax Vmax MFM	?	[0,73-0,94]
Wilson et al. (1996)	DC	30-60 % 1RM	Vmax W sur 370ms	4,3 % [1,8-7,6 %]	?
Rahmani et al. (2000)	SQ	60-80-100-120-140-160-180kg	Fmax, Vmax, Pmax	4 % [1,7-6,7 %]	[0,70-0,91]
Murphy et al. (1996)	DC	30-60-90-100-130 % 1RM	Fmax	?	[0,90-0,95]
<b>Jidovtseff et al. (accepté)</b>	<b>DC</b>	<b>35-50-70-90 % 1RM (DC)</b>	<b>Vmax, Vmoy, Pmax, Pmoy, T<sub>pmax</sub></b>	<b>5,7 % [2,6-9,2 %]</b>	<b>?</b>
<b>Jidovtseff et al. (accepté)</b>	<b>SQ</b>	<b>45-60-75-90 % 1RM (SQ)</b>	<b>Vmax, Vmoy, Pmax, Pmoy, T<sub>pmax</sub></b>	<b>7,8 % [2,5-16,3 %]</b>	<b>?</b>
Viitasalo et al. (1981)	SQ jump	0-20-40-60-80kg	Fmax	6,5 % [4,3-9,5 %]	?
Newton (1997)	SQ jump	30-60-90 % 1RM	Dmax, Pmax, Vmax, Fmax, Fmoy, Pmoy	?	[0,69-0,99]
Gaasvaer et Bahr (1999)	SQ	15, 30, 45, 60, 75, 90 % 1RM	Pmoy, Vmoy	[3 à 6,6%]	
Abernethy et al. (1995)		Charge	1RM		[0,92-0,98]
McCurdy (2004)	SQ 1jambe	Charge	1RM, 3RM		[0,87-0,99]

La reproductibilité de l'évaluation iso-inertielle du DC, globalement excellente, varie selon le paramètre considéré :

Le **déplacement maximum**, pour une charge donnée, demeure stable d'un essai et d'une séance à l'autre (CV de 2 à 4 %) car il dépend surtout des caractéristiques biométriques individuelles. Les différences, toujours minimes, s'expliquent par de petites variations de position et de vitesse susceptibles d'influencer le soulèvement scapulaire et parfois même du tronc ; en effet, l'élan de la barre entraîne d'autant plus le sujet que la vitesse est élevée.

Les CV varient entre 3 et 7 % (CV moyen = 4,5 %) pour la vitesse et entre 4 et 9 % (CV moyen = 7 %) pour la puissance.

La **vitesse** apparaît généralement plus reproductible que la **puissance** [Bosco et al., 1995 ; Rahmani et al., 2000]. Théoriquement, la variabilité de la vitesse dépend uniquement de celle de la position, alors que la puissance dépend non seulement de la position, mais aussi de l'accélération. Le calcul de la puissance (produit de la force et de la vitesse) accumule les étapes mathématiques, justifiant sa plus grande variabilité lors d'une évaluation iso-inertielle ou isocinétique [Sale, 1991 ; Jablonowsky et al., 1992 ; Bosco et al., 1995 ; Croisier et Crielaard, 1999 ; Rahmani et al., 2000 ; Grooten et al., 2002 ; Hsu et al., 2002].

Les études de reproductibilité iso-inertielles proposent souvent des exercices et des paramètres différents (Tableau III.14).

Bosco et al. [1995] rapportent, lors de l'évaluation iso-inertielle du squat (charge correspondant plus ou moins à 50-60 % du 1RM) des CV de 2,5 à 5 %, très proches des nôtres pour le développé couché. L'évaluation iso-inertielle du squat sur notre dynamomètre [Jidovtseff et al., sous presse] présente une variabilité légèrement supérieure avec des CV de 4 à 7 %, confirmant les résultats de Rahmani et al. [2000] et Gaasvaer et Bahr [1999]. La reproductibilité du squat se rapproche de celle de l'isocinétisme pour les fléchisseurs et les extenseurs du genou [Croisier, 1996 ; Croisier et Crielaard, 1999]. La reproductibilité isocinétique du développé couché serait, quant à elle, comparable (CV = 5,9 % [3,7 à 9,4 %]) [Grooten et al., 2002], voire inférieure (CV = 8,9 %) [Jablonowsky et al., 1992].

Dans le cadre d'une méta-analyse relative à la reproductibilité générale de la puissance, les CV (2-15 %) des épreuves iso-inertielles et isocinétiques apparaissent relativement proches des nôtres [Hopkins et al., 2001].

La reproductibilité du temps nécessaire pour atteindre la puissance maximale est plus faible tout en restant satisfaisante (CV de 5 à 10 %). Aux charges faibles et moyennes, le tracé plus irrégulier de la puissance aux alentours de la valeur maximale explique cette observation. Aux charges élevées, la variabilité de  $T_{pmax}$  serait liée au développement plus difficile de la barre dans les premiers centimètres du mouvement [Hortobagyi et Katch, 1990a].  $T_{pmax}$ , n'apparaît pas suffisamment reproductible que pour apprécier correctement l'explosivité.

## 5. Corrélations entre les paramètres iso-inertiels

La force dynamique maximale (1RM) présente diverses corrélations avec plusieurs paramètres iso-inertiels et notamment la puissance maximale ( $r = 0,75$ ). Cette relation confirme l'intervention essentielle de la force dans le développement d'une puissance élevée [Thomas et al., 1996 ; Stone et al., 2005].

Les vitesses aux différentes charges relatives ne présentent aucune relation avec le 1RM, ni  $CH_0$ . Par contre, la  $V_{moy}$ , calculée aux différentes charges absolues ( $V_0$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{40}$  et  $V_{60}$ ), présente des corrélations d'autant plus significatives que la charge se rapproche du 1RM. La vitesse maximale théorique ( $V_0$ ), quant à elle, ne présente aucune relation avec la force maximale confirmant l'indépendance de ces deux qualités musculaires [Sasaki et Ishii, 2005].

La relation très étroite ( $r = 0.99$ ) entre  $V_{max}$  et  $V_{moy}$  pourrait justifier l'utilisation exclusive d'un seul paramètre. La vitesse maximale serait plus judicieuse en raison de son importance pour de nombreuses disciplines sportives. La vitesse moyenne serait, par contre, plus représentative du début du mouvement. L'analyse des deux vitesses ( $V_{moy}$  et  $V_{max}$ ) offre des informations complémentaires sur la qualité gestuelle. Le contexte d'évaluation fixera le choix du paramètre le plus adéquat ; ainsi, si la vitesse de démarrage est primordiale, la vitesse moyenne devra être retenue. Par contre, lorsque la performance exige la vitesse gestuelle la plus élevée possible, la vitesse maximale sera analysée.

La relation moins élevée entre  $P_{moy}$  et  $P_{max}$  ( $r = 0,81$ ) s'explique par une influence différente de l'accélération :

- ▶  $P_{max}$  dépend directement de l'accélération instantanée, variable au cours du mouvement mais aussi d'une charge à l'autre (Figure III.16) ;
- ▶  $P_{moy}$ , par contre, dépend évidemment de l'accélération moyenne, qui sur l'ensemble du mouvement, correspond à  $9,81 \text{ m.s}^{-2}$ , quelle que soit la charge.

La capacité d'accélération, avec une même charge, serait essentielle pour développer la  $P_{max}$ , mais pas nécessairement  $P_{moy}$ .

L'équation quadratique caractérisant l'évolution de la puissance par rapport à la vitesse (Figures III.23c et III.23d) démontre et confirme [Nadeau, 1989], qu'à vitesse faible ( $V_{max} < 1 \text{ m.s}^{-1}$  ;  $V_{moy} < 0,51 \text{ m.s}^{-1}$ ), la puissance reste également faible, mais que pour des vitesses supérieures, la puissance ne dépend plus directement de la vitesse. La relation linéaire, déjà rapportée entre ces deux paramètres [Morin et al., 2002], ne concernerait que la seule partie ascendante de la relation P-V.

Une relation exponentielle étroite apparaît entre la vitesse moyenne et  $T_{pmax}$  : le temps pour atteindre  $P_{max}$  augmente exponentiellement avec la charge et dépend, surtout à charge élevée, de l'explosivité initiale.

Nous avons étudié, pour les principaux paramètres ( $V_{max}$ ,  $V_{moy}$ ,  $P_{max}$  et  $P_{moy}$ ), les relations d'un niveau de charge à l'autre. Autant pour la puissance que pour la vitesse, la corrélation diminue avec l'augmentation du différentiel de charges. La typologie musculaire justifierait des réponses particulières en fonction des charges [Coyle et al., 1979 ; Tihanyi et al., 1982] ; confirmant notre analyse individuelle (Figure III.18) qui démontre que la puissance ou la vitesse développée pour une charge donnée, ne reflète pas nécessairement ce qui se passe à un autre niveau. A vitesse élevée, une composition musculaire riche en fibres II apparaît avantageuse [Coyle et al., 1979 ; Fitts et al., 1991]. A charge élevée, c'est le nombre total de ponts A-M, et donc le volume musculaire, qui s'avère déterminant [Fitts et al., 1991 ; McComas, 1996]. Ces différences justifient une exploration exhaustive de la relation F-V-P. Les deux charges intermédiaires (50 et 70 % du 1RM), présentant des corrélations élevées entre elles ; leur analyse simultanée pourrait se révéler redondante ! Par contre, l'étude des charges extrêmes s'avère indispensable. Un protocole simplifié avec trois charges relatives resterait envisageable, cependant l'établissement du profil F-V demeure plus précis avec quatre charges, surtout lorsque l'on souhaite apprécier la puissance.

## C. Evaluation de la fatigabilité musculaire

### I. Introduction

La résistance musculaire anaérobie intervient spécifiquement dans certaines activités sportives particulièrement intenses et épuisantes (ski alpin, canoë-kayak, aviron, patinage sur glace, sprint de 200 à 800m en athlétisme, cyclisme sur piste,...); en conséquence, son évaluation apparaît nécessaire au suivi de certains sportifs [Sale, 1991 ; Bosco, 1992 ; Inbar et al., 1996 ; Yoon, 2002 ; Van Someren et Palmer, 2003].

Les épreuves déterminent, soit la capacité de maintenir un effort intense le plus longtemps possible [Mullany et al., 2002], soit l'intensité la plus élevée pendant une durée préalablement fixée [Schwid et al., 1999 ; Halin et al., 2003], soit la durée après laquelle on observe une réduction de 50 % de la performance initiale [Bilodeau et al., 2003].

Certains protocoles permettent d'apprécier spécifiquement la fatigabilité statique [Vøllestad, 1997 ; Lewis et Fulco, 1998 ; Bilodeau et al., 2003 ; Halin et al., 2003]. Le mode de travail dynamique est généralement isocinétique [Croisier et al., 1992 ; Kanehisa et al., 1997 ; Gerdle et al., 2000 ; Manou et al., 2002 ; Karlsson et al., 2003 ; Maquet et al., 2004]. Des épreuves ergométriques plus fonctionnelles, justifiées pour des populations sportives, se réalisent sur bicyclette [Bar-Or, 1987 ; Crielaard, 1988 ; Calbet et al., 2003 ; Carey et Richardson, 2003]. Quelques épreuves de sauts [Bosco, et al., 1983b ; Bosco, 1992 ; Welsh et al., 2004] concernent habituellement les membres inférieurs ; les travaux s'intéressant aux membres supérieurs sont beaucoup plus rares et analytiques [Clarkson et al., 1982 ; Maquet et al., 2004].

Le dynamomètre iso-inertiel pourrait apprécier la fatigabilité des membres supérieurs dans des conditions sportives spécifiques.

Nous souhaitons :

- ▶ développer un protocole évaluant objectivement la fatigabilité musculaire ;
- ▶ décrire l'évolution iso-inertielle normale d'une telle épreuve ;
- ▶ sélectionner les meilleurs indices iso-inertiels et en établir la reproductibilité ;
- ▶ enfin, établir le caractère discriminant de nos paramètres.

## II. Matériel et méthode

### 1. Population

Cinquante sujets masculins (étudiants en Éducation Physique ou sportifs de loisir), indemnes de toute lésion au niveau des membres supérieurs, participent à cette étude descriptive.

Dix sujets réalisent l'évaluation iso-inertielle à deux reprises afin d'apprécier sa reproductibilité.

Le Tableau III.15 présente les caractéristiques biométriques moyennes des deux groupes.

Tableau III.15- Caractéristiques biométriques (nombre de sujets, âge, taille et poids ; moyenne [écart type] selon l'étude.

Etude	Nombre	AGE (ans)	TAILLE (cm)	POIDS (kg)
Descriptive	50	24,4 [4,3]	178,9 [5,0]	71,8 [7,7]
Reproductibilité	10	23,1 [2,5]	179,5 [6,1]	78,2 [8,6]

### 2. Matériel

Le dynamomètre est identique à celui décrit au Chapitre II ; deux instruments virtuels seront utilisés :

- ▶ l'IVconc (Annexe 3) pour apprécier le profil F-V-P,
- ▶ l'IVrép (Annexe 5) pour évaluer la résistance à la fatigue.

### 3. Protocole expérimental (Tableau III.16)

L'évaluation nécessite deux ou trois séances selon l'étude.

L'**étude descriptive** reprend uniquement la séance d'accoutumance et l'évaluation iso-inertielle musculaire.

Lors de l'étude de la **reproductibilité**, 10 sujets réalisent, après une semaine, la seconde évaluation iso-inertielle et ce, strictement dans les mêmes conditions.

Tableau III.16 – Protocole expérimental de l'étude de la résistance à la fatigue musculaire.

<b>Accoutumance</b>	<b>Evaluation Iso-Inertielle 1 (n = 50)</b>	<b>Evaluation Iso-Inertielle 2 (n = 10)</b>
	<b><u>Profil F-V-P</u></b>	<b><u>Profil F-V-P</u></b>
Position	40 % 1RM	40 % 1RM
Techniques	60 % 1RM	60 % 1RM
2x10 répét. 1RM	80 % 1RM	80 % 1RM
	<b><u>Fatigabilité</u></b>	<b><u>Fatigabilité</u></b>
2x10 répét. Vmax	3 x 40 % 1RM 30 x 40 % 1RM	3 x 40 % 1RM 30 x 40 % 1RM

**a. Séance d'accoutumance iso-inertielle**

► ***Echauffement et détermination du 1RM***

L'échauffement standardisé et la détermination du 1RM se déroulent selon la procédure classique (Chapitre III.A, page 69).

► ***Accoutumance***

La séance d'accoutumance correspond à celle de la détermination du profil F-V-P ; les deux dernières séries de répétitions font cependant l'objet d'une certaine adaptation : au lieu de se concentrer sur la seule modalité concentrique, les sujets enchaînent le plus dynamiquement possible les développés couchés et ce, sur toute l'amplitude du mouvement et sans toucher les taquets de sécurité, ou la poitrine. Ils réalisent deux séries de dix répétitions avec la même charge que celle de l'épreuve de fatigabilité (40 % du 1RM). Ils reçoivent comme consigne d'être le plus explosif possible lors de chaque montée de barre, alors que la descente se déroule librement.

Après ces séries, quelques répétitions maximales concentriques à 40 % du 1RM permettent d'obtenir un mouvement correct et une Vmax plateau.

**b. Evaluation iso-inertielle**

L'épreuve comporte une première détermination du profil F-V-P puis une seconde évaluation de la résistance à la fatigue.

► ***Profil F-V-P***

Le développé couché concentrique se réalise avec trois charges relatives croissantes :

- 4 essais à 40 % du 1RM (r = 1 minute)
- 3 essais à 60 % du 1RM (r = 2 minutes)
- 2 essais à 80 % du 1RM (r = 3 minutes)

### ► **Résistance à la fatigue**

Le test de résistance à la fatigue enchaîne 30 mouvements dynamiques à 40 % du 1RM (Fat30). La position du sujet sur le banc et l'écart des mains restent les mêmes que lors de l'évaluation concentrique du profil F-V-P ; par contre, la barre sera initialement tenue en position haute, bras tendus et sa hauteur minimale sera abaissée de 3 centimètres afin d'éviter tout contact avec les taquets de sécurité.

Les sujets reçoivent pour consigne essentielle de soulever la charge le plus vite possible lors de chaque répétition et ce, sans le moindre arrêt (enchaînement des mouvements) ; en outre, ils doivent également conserver une amplitude maximale. Ils savent que seule la phase concentrique doit absolument être la plus dynamique possible, et ils sont invités à adopter un rythme libre dans la phase excentrique.

Un effort préalable de 3 répétitions à 40 % du 1RM (Pre3) permet à chaque sujet de développer une réelle intensité maximale dès le début de l'épreuve.

### ► **Paramètres mesurés**

L'évaluation du profil F-V-P sélectionne, sur base de la vitesse maximale, le meilleur essai pour chaque niveau de charge. Tous les paramètres définis au Chapitre II (Dmax, Vmoy, Vmax, Pmoy, Pmax, Tpm) sont étudiés.

Lors de l'épreuve de résistance à la fatigue, nous établissons également divers indices originaux :

- la performance au début de l'effort se calcule par la moyenne des cinq premières répétitions (= Début) ;
- la performance au milieu de l'effort s'apprécie par la moyenne des répétitions 14 à 18 (= Milieu) ;
- la performance à la fin de l'effort représente la moyenne des cinq dernières répétitions (= Fin) ;
- la performance globale moyenne de l'épreuve se calcule par la moyenne des 30 répétitions (= Moyenne) ;
- un index de fatigabilité (IF) se définit par la formule :

$$\text{Index de fatigabilité (IF)} = \frac{\text{moyenne des 5 dernières mesures}}{\text{moyenne des 5 premières mesures}} \times 100 = \frac{\text{Fin}}{\text{Début}} \times 100$$

A titre complémentaire, nous calculons également la **pente** de réduction des performances au cours de l'effort.

---

### III. Analyses statistiques

---

Pour chaque variable, nous calculons les paramètres de position (moyenne) et de dispersion (écart type).

La comparaison de deux moyennes se réalise par le test t de Student pour échantillons appariés ou non appariés selon les cas.

Le programme Excel 2000 (Microsoft Corporation) permet l'ajustement des courbes tendances, le calcul de l'équation mathématique la plus adéquate et son coefficient de détermination.

Le coefficient de corrélation de Bravais–Pearson mesure l'association entre deux variables.

L'analyse de courbes représente l'évolution d'un paramètre au cours de la phase concentrique du mouvement. Afin d'autoriser une étude comparative, nous exprimons l'évolution de chaque paramètre en fonction du pourcentage de temps total de mouvement.

Nous avons également défini et qualifié deux groupes:

- ▶ les sujets les **plus résistants** se caractérisent par IF-Vmax inférieur à la moyenne plus un écart type ( $M+1\sigma$ ) ;
- ▶ les sujets les **moins résistants** présentant un IF-Vmax supérieur à la moyenne moins un écart type ( $M-1\sigma$ ).

## IV. Résultats

### 1. Etude descriptive

La durée de l'épreuve varie entre 22,5 et 33,5 secondes selon les individus (moyenne = 27,1 ± 2,8 s). L'évolution graphique des temps de montée et de descente au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue est présentée dans la Figure III.26.

Le temps de montée, toujours supérieur à celui de la descente, augmente progressivement selon une relation quadratique.

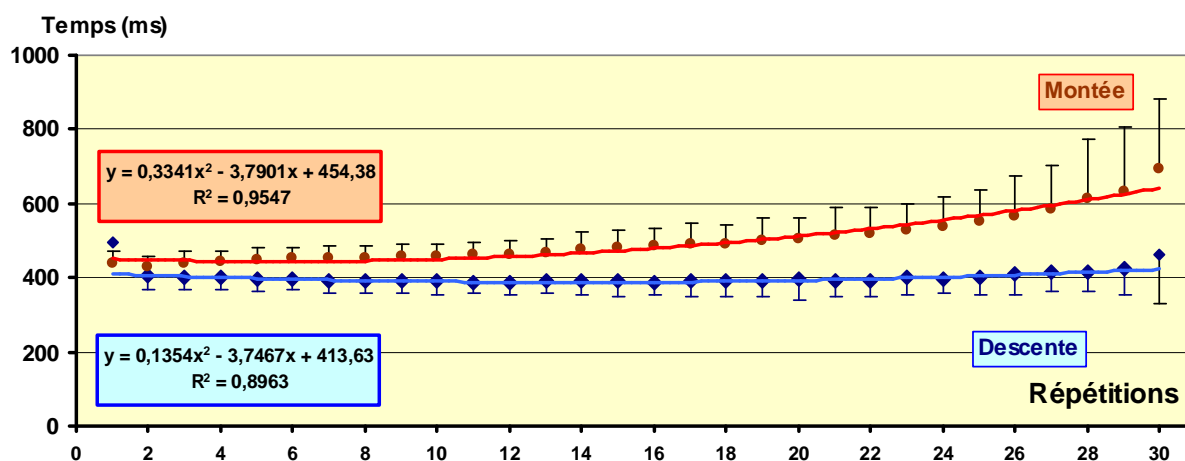


Figure III.26 – Evolution du temps de montée et de descente (moyenne ± écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbes tendances, équations et coefficients de détermination.

Le temps de la descente reste relativement constant tout au long de l'épreuve ; seules la première et les quelques dernières répétitions se caractérisent par une durée à peine plus élevée.

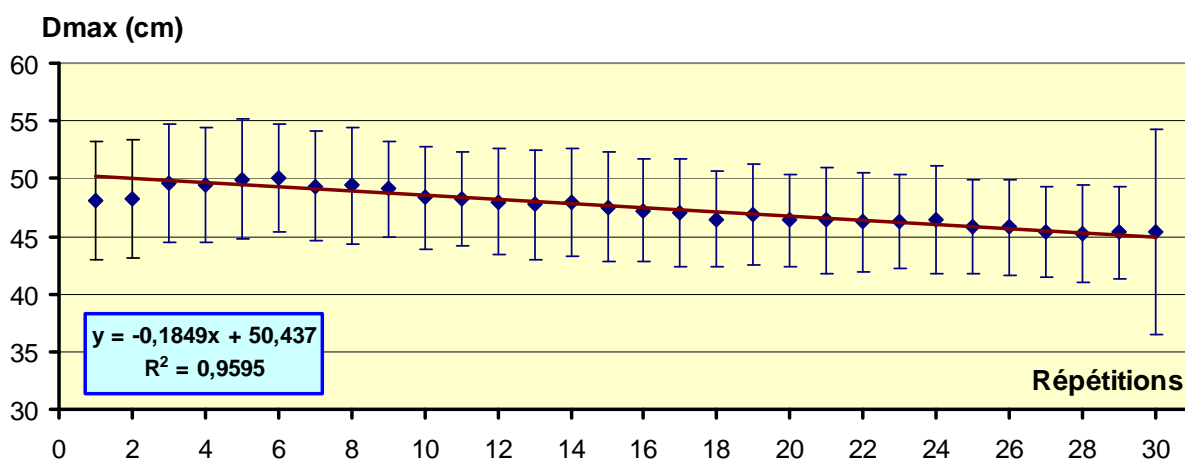


Figure III.27 – Evolution de Dmax (moyenne ± écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.

Le déplacement augmente quelque peu ( $p < 0,05$ ), lors des trois premières répétitions, puis diminue linéairement jusqu'à la fin de l'épreuve : la réduction moyenne atteint 4,4 cm, correspondant à 9 % de l'amplitude maximale.

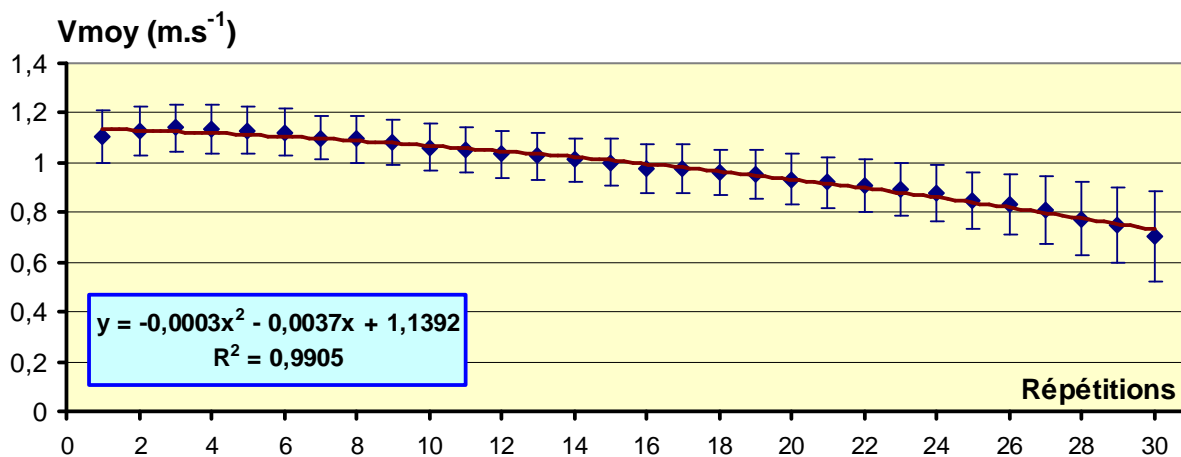


Figure III.28 – Evolution de V moy (moyenne ± écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.

La réduction de la vitesse moyenne, minime lors des premières répétitions, devient ensuite plus importante selon une équation quadratique. L'écart type augmente lors des dernières répétitions. La diminution totale de la vitesse atteint 0,44 m.s<sup>-1</sup>, correspondant à 38,6 % de la performance initiale.

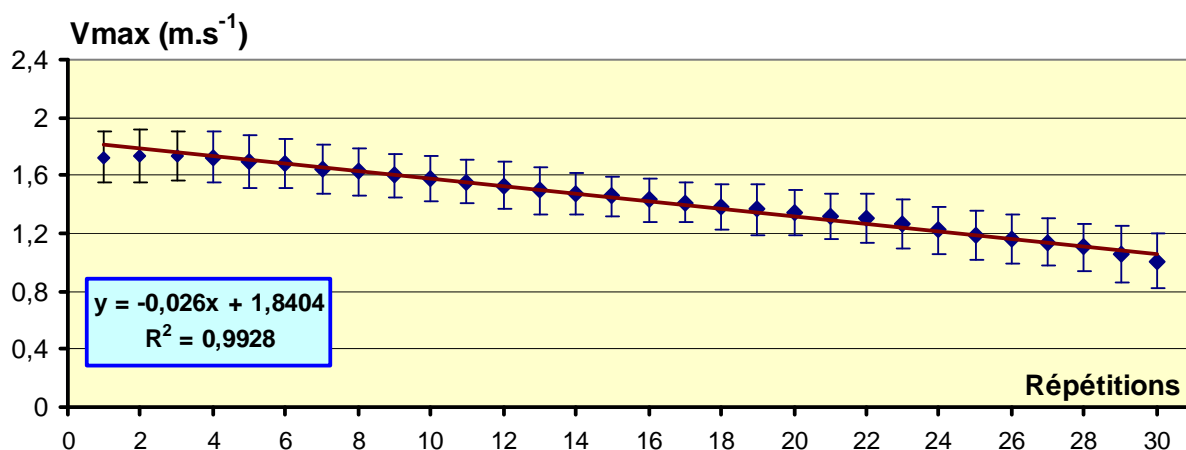


Figure III.29 – Evolution de V max (moyenne ± écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.

La vitesse maximale reste très élevée lors des quatre premières répétitions, puis elle diminue linéairement de 0,026m.s<sup>-1</sup> par répétition ; la réduction globale de la vitesse atteint 0,74m.s<sup>-1</sup>, correspondant à 42,4 % de la performance initiale.

L'analyse de courbes, relative à l'évolution de la vitesse et de la puissance en fonction du temps (% du temps total du mouvement) au début (répétition 3 = R3) au milieu (répétition 16 = R16) et à la fin (répétition 29 = R29) de l'épreuve, illustre la discrimination inter-individuelle de l'épreuve de résistance à la fatigue.

La Figure III.30 compare l'évolution de la vitesse chez les sujets qualifiés de plus et de moins résistants, sur base de leur IF-Vmax.

- ▶ les sujets les **plus résistants** se caractérisent par IF-Vmax inférieur à la moyenne plus un écart type ( $M+1\sigma$ ) ;
- ▶ les sujets les **moins résistants** présentant un IF-Vmax supérieur à la moyenne moins un écart type ( $M-1\sigma$ ).

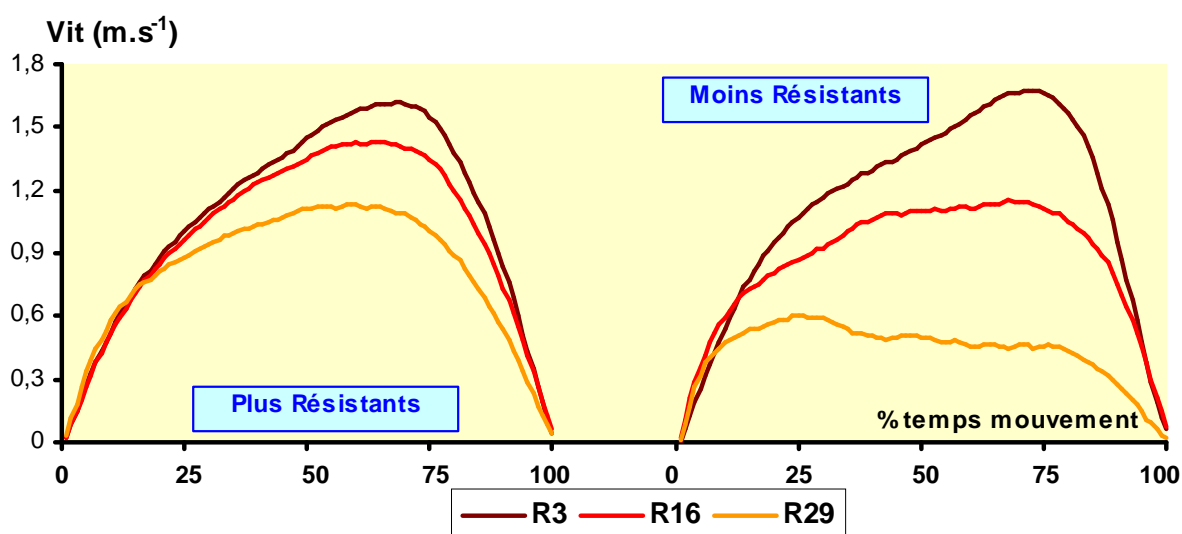


Figure III.30 – Evolution moyenne de la vitesse en fonction du pourcentage du temps total pour les sujets les plus résistants (n = 9) et les moins résistants (n = 8) de la population de référence, respectivement au début (R3), au milieu (R16) et à la fin (R29) de F30.

L'augmentation de la vitesse reste identique lors de la phase initiale d'accélération et ce, pour les trois répétitions.

La vitesse diminue en moyenne plus nettement (-22 %) dans la seconde partie de l'épreuve que dans la première (-12 %).

Les sujets qualifiés de plus résistants présentent une faible diminution moyenne (20 %). Par contre, les sujets moins résistants, malgré une même vitesse initiale, révèlent une réduction moyenne de 54 % ; au cours de l'épreuve, leur fatigue se manifeste très nettement dans la seconde moitié de l'effort.

En fin d'épreuve (R29), la vitesse des sujets moins résistants atteint sa valeur maximale dans la première partie du mouvement, alors que chez les plus résistants, elle se manifeste aux deux tiers du mouvement.

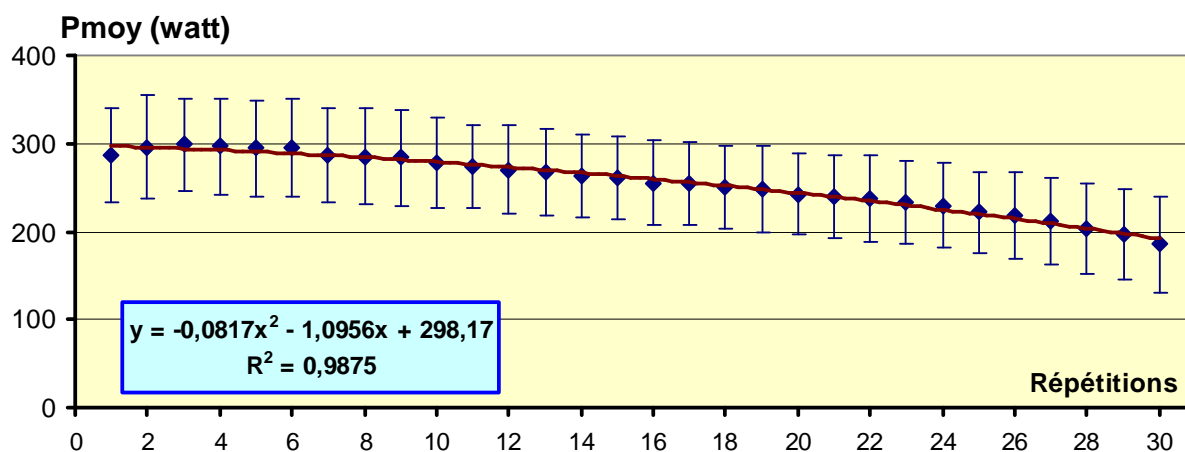


Figure III.31 – Evolution de Pmoy (moyenne ± écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.

La puissance moyenne, relativement stable lors des premières répétitions, diminue globalement de 115 watts au cours de l'épreuve, soit une réduction de 38,2 % par rapport à la performance initiale ; cette évolution respecte une équation polynomiale du second degré.

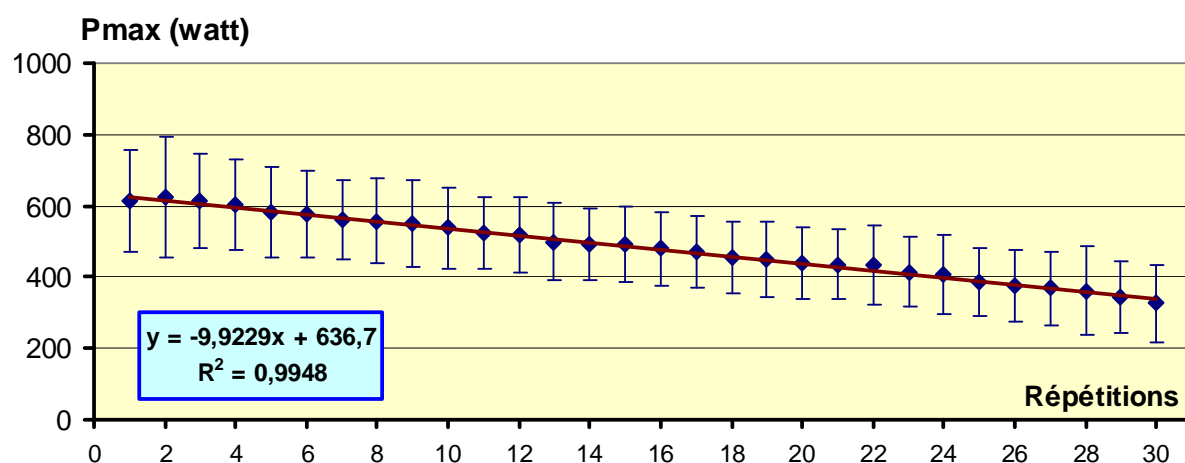


Figure III.32 – Evolution de Pmax (moyenne ± écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.

La puissance maximale se maintient généralement lors des trois premières répétitions, puis elle diminue linéairement de 9,9 watts / répétition, soit une réduction totale de 304 watts, correspondant à 48,1 % de la performance initiale.

La Figure III.33 compare l'évolution de la puissance chez les sujets les plus résistants (Moyenne +  $1\sigma$ ) et les moins résistants (Moyenne -  $1\sigma$ ) au cours des répétitions 3 (R3), 16 (R16) et 29 (R29) de l'épreuve de résistance à la fatigue.

Au début, lors de la troisième répétition (R3), la puissance reste positive pendant approximativement quatre-vingt pourcents du temps de mouvement. Au fil de l'effort, la phase frénatrice antagoniste (puissance négative) diminue, surtout chez les sujets les moins résistants.

L'augmentation initiale de la puissance apparaît identique dans les tous premiers pourcents du mouvement, et ce, quel que soit le nombre de répétitions. Les sujets qualifiés de plus résistants maintiennent une puissance initiale élevée jusqu'au terme de leur effort.

Les sujets qualifiés de moins résistants apparaissent également les moins puissants au début de l'effort.

La réduction moyenne de la puissance atteint 25 % chez les sujets les plus résistants contre 60% pour les moins résistants.

Le pic de puissance, qui apparaît toujours dans la seconde moitié du mouvement au début de l'épreuve (R3), survient de manière inconstante lors des dernières répétitions. Chez les sujets les moins résistants, il survient généralement au début du mouvement ; la puissance diminue ensuite progressivement jusqu'au terme du mouvement.

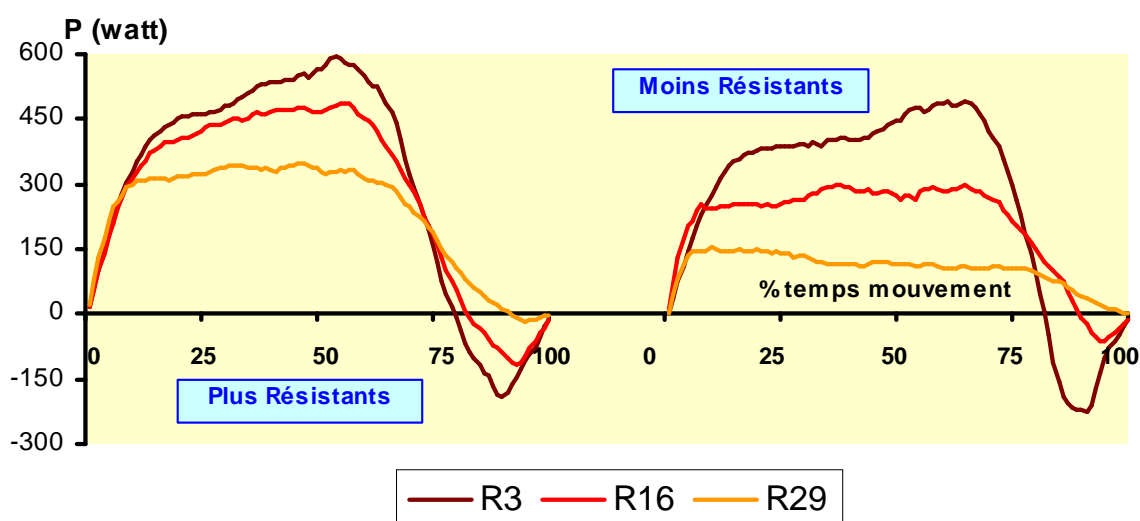


Figure III.33 – Evolution moyenne de la puissance pour les sujets les plus résistants (n = 9) et les moins résistants (n = 8) de notre population de référence, au début (R3), au milieu (R16) et à la fin (R29) de l'effort.

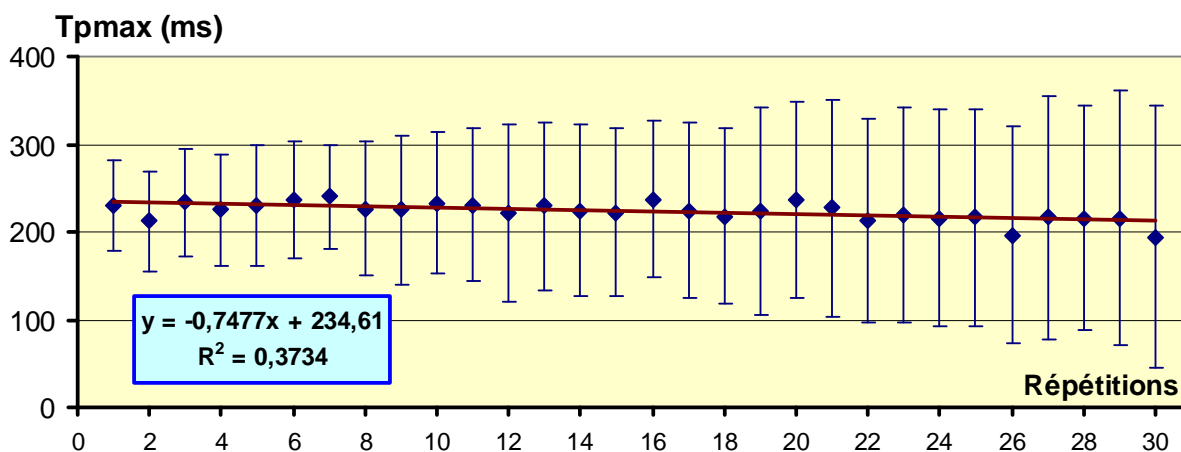


Figure III.34 – Evolution de TPmax (moyenne ± écart type) au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue. Courbe tendance, équation et coefficient de détermination.

T<sub>pmx</sub> ne varie pas au cours de l'épreuve. Comme en témoigne l'importance de l'écart type, la variabilité inter-individuelle doit être soulignée.

## 2. Paramètres spécifiques de la fatigue

Pour chaque paramètre iso-inertiel, nous calculons divers indices spécifiques de fatigue (moyennes [écarts types]) (Tableau III.17).

Tableau III.17 – Indices spécifiques de la fatigue de chaque mesure iso-inertielle : début, milieu, fin, IF, Moyenne, Pente.

	Début	Milieu	Fin	IF (%)	Moyenne	Pente
<b>Dmax (cm)</b>	49,2 [4,7]	47,8 [4,1]	46,0 [4,0]	<b>94 [6]</b>	47,9 [3,9]	-0,14
<b>Vmoy (m.s<sup>-1</sup>)</b>	1,13 [0,09]	0,99 [0,09]	0,77 [0,14]	<b>69 [13]</b>	0,98 [0,09]	-0,014
<b>Vmax (m.s<sup>-1</sup>)</b>	1,72 [0,16]	1,43 [0,15]	1,09 [0,20]	<b>64 [12]</b>	1,43 [0,14]	-0,026
<b>Pmoy (watt)</b>	297 [57]	258 [47]	205 [51]	<b>69 [13]</b>	257 [50]	-3,63
<b>Pmax (watt)</b>	612 [136]	481 [98]	358 [104]	<b>59 [15]</b>	488 [102]	-9,92
<b>Tpmx (ms)</b>	224 [51]	225 [80]	208 [73]	<b>92 [45]</b>	223 [73]	-0,75

La diminution des performances iso-inertielles au cours de l'épreuve de fatigabilité (**Fat30**) apparaît systématiquement plus élevée ( $p < 0,001$ ) lors de la seconde partie de l'épreuve. Ainsi, par exemple, V<sub>moy</sub> diminue seulement de 12,3 % durant la première partie de l'épreuve et de 21,8 % dans la seconde (IF = 69 %) ; de même, V<sub>max</sub> diminue de 16,6 % dans la partie initiale et de 24 % ensuite (IF = 64 %).

La réduction identique de  $V_{moy}$  et  $P_{moy}$  s'exprime par un même index de fatigue (69 %).

Les paramètres maximaux ( $V_{max}$  et  $P_{max}$ ) présentent une réduction toujours plus élevée que celle des paramètres moyens ( $V_{moy}$  et  $P_{moy}$ ), comme l'indiquent leurs index de fatigue et leurs pentes respectives (Tableau III.17).

$P_{max}$  apparaît plus affecté par le phénomène de fatigue que  $V_{max}$  ( $IF-P_{max} < IF-V_{max}$ ,  $p < 0,001$ ).

L'intensité globale de l'effort iso-inertiel pourrait s'apprécier par la puissance développée au cours des trente répétitions ( $P_{Moyenne} = 257 \pm 50$  watts).

### 3. Vérification du caractère maximal de l'effort

L'épreuve de résistance à la fatigue doit impérativement débiter avec une intensité maximale ; nous comparons la moyenne des paramètres iso-inertiels des trois premières répétitions de l'épreuve de fatigabilité (**Fat30**) avec la série réalisée juste avant l'effort (**Pre3**).

Tableau III.18 – Comparaison de la moyenne [écart type] des trois premières répétitions enregistrées lors de **Pre3** et **Fat30**.

	<b>Pre3</b>		<b>Fat30</b>
<b>Dmax (cm)</b>	49,7 [4,5]	NS	49,2 [4,8]
<b>Vmoy (m.s<sup>-1</sup>)</b>	1,10 [0,10]	P<0,05	1,12 [0,10]
<b>Vmax (m.s<sup>-1</sup>)</b>	1,73 [0,16]	NS	1,73 [0,17]
<b>Pmoy (watt)</b>	288 [55]	NS	294 [53]
<b>Pmax (watt)</b>	613 [140]	NS	618 [139]
<b>Tpmax (ms)</b>	241 [41]	P<0,01	224 [50]

La majorité des paramètres sont identiques lors des deux épreuves ; seule la vitesse moyenne apparaît légèrement supérieure au début de l'épreuve de fatigabilité ; par ailleurs, le temps nécessaire pour atteindre  $P_{max}$  semble réduit dans **Fat30**.

## Reproductibilité de l'épreuve de résistance à la fatigue

La reproductibilité inter-séance de l'épreuve de fatigabilité s'apprécie auprès de 10 sujets et s'exprime par les coefficients de variation de chaque indice de fatigue iso-inertielle (Tableau III.19).

Tableau III.19 – Coefficients de variation inter-séance (CV en %) des différents indices de fatigue iso-inertiels.

CV (%)	Début	Milieu	Fin	Moyenne	IF (%)
<b>Dmax (cm)</b>	4,8	4,7	4,8	4,5	<b>1,2</b>
<b>Vmoy (m.s<sup>-1</sup>)</b>	2,8	2,6	5,7	2,7	<b>6,0</b>
<b>Vmax (m.s<sup>-1</sup>)</b>	2,4	3,5	7,8	3,1	<b>8,3</b>
<b>Pmoy (watt)</b>	3,1	3,8	5,2	3,3	<b>5,7</b>
<b>Pmax (watt)</b>	5,3	5,8	12,5	5,6	<b>13,8</b>
<b>Tpmax (ms)</b>	10,0	15,0	33,5	15,1	<b>30,2</b>

La reproductibilité du déplacement, de la vitesse et de la puissance apparaît excellente au début et au milieu de l'épreuve ; par contre, la reproductibilité de Tpmax devient insuffisante dès le milieu de l'épreuve.

A la fin de l'effort, la reproductibilité de Dmax, Vmoy, Vmax et Pmoy demeure satisfaisante (CV < 8 %) ; par contre, la variabilité du Pmax augmente (12,5 %) et elle devient inacceptable pour Tpmax (CV > 30 %).

La reproductibilité de l'index de fatigue semble étroitement liée à la reproductibilité des mesures établies en fin d'effort.

Les index de fatigue des paramètres moyens (Pmoy et Vmoy) s'avèrent toujours plus reproductibles que ceux des paramètres maximaux (Pmax et vmax).

#### 4. Corrélations entre indices iso-inertiels de la fatigue

Le Tableau III.20 présente les corrélations entre les principaux indices de l'épreuve de fatigabilité musculaire.

Tableau III.20 – Etude corrélative entre les différents indices de fatigue des principaux paramètres iso-inertiels. Les corrélations significatives ( $p < 0,01$ ) sont surlignées en gras. Une corrélation  $r > .70$  est indiquée en rouge.

		Vmoy				Vmax				Pmoy				Pmax			
		D	M	F	IF	D	M	F	IF	D	M	F	IF	D	M	F	IF
Vmoy	D	1	<b>.68</b>	.29	-.17	<b>.89</b>	<b>.48</b>	.25	-.19	<b>.36</b>	.25	.12	-.19	<b>.46</b>	.28	.16	-.18
	M		1	<b>.77</b>	<b>.49</b>	<b>.59</b>	<b>.79</b>	<b>.70</b>	<b>.43</b>	.24	<b>.44</b>	<b>.49</b>	<b>.47</b>	.31	<b>.54</b>	<b>.51</b>	<b>.41</b>
	F			1	<b>.89</b>	.27	<b>.77</b>	<b>.93</b>	<b>.81</b>	.16	<b>.45</b>	<b>.74</b>	<b>.88</b>	.22	<b>.60</b>	<b>.72</b>	<b>.71</b>
	IF				1	-.13	<b>.58</b>	<b>.85</b>	<b>.93</b>	.01	<b>.36</b>	<b>.71</b>	<b>1</b>	.02	<b>.51</b>	<b>.68</b>	<b>.82</b>
Vmax	D					1	<b>.61</b>	.29	-.21	<b>.38</b>	.25	.16	-.15	<b>.59</b>	.34	.14	-.31
	M						1	<b>.84</b>	<b>.56</b>	.19	<b>.36</b>	<b>.52</b>	<b>.57</b>	<b>.38</b>	<b>.62</b>	<b>.53</b>	<b>.37</b>
	F							1	<b>.87</b>	.15	<b>.42</b>	<b>.69</b>	<b>.84</b>	.25	<b>.66</b>	<b>.75</b>	<b>.72</b>
	IF								1	-.03	.31	<b>.63</b>	<b>.93</b>	-.03	<b>.52</b>	<b>.69</b>	<b>.89</b>
Pmoy	D									1	<b>.89</b>	<b>.70</b>	-.02	<b>.94</b>	<b>.76</b>	<b>.62</b>	-.05
	M										1	<b>.89</b>	.34	<b>.82</b>	<b>.91</b>	<b>.82</b>	.27
	F											1	<b>.69</b>	<b>.67</b>	<b>.89</b>	<b>.91</b>	<b>.53</b>
	IF												1	-.01	<b>.49</b>	<b>.66</b>	<b>.82</b>
Pmax	D													1	<b>.78</b>	<b>.58</b>	-.15
	M														1	<b>.89</b>	<b>.41</b>
	F															1	<b>.70</b>
	IF																1

Tous les index de fatigue présentent entre eux des relations étroites ( $r \geq 0,82$ ).

D'une manière générale, tous les index de fatigabilité démontrent régulièrement des corrélations :

- ▶ assez faibles avec la performance en début d'effort (D),
- ▶ élevées avec la performance de fin d'effort (F) ;

Les corrélations apparaissent toujours plus élevées lorsqu'elles concernent une même grandeur physique (vitesse ou puissance).

## 5. Evaluation de la relation F-V-P

Tableau III.21 – Evolution des paramètres iso-inertiels (moyenne [écart type]) pour les charges respectives de 40, 60 et 80 % de la 1RM. La signification des différences entre deux charges ( $p < 0,05$ ) pour une même mesure est représentée : a = différence entre 40 et 60 % 1RM ; b = différence entre 40 et 80 % 1RM ; c = différence entre 60 et 80 % 1RM.

	40 % 1RM	60 % 1RM	80 % 1RM
<b>Dmax (cm)</b>	56,4 [4,5] <sup>ab</sup>	53,1 [4,3] <sup>ac</sup>	49,8 [4,5] <sup>bc</sup>
<b>Vmoy (m.s<sup>-1</sup>)</b>	1,13 [0,08] <sup>ab</sup>	0,83 [0,08] <sup>ac</sup>	0,55 [0,07] <sup>bc</sup>
<b>Vmax (m.s<sup>-1</sup>)</b>	1,96 [0,17] <sup>ab</sup>	1,41 [0,14] <sup>ac</sup>	0,99 [0,15] <sup>bc</sup>
<b>Pmoy (watt)</b>	331 [57] <sup>b</sup>	337 [60] <sup>c</sup>	287 [51] <sup>bc</sup>
<b>Pmax (watt)</b>	759 [151] <sup>ab</sup>	691 [142] <sup>ac</sup>	592 [129] <sup>bc</sup>
<b>Tpmax (ms)</b>	288 [49] <sup>ab</sup>	437 [56] <sup>ac</sup>	699 [100] <sup>bc</sup>

Le déplacement, les vitesses (Vmoy et Vmax) et la puissance maximale diminuent significativement avec l'augmentation de la charge ; par contre, Tpmax augmente (exponentiellement) avec la charge.

La puissance moyenne (la plus élevée), observée à 60 % de la 1RM, ne diffère pas significativement de celle mesurée à 40 % du 1RM.

## 6. Corrélations entre profil F-V-P et Fat30

Lors de l'évaluation du profil F-V-P, les performances iso-inertielles à 40 % du 1RM ont été corrélées avec les performances iso-inertielles correspondantes et enregistrées pour chaque répétition lors de l'épreuve de fatigabilité. Pour chaque paramètre de puissance et de vitesse, la relation étroite des premières répétitions diminue tout au long de l'effort.

La Figure III.35 illustre, à titre d'exemple, l'évolution des corrélations entre la Pmax à 40 % du 1RM lors de l'évaluation du profil F-V-P et la Pmax de chaque répétition lors de l'épreuve de fatigabilité à cette même charge (40 % du 1RM).

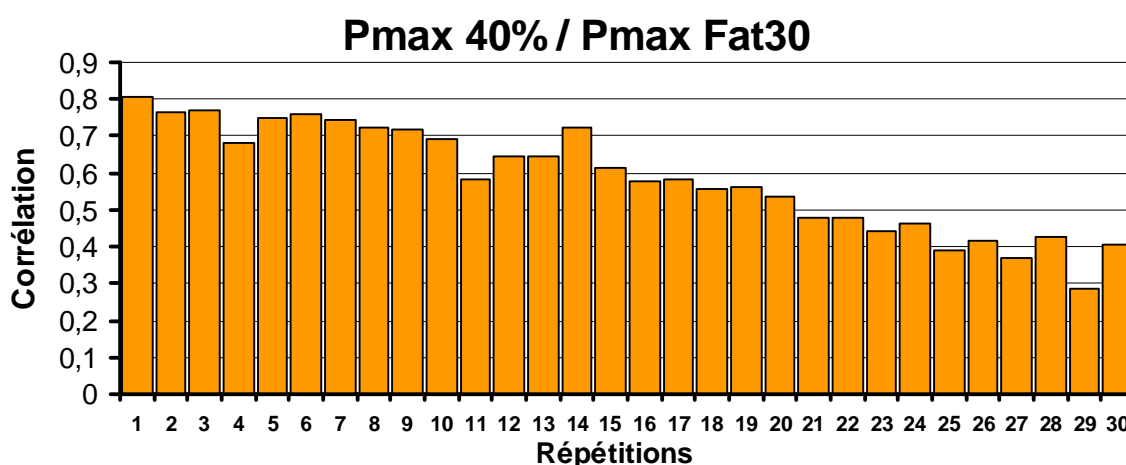


Figure III.35 – Evolution des corrélations établies entre la Pmax du profil F-V-P et la Pmax de chacune des trente répétitions de l'épreuve de fatigabilité.

Cette évolution corrélative s'observe également pour les principaux paramètres iso-inertiels (Vmoy, Vmax, Pmoy et Pmax).

La Figure III.36 présente les corrélations respectivement établies par rapport aux valeurs de début, de milieu et de fin de F30.

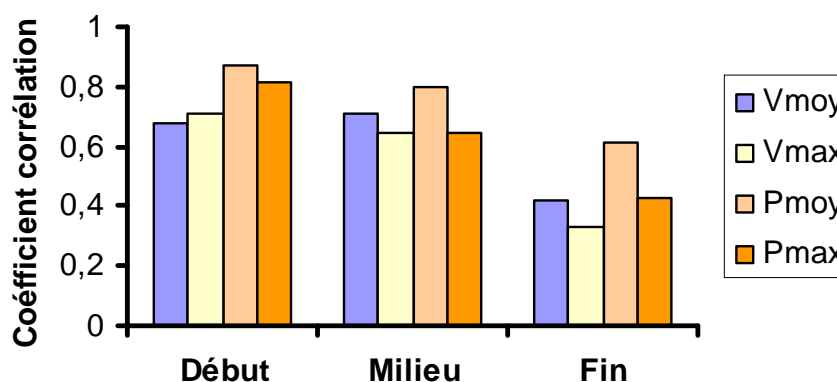


Figure III.36 – Corrélations entre les performances enregistrées à 40 % du 1RM et les performances iso-inertielles mesurées au début, au milieu et à la fin de F30. Les corrélations sont établies entre des mêmes paramètres.

---

## V. Discussion

---

### 1. Modalités de l'évaluation iso-inertielle de la résistance à la fatigue

Dans certaines disciplines sportives intenses (ski alpin, canoë-kayak, aviron, patinage sur glace, sprint de 200 à 800m en athlétisme, cyclisme sur piste,...), la performance dépend non seulement de la force-vitesse, mais aussi du maintien de l'effort. Lors d'un tel effort sub-maximal et prolongé, la sollicitation anaérobie définit la **résistance à la fatigue** ; lorsque l'intensité diminue, la participation aérobie devient prépondérante et on parlera d'**endurance**.

Si l'évaluation de l'endurance a fait l'objet de très nombreux travaux, l'exploration de la résistance à la fatigue demeure anecdotique ...

Les épreuves **isométriques** maintiennent le plus longtemps possible une force élevée (souvent proportionnelle à la FIM) [Sale, 1991 ; Masuda et al., 1999 ; Mullany et al., 2002] ou une contraction maximale maintenue pendant un temps limite [Schmitz et al., 2000 ; Halin et al., 2003], ou interrompue lorsque le sujet atteint un certain niveau pourcentage (ex : 50%) de la performance maximale initiale [Vøllestad, 1997 ; Bilodeau et al., 2003]. Cette modalité d'effort, parfois retrouvée dans certaines disciplines (ski alpin, escalade,...), ne rencontre pas le dynamisme général de la majorité des actions sportives.

Certaines épreuves **dynamiques** de résistance enchaînent plusieurs contractions isocinétiques agonistes et antagonistes, [Barnes, 1981 ; Croisier et al., 1992 ; Pasquet et al., 2000 ; Manou et al., 2002 ; Friedmann et al., 2004 ; Maquet et al., 2004] ; le travail concernant parfois les seuls muscles agonistes [Thorstensson et Karlsson, 1976 ; Clarkson et al., 1982 ; Kanehisa et al., 1997 ; Gerdle et al., 2000 ; Karlsson et al., 2003]. La réduction du moment de force détermine généralement un « index de fatigue », établi entre les performances initiales et finales. La diversité des protocoles reste problématique [Manou et al., 2002 ; Dvir, 2004] ; ainsi, au niveau du genou, les épreuves comprennent **10** [Barnes 1981] ; **30** [Croisier et al., 1992 ; Maquet et al., 2004], **40** [Manou et al., 2002], **50** [Kawakami et al., 1993 ; Kanehisa et al., 1997 ; Friedmann et al., 2004] ou même **100** [Gerdle et al., 2000] répétitions maximales à des vitesses isocinétiques parfois différentes... Cette exploration musculaire analytique s'avère parfois éloignée de la gestuelle sportive spécifique .

D'autres épreuves dynamiques non isocinétiques apprécient également la résistance à la fatigue ; ainsi le **Wingate** test (effort de pédalage maximum pendant 30 ou 60 secondes contre une résistance constante) mesure les potentialités anaérobies des membres inférieurs [Bar-Or, 1987 ; Inbar et al., 1996]. Une adaptation de l'épreuve permet l'évaluation des membres supérieurs [Bouchard et al., 1988 ; Inbar et al., 1996 ; Marsh et al., 1999]. L'intérêt de ce test reste contesté, tout particulièrement dans le cadre d'une évaluation de la puissance anaérobie maximale [Brown et al., 2001]. Ces épreuves sur bicyclette restent éloignées de nombreuses activités sportives basées sur la course. Le positionnement articulaire (hanche et genou) différent en cyclisme et en course à pied, modifie le degré d'étirement musculaire, et en conséquence, la performance [Herzog et Ait-Haddou, 2003].

L'entraînement musculaire en résistance, de plus en plus fréquent, mérite une évaluation spécifique et de qualité. Les épreuves correspondent généralement au plus grand nombre possible de répétitions avec une charge donnée, ou apprécient le temps de réalisation d'un nombre défini de

répétitions [Anderson et Kearney, 1982 ; Hoeger et al., 1990 ; Sale, 1991 ; Wilson, 1994 ; Adams et al., 2001 ; Kim et al., 2002 ; Mayhew et al., 2002 ; Pereira et Gomes, 2003b ; Pincivero et al., 2006]. De telles épreuves, réalisées avec des poids et haltères, manquent généralement de standardisation ; plusieurs caractéristiques (charge, cadence, amplitude, ...) devront être préalablement fixées afin d'améliorer la validité du protocole.

Afin d'apprécier la fatigabilité dynamique des jambes, une épreuve consiste à enchaîner des squats jump enchaînés le plus haut possible pendant 15, 30 ou 60 secondes [Bosco et al., 1983b ; Bosco, 1992]. L'enregistrement de la variation des temps d'impulsion et de suspension permet le calcul d'un index de fatigue, malheureusement limité aux seuls sauts verticaux.

Le **dynamomètre iso-inertiel** peut quantifier la fatigue liée à la répétition de mouvements dynamiques de l'entraînement (squat, développé couché, ...). Des épreuves de résistance peuvent être développées pour de nombreux exercices de musculation. Les rares protocoles s'intéressent aux seuls membres inférieurs [Morlock et al., 1997 ; Pilegaard, 1999 ; Schmitz et al., 2000 ; Stauber et al., 2000 ; Pincivero et al., 2006]. Notre mise au point s'inspire de ces travaux, mais aussi d'autres épreuves spécifiques (bicyclette ergométrique, etc...) ou analytiques (isocinétisme et isométrie).

La **position d'évaluation** sera la même que celle du profil F-V-P (Chapitre III.B). Cependant, le mouvement, au lieu d'être exclusivement concentrique, enchaîne avec une intensité maximale et un nombre défini de répétitions, les descentes et montées de la barre.

Le sujet sera **le plus explosif possible** lors de chaque phase ascendante sans aucun temps d'arrêt, aussi bien en position haute ou basse de la barre. Ce type d'épreuve, avec un engagement d'emblée maximum, apprécie globalement la fatigue anaérobie, impliquant tous les mécanismes, centraux et périphériques, susceptibles de limiter la performance [Vøllestad, 1997].

L'amplitude et la vitesse de la descente pourraient influencer la performance concentrique subséquente [Cavagna et al., 1968 ; Takarada et al., 1997 ; Van Ingen Schenau et al., 1997]. Ces éléments, difficilement standardisables, ont orienté la conception de notre protocole. L'utilisation du cycle étirement-détente serait optimale lorsque la fréquence du mouvement entre en résonance avec les caractéristiques élastiques du système musculo-tendineux [Bach et al., 1983 ; Taylor, 1985 ; Wilson et al., 1996b].

Afin d'assurer un rebond optimal, les sujets adoptent **un rythme relativement libre**, expliquant la durée variable de l'effort ( $27 \pm 3s$ ) susceptible de modifier quelque peu la sollicitation énergétique. Le rythme libre favorise la qualité gestuelle. La fréquence ne sera pas la plus élevée possible car peu compatible avec une amplitude maximale.

Un rythme standardisé (bip régulier, métronome) pourrait s'avérer intéressant, mais poserait d'autres problèmes :

- ▶ le sujet peu résistant devra, afin de respecter le rythme imposé, réduire l'amplitude et l'intensité maximale de son effort [Schwid et al., 1999] ;
- ▶ la vitesse de descente, non individualisée, empêcherait une utilisation optimale du cycle étirement-détente.

L'exploration de la seule phase concentrique reste théoriquement possible, mais uniquement selon un rythme lent, qui permettrait une montée dynamique de la barre, mais aussi sa descente et son éventuel placement sur les taquets [Masuda et al., 1999].

Le DC sera **le plus ample possible**, en évitant tout contact de la barre avec la poitrine ou les taquets de sécurité, susceptible de modifier les paramètres iso-inertiels. Si l'examineur visualise le moindre contact, il demande au sujet d'adapter son amplitude. Le plus souvent, l'apparition de la fatigue favoriserait une réduction de l'amplitude [Stauber et al., 2000]. L'expérimentateur conseille alors au sujet de descendre la barre plus bas et de bien tendre les coudes.

L'exécution du DC n'est pas toujours aisée pour un débutant et une **familiarisation** s'avère indispensable. Les quelques séries de la première séance permettent généralement l'acquisition d'une technique correcte. Cependant, lors de l'évaluation, quelques individus, peu coordonnés, ne peuvent harmonieusement enchaîner la descente et la montée de la barre. Il n'était pas possible de standardiser plus notre épreuve : l'évaluation aurait alors perdu toute sa consistance... Notre protocole convient parfaitement aux sujets initiés, mais pas nécessairement aux débutants...

Tout protocole souhaitant apprécier la capacité anaérobie doit induire une fatigue significative. Certaines épreuves (cinquante ou cent répétitions) dépassent la minute [Clarkson et al., 1982 ; Kawakami et al., 1993 ; Kanehisa et al., 1997 ; Gerdle et al., 2000 ; Karlsson et al., 2003], entraînant une participation aérobie trop importante ; dans ces conditions, on ne pourra plus parler de résistance à la fatigue. Ainsi, au terme du Wingate test de 60 secondes, la consommation en oxygène ( $VO_2$ ) atteindrait 90 % de sa valeur maximale [Carey et Richardson, 2003]. De plus, tout effort maximal de durée excessive pourrait altérer la motivation et la collaboration du sujet [Wrigley et Strauss, 2000 ; Halin et al., 2003]. Par ailleurs, lors de longues épreuves isocinétiques ( > 40 répétitions), la performance diminue surtout au cours des 20-30 premières répétitions [Patton et al., 1978 ; Clarkson et al., 1982 ; Kawakami et al., 1993]. Afin d'obtenir une bonne coopération et une meilleure fiabilité, nous avons choisi un test limité à 30 répétitions et ce, en accord avec divers protocoles isocinétiques [Croisier et al., 1992 ; Pasquet et al., 2000 ; Maquet et al., 2004] et iso-inertiels [Bosco, 1992 ; Pilegaard et al., 1999 ; Welsh et al., 2004]. La durée de  $27 \pm 3$  secondes se rapproche, en fait, de celle des tests de Wingate et de Bosco [Bosco, 1992 ; Inbar et al., 1996].

La **charge iso-inertielle** de l'épreuve de fatigabilité devra répondre à plusieurs critères :

- ▶ elle sera suffisamment élevée pour induire une fatigue significative chez les plus résistants et suffisamment légère pour que les sédentaires puissent effectuer les 30 répétitions. Rappelons que le poids (23,2 kg) de la seule barre constitue pour certains un pourcentage important de leur force maximale ;
- ▶ elle doit permettre le développement d'une puissance proche de la valeur maximale, généralement observée entre 30 et 70 % du 1RM [Cronin et Sleivert, 2005] ;
- ▶ l'intensité (% 1RM) ne sera pas excessive, sous peine d'engendrer une certaine appréhension, généralement synonyme d'un engagement non maximal en début d'effort.

La charge de **40 % du 1RM** rencontre ces différents critères !

Généralement, les épreuves d'intensité maximale permettent le calcul d'un index de fatigue exprimant la diminution de performance [Thorstensson et Karlsson, 1976 ; Mathiassen, 1989 ; Croisier et al.,

1992 ; Kanehisa et al., 1997 ; Manou et al., 2002 ; Dvir 2004]. Cet index correspond soit à une diminution pourcentuelle de la performance [Thorstensson et Karlsson, 1976 ; Clarkson et al., 1982 ; Kanehisa et al., 1997 ; Schwid et al., 1999 ; Pasquet et al., 2000], soit au rapport entre les performances finales et initiales [Croisier et al., 1992 ; Maquet et al., 2004].

La performance au début et à la fin de l'effort pourrait s'apprécier de différentes façons. Il ne faudrait pas retenir les seules performances de la première et de la dernière répétition [Schwid et al., 1999] car un débutant ne développe généralement pas son intensité maximale dès la première répétition. Manou et al. [2002] proposent un index de fatigue défini par le rapport entre la moyenne des performances de la seconde moitié, et de la première moitié de l'effort. Cette méthode ne serait correcte que lors d'une régression linéaire de la performance, ce qui n'est pas toujours le cas. Les index comparent régulièrement la moyenne des trois ou des cinq répétitions de début et de fin d'effort [Thorstensson et Karlsson, 1976 ; Bosco, 1992 ; Croisier et al., 1992 ; Kanehisa et al., 1997 ; Schwid et al., 1999 ; Maquet et al., 2004]. Sur cette base, nous avons calculé divers indices à partir de la moyenne de trois ou de cinq répétitions ; les résultats apparaissent cependant plus reproductibles lorsqu'ils concernent les cinq répétitions.

Nous définissons :

- ▶ la performance de **début** d'effort : moyenne des 5 premières répétitions ;
- ▶ la performance de **fin** d'effort : moyenne des cinq dernières répétitions ;
- ▶ **l'index de fatigue** définit le rapport pourcentuel entre la performance de **fin** d'effort et celle du **début**.

L'aspect non linéaire de certaines courbes de fatigue justifie le calcul de la performance en **milieu** d'effort, correspondant à la moyenne des répétitions 14 à 18.

Une valeur **moyenne** (Moyenne) apprécie la performance développée tout au long de l'épreuve.

Un effort maximum limité (quelques secondes) précède généralement l'épreuve de fatigabilité [Schwid et al., 1999 ; Calbet et al., 2003 ; Halin et al., 2003 ; Welsh et al., 2004], et répond à deux objectifs :

- ▶ le sujet se familiarise avec l'enchaînement des répétitions maximales (mouvements complets) ;
- ▶ l'expérimentateur pourra vérifier la collaboration lors de l'épreuve de résistance.

Dans notre étude, trois répétitions maximales (Pre3) sont réalisées avant l'épreuve de fatigue. La comparaison de cette première série (Pre3) avec la performance initiale de l'épreuve de résistance à la fatigue démontre que celle-ci débute effectivement avec une intensité maximale (Tableau III.18). Les paramètres maximaux (Vmax et Pmax) restent identiques entre **Pre3** et les trois premières répétitions de l'épreuve de **fatigabilité (Fat30)**. L'amélioration de Vmoy et la réduction de Tpmx dans **Fat30** confirment l'engagement maximum initial de nos sujets.

## 2. Evaluation de la performance iso-inertielle au cours de l'épreuve de résistance à la fatigue

Les index moyens de fatigue des principaux paramètres iso-inertiels sont compris entre 59 et 69 % ; une variabilité inter-individuelle élevée démontre le caractère **discriminant** de notre épreuve ; ainsi pour Vmax, l'intervalle de confiance à 95 % de IF varie entre 38 et 89 %.

Lors d'une épreuve intense et prolongée, la diminution de la performance serait principalement liée aux facteurs périphériques [Bigland-Ritchie et Woods, 1984 ; Pasquet et al., 2000]. Toutefois, lorsque l'effort débute avec une intensité maximale, la fatigue pourrait également entraîner, au niveau central, une diminution de la fréquence de décharge des UM [Bigland-Ritchie et Woods, 1984 ; Vøllestad, 1997 ; Masuda et al., 1999 ; Halin et al., 2003]. L'état métabolique et ionique musculaire informerait le cortex cérébral du niveau de fatigue [Woods et al., 1987]. La régulation corticale réduirait au maximum la fréquence des décharges pour que les UM toujours actives puissent développer une force optimale (tétanos), tout en retardant l'apparition de certains facteurs périphériques de la fatigue liés aux décharges trop fréquentes... [Bigland-Ritchie et Woods, 1984]. Cette régulation permettrait au muscle de recevoir des influx nerveux plus adaptés à son état de fatigue [Vøllestad, 1997]. Cette participation centrale, hypothétique, devrait faire l'objet de plus amples recherches.

Au niveau périphérique, la fatigue concernerait simultanément ou successivement plusieurs sites cellulaires ou plusieurs étapes de la chaîne de commande, de la contraction musculaire ou de sa chaîne d'exécution : a) la transmission du potentiel d'action (PA) ; b) la libération du calcium ; c) le couplage excitation-contraction ; d) le métabolisme de l'ATP et ses conséquences [Fitts, 1996 ; Vøllestad, 1997 ; Rouillon et Candau, 2000 ; Paul et Wood, 2002].

La diminution de la force ne serait pas simplement liée à une altération de la transmission neuromusculaire, ou une diminution de l'excitation du sarcolemme [Pasquet et al., 2000]. Par contre, la stimulation répétitive de la cellule musculaire augmente le gradient potassique ( $K^+$ ) extracellulaire et intra-tubulaire. Ce déséquilibre ionique, lorsqu'il ne peut être compensé par les pompes  $Na^+/K^+$ , ralentirait la propagation du PA à la surface de la cellule, et à l'intérieur des tubules T, provoquant une plus faible libération intracellulaire du  $Ca^{++}$  et une contraction musculaire moins intense [Allen et al., 1992 ; Fitts, 1996 ; Nielsen et Clausen, 2000 ; Pasquet et al., 2000]. Ce phénomène, dépendant du flux sanguin et de la restauration des concentrations ioniques initiales, serait plus manifeste lors du travail isométrique [Masuda et al., 1999].

Trois mécanismes relatifs au métabolisme « **calcique** » expliqueraient la réduction progressive de la performance : une altération de sa libération, une réduction de sa recapture par le réticulum sarcoplasmique (RS) et une diminution de la sensibilité calcique des myofibrilles [Allen et al., 1992 ; Williams et Klug, 1995 ; Stephenson et al., 1998 ; Rouillon et Candau, 2000 ; Paul et Wood, 2002]. Les protons entrent en compétition avec le calcium au niveau de certains sites de fixation, affectant directement le couplage **excitation-contraction** [Allen et al., 1992 ; Stephenson et al., 1998].

La faible concentration intramusculaire en ATP autorise un effort maximal mais limité de deux ou trois secondes [Karlsson, 1971 ; Poortmans et Boisseau, 2002]. La resynthèse de l'ATP varie en fonction de l'intensité et de la durée de l'exercice mais également en fonction de l'état de fatigue [Fox et Mathews, 1984 ; Sahlin, 1992 ; Stathis et al., 1994 ; Poortmans et Boisseau, 2002].

Au début de l'épreuve iso-inertielle, l'énergie provient essentiellement du métabolisme anaérobie alactique : la dégradation de la phosphocréatine (PC) et de l'ATP [Newsholmes, 1984 ; Sahlin et al., 1998 ; Poortmans et Boisseau, 2002].

Après 6 à 8 secondes, la réduction de la PC intramusculaire sollicite la glycolyse anaérobie [Newsholmes, 1984 ; Poortmans et Boisseau, 2002]. La puissance anaérobie lactique, légèrement plus faible que l'anaérobie alactique, entraîne une réduction de l'intensité de l'effort [Sahlin et al., 1998 ; Poortmans et Boisseau, 2002]. L'épuisement des réserves de PC participe aux manifestations initiales de la fatigue [Sahlin et al., 1998 ; Lambert et Flynn, 2002 ; Izquierdo et al., 2002]. Par contre, lors d'efforts intenses maximaux, le niveau des réserves musculaires en glycogène n'influence pas la performance [Calbet et al., 2003].

La glycolyse anaérobie entraîne une **accumulation de lactate et de protons**, perturbant chaque étape de la contraction [Sahlin, 1992 ; Callier et al., 1996 ; Juel, 1998 ; Sahlin et al., 1998 ; Rouillon et Candau, 2000 ; Stackhouse et al., 2001]. Les protons exerceraient une action indirecte au niveau des structures et/ou des composés biochimiques intervenant lors du cycle contraction-relâchement [Sahlin et al., 1998 ; Rouillon et Candau, 2000]. Les protons inhibent l'activité de la PFK, altérant la glycolyse et la production subséquente d'ATP [Callier et al., 1996]. Une acidose intracellulaire, limitant le repompage du  $Ca^{++}$  et l'activité ATPase des myofibrilles, ralentirait la vitesse de relaxation musculaire [Williams et Klug, 1995 ; Pasquet et al., 2000]. Les protons se lieraient à la troponine-C, empêchant toute liaison du  $Ca^{++}$  indispensable à la formation des ponts A-M [Fitts, 1996 ; Rouillon et Candau, 2000 ; Stackhouse et al., 2001 ; Paul et Wood, 2002]. L'équilibre acido-basique serait déterminant dans le phénomène de fatigue ; la régulation du pH résulte du pouvoir tampon intramusculaire et de la capacité cellulaire d'expulsion des protons, notamment via le co-transporteur lactate/ $H^+$  et l'échangeur  $Na^+/H^+$  [Callier et al., 1996 ; Juel, 1998 ; Stackhouse et al., 2001].

Les ions lactate seraient de véritables intermédiaires énergétiques plutôt que de simples acteurs de la fatigue [Rouillon et Candau, 2000] ; une concentration élevée de lactate pourrait cependant, sans modification de pH, inhiber directement la libération de  $Ca^{++}$  dans le myoplasme [Favero et al., 1997 ; Dutka et Lamb, 2000].

Le **catabolisme de l'ATP** expliquerait également l'apparition de la fatigue : les phosphates inorganiques ( $P_i$ ) limitent les performances dans le cadre d'une fatigue, d'une ischémie ou d'une hypoxie [McLester, 1997 ; Rouillon et Candau, 2000 ; Paul et Wood, 2002]. Une concentration élevée en  $P_i$  limiterait les liaisons à haute valeur énergétique entre l'actine et la myosine, nécessaires au raccourcissement musculaire [Fitts, 1996 ; McLester, 1997 ; Stackhouse et al., 2001]. Le  $P_i$  réduirait également la libération du  $Ca^{++}$  en se liant au calcium présent dans le RS [Stephenson et al., 1998 ; Stackhouse et al., 2001].

Une concentration élevée en ADP exercerait un effet inhibiteur sur le détachement des ponts A-M [Sahlin, 1992 ; McLester, 1997 ; Rouillon et Candau, 2000] s'opposant ainsi à l'effet positif de l'ATP et altérant la vitesse de contraction [Fitts, 1996 ; McLester, 1997].

La répétition de contractions intenses pourrait quelque peu modifier l'architecture musculaire avec une augmentation de l'angle de pennation et un raccourcissement sarcomérique, réduisant la performance [Maganaris et al., 2002].

Ces « agents » de la fatigue, identifiés lors d'épreuves anaérobies intenses, interviennent de façon plus ou moins importante dans la diminution des performances iso-inertielles.

Nos résultats ont été comparés avec ceux de la littérature ; plus particulièrement en observant la diminution de la performance pour un même nombre de répétitions (épreuves isocinétiques) ou pour une même durée d'effort (épreuves isométriques ou cycliques) :

- ▶ certaines épreuves présentent une fatigabilité analogue ( $0,5 < IF < 0,7$ ) [Clarkson et al., 1982 ; Croisier et al., 1992 ; Kawakami et al., 1993 ; Marsh et al., 1999 ; Reiser et al., 2000 ; Manou et al., 2002 ; Halin et al., 2003] ;
- ▶ d'autres produisent une plus grande fatigabilité ( $IF < 0,5$ ) [Kanehisa et al., 1997 ; Falk et al., 2000] ;
- ▶ enfin, quelques protocoles entraînent une plus faible diminution ( $IF > 0,7$ ) [Bosco, 1992 ; Schmitz et al., 2000 ; Maquet et al., 2004 ; Welsh et al., 2004].

La fatigue varie en fonction de la tâche [Enoka et Stuart, 1992 ; Vøllestad, 1997] ; en conséquence, il apparaît toujours difficile de comparer des épreuves aussi différentes.

Il importe de préciser le comportement des paramètres lors de notre épreuve iso-inertielle de résistance à la fatigue.

L'évolution des paramètres maximaux se distingue de celle des paramètres moyens : ainsi, alors que  $V_{moy}$  et  $P_{moy}$  présentent une diminution modérée (12,9 et de 12,4 % dans la première moitié) qui s'accroît de plus en plus durant la seconde moitié de l'épreuve (21,4 à 22 %) ; les paramètres maximaux ( $V_{max}$  et  $P_{max}$ ) maintiennent leur niveau initial lors des 3-4 premières répétitions, puis, diminuent linéairement jusqu'au terme de l'épreuve.

Que ce soit lors d'épreuves iso-inertielles, isocinétiques ou cyclo-ergométriques, l'intensité maximale rarement immédiate, survient généralement dans les 2-3 premières secondes de l'effort [Beelen et Sargeant, 1991 ; Reiser et al., 2000 ; Stauber et al., 2000].

La fatigabilité plus importante des paramètres maximaux ( $P_{max}$ , et  $V_{max}$ ) retiendra notre particulière attention : l'extension dynamique finale (autorisant le développement de  $V_{max}$  et  $P_{max}$ ) serait particulièrement touchée par la fatigue. La vitesse maximale de contraction diminuerait déjà après quelques répétitions, sans modifier significativement les valeurs moyennes de puissance et de vitesse. La fréquence de décharge des UM, étroitement liée à la vitesse de contraction, s'altérerait rapidement lors des épreuves dynamiques [Bigland-Ritchie et Woods, 1984 ; Morlock et al., 1997 ; Masuda et al., 1999 ; Gerdle et al., 2000 ; Pincivero et al., 2006].

Outre l'index de fatigue, il apparaît également judicieux d'apprécier la puissance moyenne développée au cours des trente répétitions. Cette mesure pourrait même s'avérer plus utile que l'IF dans les activités sportives où la puissance développée serait plus importante que le seul maintien du niveau initial [Bosco, 1992]. La puissance moyenne relative développée au cours de notre épreuve atteint  $3,58 \pm 0,6 \text{ w.kg}^{-1}$  : valeur plus faible que celle du Wingate test adapté aux bras (i.e.  $\sim 4,7 \text{ w.kg}^{-1}$ ) [Inbar et al., 1996 ; Marsh et al., 1999] ; certes, la masse musculaire engagée apparaît assez semblable, mais la gestuelle reste différente.

L'épreuve de fatigabilité offre donc deux informations essentielles et complémentaires :

1. la diminution de la performance, représentée par l'**IF** ;
2. l'intensité globale, représentée par la **P Moyenne** ;

A l'instar de ces deux paramètres, l'évaluation iso-inertielle, qui présente une importante variabilité inter-individuelle, apparaît très discriminante, permettant de définir deux catégories : celle des **sujets peu résistants** lorsque l'IF-Vmax < 0,52 et celle des **sujets résistants** lorsque IF-Vmax > 0,76.

L'analyse de courbes présente l'évolution de la vitesse et de la puissance lors de la phase concentrique des 3<sup>ème</sup> (R3), 16<sup>ème</sup> (R16), et 29<sup>ème</sup> (R29) répétitions de l'épreuve de fatigabilité (Figures III.30 et III.33). L'effort musculaire de R16 et R29 ne correspond plus à celui du début (R3). Le profil des courbes se modifie au cours de l'épreuve, se rapprochant de celui de l'étude F-V-P pour des charges supérieures à 50 % du 1RM.

Les courbes de l'étude F-V-P et de Fat30 n'apparaissent pas identiques : le contre-mouvement provoque une augmentation brutale de vitesse et de puissance qui n'existait pas lors du seul travail concentrique [Cavagna et al., 1968 ; Asmussen et Bonde-Petersen, 1974 ; Komi et Bosco, 1978 ; Bosco et Komi, 1979 ; Bosco et al., 1981 ; Enoka, 1996 ; Cronin et al., 2001 ; Jidovtseff et al., accepté]. Ce phénomène (augmentation brutale de la vitesse et de la puissance), bien que présent tout au long de l'effort, se réduit au cours de l'épreuve, surtout chez les sujets moins résistants.

La seconde phase d'augmentation de la puissance disparaît progressivement chez tous les sujets (Figure III.33). Le pic de puissance qui, lors des premières répétitions, survenait aux deux tiers du mouvement, apparaît régulièrement en début de mouvement à la fin de l'effort. La seconde partie du mouvement (extension finale des coudes) apparaît particulièrement sensible au phénomène de fatigue. L'extension finale du DC solliciterait plus particulièrement les triceps, alors que le début du mouvement dépend surtout des pectoraux [Elliott et al., 1989]. Une fatigabilité tricipitale plus élevée pourrait expliquer une réduction plus importante dans la seconde partie. Le recrutement tricipital supérieur en fin d'extension n'est pas clairement établi [Newton, 1997]. Le phénomène pourrait simplement s'expliquer par l'impossibilité de développer un effort intense sur toute l'amplitude du mouvement. Par ailleurs, la fatigue provoque une diminution de la fréquence de décharges des UM et du temps de relaxation des fibres musculaires [Bigland-Richie et Woods, 1984 ; Masuda et al., 1999 ; Pasquet et al., 2000 ; Halin et al., 2003], justifiant la perte de vitesse et de puissance, particulièrement marquée à la fin de l'extension.

Les UM rapides, plus sensibles à la réduction des phosphagènes et à l'acidose musculaire, se fatigueraient plus précocement [Stephenson et al., 1998].

La faible reproductibilité de T<sub>pmax</sub> serait liée à la morphologie variable des courbes de puissance.

La réduction progressive de l'amplitude (D<sub>max</sub>) avec la fatigue résulterait de deux mécanismes :

- ▶ la perte de vitesse explique le moindre élan de la barre ;
- ▶ la fatigue réduit le soulèvement scapulaire.

Il s'avère impossible de maintenir une amplitude constante pendant toute la durée de l'épreuve. L'extension totale des bras ne pose pas de problème ; par contre, la descente de la barre diminue régulièrement. L'expérimentateur demande alors au sujet d'adapter immédiatement son effort. Parfois, la barre touche les taquets de sécurité ou encore la poitrine ; de tels contacts sont interdits et les sujets, en conséquence, modifient spontanément leur mouvement. Le contact de la barre avec les taquets provoque un « overshoot » qui altère les résultats [Sapega et al., 1982].

Le travail développé au cours de l'épreuve dépend de la charge, mais aussi de l'amplitude du mouvement. Les sujets de grande taille seraient théoriquement défavorisés ; cependant aucune relation entre la taille et les index de fatigue n'a été établie.

### 3. Reproductibilité de l'épreuve de fatigabilité

Les performances iso-inertielles au début et au milieu de l'effort sont très reproductibles (CV < 5,8 %), à l'exception de T<sub>pm</sub>. Les coefficients de variation sont équivalents, voire inférieurs à ceux observés pour 35 % du 1RM (Chapitre III.B, page 101).

La reproductibilité des paramètres iso-inertiels diminue au terme de l'effort ; ainsi le CV de P<sub>max</sub> atteint 12,5 %. La reproductibilité des paramètres moyens reste relativement bonne (CV < 6 %), celle de V<sub>max</sub> demeure satisfaisante (CV = 7,8 %) ; par contre, T<sub>pm</sub> présente une reproductibilité médiocre incompatible avec la rigueur indispensable d'un protocole scientifique.

La diminution de la reproductibilité à la fin de l'effort pourrait se justifier par une certaine fluctuation de l'état de forme ou par une moins bonne collaboration [Wrigley et Strauss, 2000].

La reproductibilité de l'index de fatigue apparaît comparable avec les performances de fin d'effort. V<sub>max</sub> (CV = 8,3 %) présente une meilleure reproductibilité que P<sub>max</sub> (CV = 13,8 %). Les paramètres moyens démontrent des IF plus reproductibles (CV ≤ 6 %).

Nos CV restent faibles par rapport à ceux d'une épreuve isocinétique de 30 flexions-extensions du coude ( CV de 9 et 11 % selon le groupe musculaire) [Maquet et al., 2004]. Certains expriment la reproductibilité par un coefficient « r » variable d'une recherche à l'autre. Ainsi, au niveau du genou, Manou et al. [2002] décrivent un **coefficient de reproductibilité** de 0,90 alors que Croisier et al. [1992] calculent un **coefficient de corrélation** de 0,74. Le **coefficient de corrélation intraclasses** du Wingate test varie entre de 0,9 à 0,94 [Inbar et al., 1996]. Toute comparaison demeure difficile, mais une même tendance apparaît systématiquement : l'index de fatigue apparaît moins reproductible que la puissance ou la force maximale [Manou et al., 2002 ; Maquet et al., 2004].

### 4. Corrélations entre performances iso-inertielles

Nous observons des corrélations étroites entre tous les index de fatigue ( $r > 0,82$  ;  $p < 0,001$ ). La performance de fin d'effort pour un paramètre donné apparaît étroitement corrélée avec son index de fatigue. En début d'effort, la vitesse et la puissance sont bien corrélées (cf. étude F-V-P). La relation entre les performances de début et de fin d'effort reste assez faible. Seules les mesures de puissance présentent de bonnes corrélations entre elles ; rappelons que la puissance dépend notamment de la masse (constante) au cours de l'épreuve.

Avant l'épreuve de résistance, les sujets réalisent une évaluation concentrique de leur profil F-V-P et ce, aux trois charges relatives de 40, 60 et 80 % du 1RM. Les résultats (Tableau III.21) s'accordent parfaitement avec ceux de la population de référence (étude F-V-P) (Tableau III.6).

Les paramètres iso-inertiels enregistrés à 40 % du 1RM (évaluation du profil F-V-P) ont été mis en relation avec ceux de l'épreuve de fatigue. La corrélation étroite avec la performance de **début** d'effort, diminue progressivement pour devenir insignifiante à la **fin** de l'épreuve. Les sujets initialement les plus véloces ne le restent pas nécessairement au terme de l'épreuve. Ni la puissance, ni la vitesse à 40 % du 1RM ne sont corrélées avec un quelconque indice de fatigue ; ces deux épreuves apprécient des qualités musculaires différentes et indépendantes [Stauber et al., 2000].

La performance initiale dépend de « l'explosivité » musculaire, elle apparaît logiquement corrélée avec les résultats obtenus à 40 % du 1RM. Par contre, la performance finale et l'IF ne sont que très faiblement corrélés avec la force et la puissance maximale. Une relation positive, entre la performance maximale et sa réduction au cours d'une épreuve de résistance, a cependant déjà été décrite [Thorstensson et al., 1977 ; Tesch et al., 1978 ; Clarkson et al., 1982 ; Bosco et al., 1983b]. Les fibres de type II autorisant le développement d'une force et d'une vitesse très élevées, seraient particulièrement fatigables [Burke et Edgerton, 1975 ; Bosco et al., 1983b ; Fitts, 1996 ; Stephenson et al., 1998 ; Halin et al., 2003]. La typologie musculaire influencerait notamment la diminution du moment de force isocinétique [Thorstensson et al., 1977 ; Tesch et al., 1978] de la hauteur de saut [Bosco et al., 1983b] et de la puissance lors du Wingate test [Inbar et al., 1996].

On pourrait légitimement supposer que les sujets les plus véloces, disposant vraisemblablement d'une plus grande proportion de fibres rapides, présentent une moins bonne résistance à la fatigue ; effectivement, parmi les sujets les plus rapides à 40 % du 1RM certains, mais de manière non systématique, développent une fatigue importante. En fait, l'intensité et la durée de notre épreuve ne sollicitent guère le processus aérobie, et un pourcentage élevé en fibres rapides ne devrait pas s'avérer défavorable. D'après certains, les fibres IIa seraient, moins endurantes mais plus résistantes que les fibres I [Burke et Edgerton, 1975 ; Bosco et al., 1983b ; Fitts, 1996]. Lors d'une évaluation isocinétique (genou et coude), aucune relation n'a été observée entre la proportion de fibres lentes ou rapides et la résistance à la fatigue [Clarkson et al., 1982].

L'efficacité de la glycolyse anaérobie, en particulier l'activité enzymatique de la PFK et de la LDH, ainsi que la poursuite possible de l'effort, malgré l'acidose, seraient déterminantes [Newsholme, 1984 ; Tesch et al., 1985 ; Poortmans et Boisseau, 2002]. Le pouvoir tampon du muscle et sa capacité à évacuer les protons contribueraient également à une bonne résistance à la fatigue [Callier et al., 1996 ; Juel, 1998 ; Stackhouse et al., 2001].

# **C**hapitre IV : Influence de l'activité sportive

---

## **A. Introduction**

---

Une évaluation iso-inertielle de qualité devrait pouvoir quantifier des niveaux différents de performance musculaire, éventuellement caractéristiques d'une pratique sportive spécifique.

Dans ce chapitre, nous évaluerons le développé couché de différentes populations de niveaux d'aptitude et de spécificités sportives différents.

L'analyse portera non seulement sur les classiques relations charge-vitesse et charge-puissance, mais aussi sur la résistance à la fatigue.

Cette étude comparative devrait apprécier :

- ▶ l'éventuel caractère discriminant des épreuves iso-inertielles ;
- ▶ l'influence d'un niveau général et spécifique d'activité physique.

## B. Méthodologie

### I. Populations

Le Tableau IV.1 présente les caractéristiques biométriques et sportives moyennes des quatre groupes de cette étude.

Tableau IV.1 – Caractéristiques biométriques et sportives (moyennes [écarts types]) des groupes.

Populations	N	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	H/sem (heures)
SED	10	25 [5]	181 [5]	72 [8]	1,25
EP	20	23 [3]	180 [4]	71 [7]	10
BODY	8	31 [3]	172 [8]	75 [9]	8
LANC	6	23 [4]	185 [6]	88 [14]	10

Les sédentaires (SED) se caractérisent par leur faible volume de pratique sportive hebdomadaire (inférieur à 2 h), au contraire des étudiants en éducation physique (EP) soumis à une activité physique régulière (10 heures par semaine) et variée (natation, gymnastique, athlétisme, sports collectifs, ...).

La population BODY se compose d'athlètes pratiquant régulièrement le power lifting ; leur entraînement, essentiellement en salle, comporte des séries lentes (5 à 15 répétitions) avec des charges élevées (> 60% du 1RM) ; il recherche l'amélioration du volume musculaire et de la force maximale.

Les lanceurs (LANC), de bon niveau régional, pratiquent soit le disque (minimum 37 m), soit le poids (minimum 12 m), soit le marteau (minimum 45 m) ; outre leur entraînement spécifique, ils réalisent, au moins une fois par semaine, un renforcement musculaire spécifique dont le dynamisme constitue le critère essentiel.

Les caractéristiques biométriques et sportives varient selon les groupes :

- ▶ les SED et EP se distinguent uniquement par le volume et le niveau de leurs activités sportives ;
- ▶ les sujets BODY sont plus petits et plus âgés ( $p < 0,01$ ), alors que les LANC présentent un poids plus élevé ( $p < 0,05$ ). La taille, également supérieure, n'est significative qu'avec les BODY.

---

## II. Description de l'étude

---

Cette étude reprend le protocole classique (Chapitre III.C, page 121) :

- ▶ la première séance assure la familiarisation avec l'évaluation iso-inertielle du développé couché et permet la détermination du 1RM ;
- ▶ la seconde séance apprécie les qualités de F-V-P (40, 60 et 80 % du 1RM), puis ensuite la résistance à la fatigue (30 répétitions à 40 % du 1RM).

---

## III. Statistiques

---

Tous les paramètres seront calculés sur base de leur moyenne arithmétique et de leur écart type.

Une analyse GLMM vérifie l'influence du groupe, de la charge (F-V-P) et de la répétition (fatigabilité) sur les paramètres iso-inertiels.

Le test *t de student pour séries non appariées* détermine la signification des éventuelles différences constatées entre les groupes.

Les différences significatives sont représentées dans les Figures et Tableaux de deux façons différentes :

- ▶ P < 0,05 est indiqué par \* ou par une lettre => a
- ▶ P < 0,01 est indiqué par \*\* ou par une lettre en gras => **a**
- ▶ P < 0,001 est indiqué par \*\*\* ou par une lettre en gras et soulignée => **a**

La supériorité pourcentuelle d'une population, par rapport à une autre, s'apprécie par la formule suivante :

$$\text{Différence(\%)} = \left( \frac{x_1 - x_2}{\frac{x_1 + x_2}{2}} \right) \times 100$$

## C. Résultats

### I. Evaluation du profil F-V-P

#### 1. Performances maximales

La Figure IV.1 présente le 1RM moyen des différentes populations.

Les sujets BODY présentent le 1RM le plus élevé ( $106 \pm 21\text{kg}$ ), sans toutefois se distinguer des lanceurs ( $91 \pm 18\text{kg}$ ). Les performances de ces deux populations athlétiques s'avèrent nettement supérieures à celles des populations SED ( $66 \pm 11\text{kg}$ ) et EP ( $58 \pm 7\text{kg}$ ) ( $p < 0,001$ ).

Les étudiants EP se révèlent plus forts que les sédentaires ( $p < 0,05$ ).

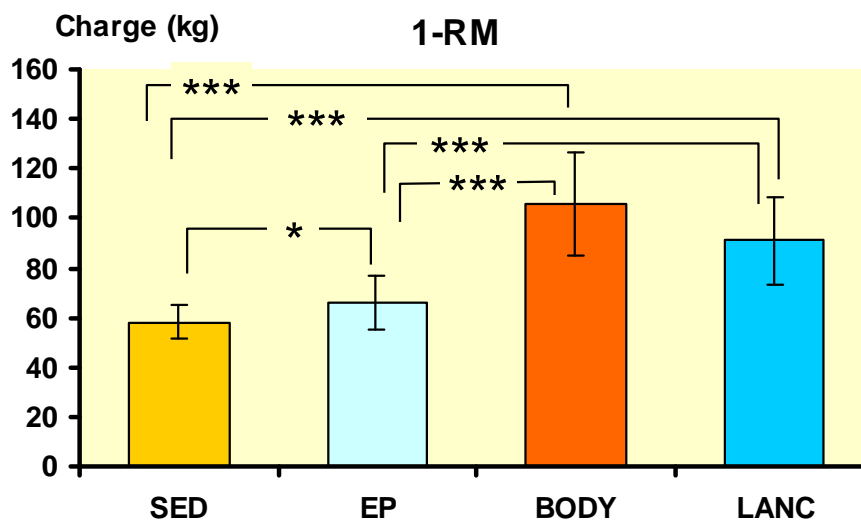


Figure IV.1 – Charge maximale moyenne en développé couché pour chaque population.  
\*  $p < 0,05$  ; \*\*\*  $p < 0,001$ .

## 2. Evolution en fonction de la charge relative

Le Tableau IV.2 décrit l'évolution des paramètres iso-inertiels (déplacement, vitesses et puissances) de chaque population en fonction de la charge relative.

Tableau IV.2 – Evolution des paramètres iso-inertiels en fonction de la charge relative pour quatre populations (SED, EP, BODY et LANC). a = statistiquement supérieur au groupe SED ; b = statistiquement supérieur au groupe EP ; c = statistiquement supérieur au groupe BODY ; d = statistiquement supérieur au groupe LANC.

Paramètres	Populations	40 %	60 %	80 %
<b>Déplacement (cm)</b>	SED	56,0 (3,1) <b>c</b>	53,3 (3,7) <b>c</b>	51,4 (4,2) <b>c</b>
	EP	57,0 (4,6) <b>c</b>	53,7 (4,4) <b>c</b>	49,6 (4,9) <b>c</b>
	BODY	49,9 (4,0)	46,1 (4,1)	41,8 (5,0)
	LANC	56,9 (1,9) <b>c</b>	55,1 (1,2) <b>c</b>	49,5 (2,2) <b>c</b>
<b>Vmax (m.s<sup>-1</sup>)</b>	SED	1,94 (0,13) <b>c</b>	1,40 (0,05) <b>c</b>	1,02 (0,07) <b>c</b>
	EP	1,96 (0,20) <b>c</b>	1,41 (0,17) <b>c</b>	0,97 (0,19) <b>c</b>
	BODY	1,72 (0,18)	1,20 (0,17)	0,77 (0,21)
	LANC	2,10 (0,08) <b>ac</b>	1,50 (0,07) <b>ac</b>	1,05 (0,06) <b>c</b>
<b>Vmoy (m.s<sup>-1</sup>)</b>	SED	1,11 (0,09) <b>c</b>	0,84 (0,05) <b>c</b>	0,56 (0,06) <b>c</b>
	EP	1,15 (0,08) <b>c</b>	0,84 (0,08) <b>c</b>	0,54 (0,10) <b>c</b>
	BODY	1,01 (0,09)	0,71 (0,10)	0,42 (0,13)
	LANC	1,21 (0,03) <b>ac</b>	0,87 (0,03) <b>c</b>	0,57 (0,05) <b>c</b>
<b>Pmax (watt)</b>	SED	665 (84)	592 (72)	535 (74)
	EP	749 (137)	677 (131)	575 (139)
	BODY	999 (137) <b>ab</b>	884 (98) <b>ab</b>	709 (164) <b>ab</b>
	LANC	1099 (220) <b>ab</b>	1005 (169) <b>ab</b>	870 (132) <b>ab</b>
<b>Pmoy (watt)</b>	SED	292 (39)	296 (35)	257 (33)
	EP	332 (47)a	334 (51)a	279 (50)
	BODY	463 (67) <b>ab</b>	454 (53) <b>ab</b>	344 (86) <b>ab</b>
	LANC	482 (79) <b>ab</b>	485 (76) <b>ab</b>	410 (48) <b>ab</b>

Le groupe SED présente les puissances moyennes et maximales les plus faibles.

Pour un même pourcentage du 1RM, le déplacement et les vitesses (moyenne et maximale) du groupe BODY apparaissent systématiquement inférieurs ( $p < 0,01$ ).

La vitesse des LANC est parfois supérieure à celle des sédentaires ; c'est à 40 % du 1RM que l'on observe les différences les plus nettes.

La puissance (maximale et moyenne) des LANC et BODY apparaît nettement plus élevée que celle des deux autres groupes ( $p < 0,001$ ).

L'évolution graphique de la puissance maximale relative est représentée en fonction de la charge (Figure IV.2) ; à 40 % du 1RM, on observe les valeurs moyennes respectives de 9,1 w.kg<sup>-1</sup> dans le groupe SED ; 10,4 w.kg<sup>-1</sup> dans le groupe EP ; 13,3 watts.kg<sup>-1</sup> dans le groupe BODY et 12,6 w.kg<sup>-1</sup> dans le groupe LANC.

Cette puissance diminue régulièrement avec l'augmentation de la charge et ce, pour les quatre groupes.

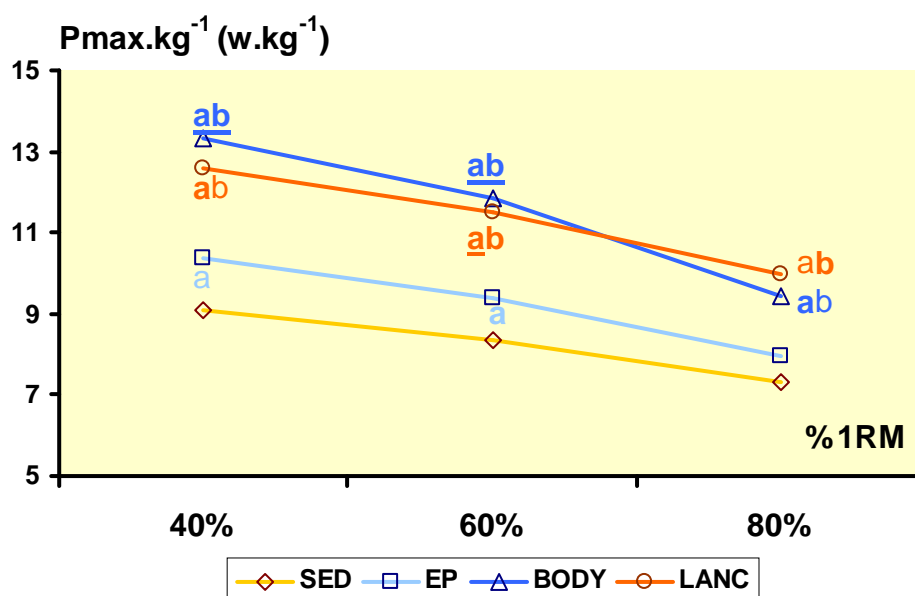


Figure IV.2 – Evolution de la puissance maximale relative (Pmax.kg<sup>-1</sup> de poids corporel) en fonction de la charge pour chaque population. a = statistiquement supérieur au groupe SED ; b = statistiquement supérieur au groupe EP.

### 3. Evolution en fonction de la charge absolue

Les relations charge-vitesse et charge-puissance sont également présentées en fonction de la charge absolue (Figure IV.3). Les graphiques situent précisément la performance d'une population en fonction de la charge (absolue) réellement soulevée.

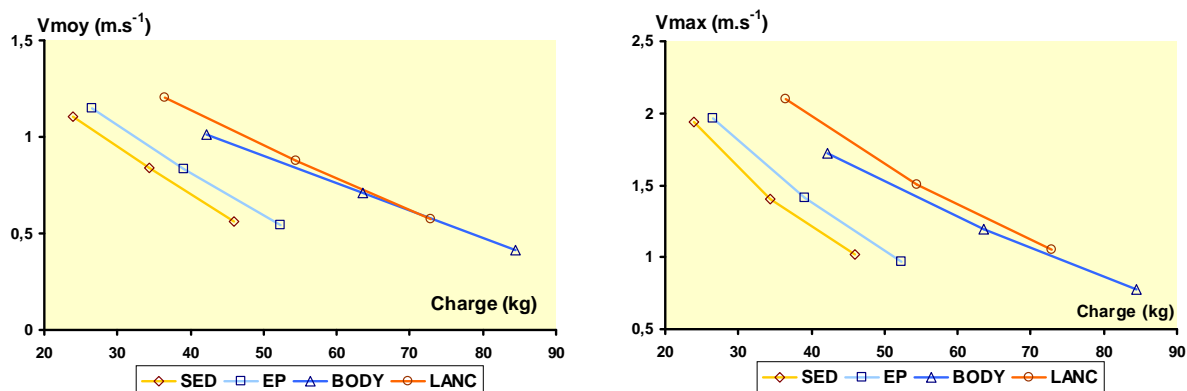


Figure IV.3 – Evolution de Vmoy et Vmax en fonction de la charge absolue pour chaque population.

La réduction de la vitesse apparaît similaire pour les groupes SED et EP. Chez les lanceurs, et encore plus dans le groupe BODY, la diminution s'avère plus progressive et elle se traduit par une pente moins négative de la relation Ch-Vmoy (Tableau IV.3).

Le déplacement des courbes vers la droite est proportionnel au niveau de force.

La Vmoy de tous les groupes diminue linéairement et permet le calcul de plusieurs éléments caractéristiques de la relation charge absolue-Vmoy, notamment :

- ▶ la vitesse théorique pour une charge nulle ( $V_0$ ) ;
- ▶ la charge théorique pour une vitesse nulle ( $CH_0$ ) ;
- ▶ la pente théorique représentant la diminution de Vmoy avec la charge ;
- ▶ le calcul théorique de la vitesse aux charges absolues et respectives de 20 kg ( $V_{20}$ ), 40 kg ( $V_{40}$ ), et enfin de 60 kg ( $V_{60}$ ).

Tableau IV.3 – Etude comparative des paramètres calculés à partir de la relation Ch-Vmoy. a = statistiquement supérieur au groupe SED ; b = statistiquement supérieur au groupe EP ; c = statistiquement supérieur au groupe BODY ; d = statistiquement supérieur au groupe LANC.

	<b>CH<sub>0</sub></b> <b>(kg)</b>	<b>Pente</b> <b>(m.s<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>)</b>	<b>V<sub>0</sub></b> <b>(m.s<sup>-1</sup>)</b>	<b>V<sub>20</sub></b> <b>(m.s<sup>-1</sup>)</b>	<b>V<sub>40</sub></b> <b>(m.s<sup>-1</sup>)</b>	<b>V<sub>60</sub></b> <b>(m.s<sup>-1</sup>)</b>
<b>SED</b>	68,6 [7,9]	-0,025 [0,003]	1,70 [0,12]	1,20 [0,10]	0,70 [0,12]	0,19 [0,16]
<b>EP</b>	75,0 [9,9]	-0,024 [0,003]	1,77 <sup>c</sup> [0,10]	1,29 <sup>a</sup> [0,10]	0,81 <sup>a</sup> [0,13]	0,33 [0,19]
<b>BODY</b>	113,5 <sup>ab</sup> [17,2]	-0,014 <sup>abcd</sup> [0,002]	1,61 [0,10]	1,32 <sup>a</sup> [0,07]	1,03 <sup>ab</sup> [0,08]	0,74 <sup>ab</sup> [0,11]
<b>LANC</b>	104,9 <sup>ab</sup> [16,3]	-0,018 <sup>ab</sup> [0,003]	1,84 <sup>ac</sup> [0,06]	1,48 <sup>abc</sup> [0,09]	1,12 <sup>ab</sup> [0,13]	0,76 <sup>ab</sup> [0,17]

En fonction de l'augmentation de la charge, la hiérarchie entre les populations se modifie quelque peu et peut s'établir comme suit :

- ▶ 0kg : LANC ≥ EP ≥ SED ≥ BODY
- ▶ 20kg : LANC > EP = BODY > SED
- ▶ 40kg : LANC ≥ BODY > EP > SED
- ▶ 60kg : LANC = BODY > EP ≥ SED

Le groupe BODY se caractérise par une pente (-0,014) moins négative que celle des autres populations ; en fait, leur plus faible vitesse gestuelle aux charges faibles permet de maintenir celle-ci avec l'augmentation de la résistance.

A charge nulle, les lanceurs présentent la vitesse la plus élevée ; la différence n'atteint cependant pas le seuil de la signification par rapport au groupe EP. La valeur de leur pente (-0,018) démontre leur maintien correct de la vitesse aux charges les plus lourdes.

Les sujets EP présentent une vitesse supérieure au groupe SED et ce, pour toutes les charges ; la différence n'apparaît cependant significative qu'à 20 et 40 kg.

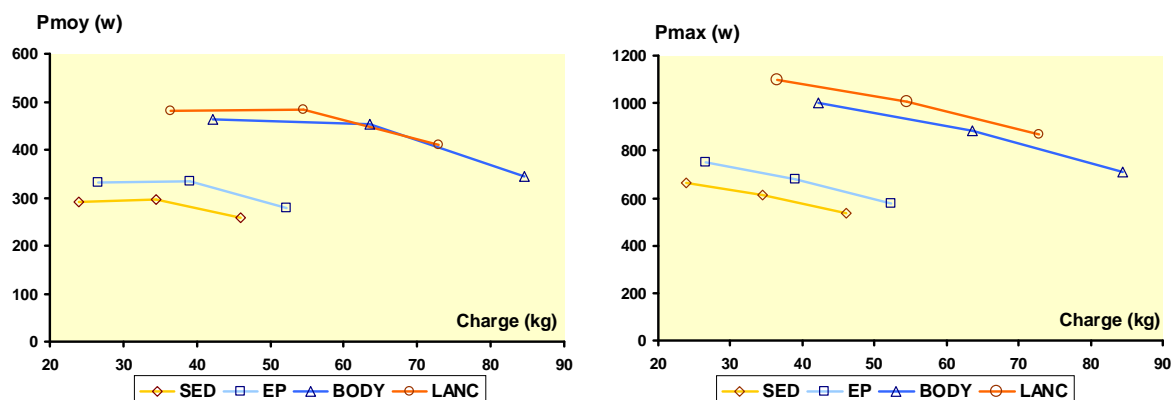


Figure IV.4 – Evolution de Pmoy et Pmax en fonction de la charge absolue pour chaque population.

Les puissances (Pmoy et Pmax) respectent la hiérarchie établie à partir du 1RM.

Le groupe SED présente la puissance la plus faible.

Les lanceurs possèdent une puissance comparable, voire supérieure, à celle des sujets BODY et ce, malgré leur force sensiblement plus faible.

Le Tableau IV.4 présente les différences pourcentuelles entre les populations pour les principaux paramètres (F→1RM ; P→Pmax ; V→V<sub>0</sub>).

Tableau IV.4 – Comparaison des différences pourcentuelles entre chaque population lorsque l'on considère la force (1RM), la puissance (Pmax) ou la vitesse maximale (V<sub>0</sub>).

	1RM	Pmax	V <sub>0</sub>
<b>EP – SED</b>	+ 11,8 %*	+11,5 %	+3,9 %
<b>BODY – SED</b>	+59,3 %***	+39,7 %***	-5,5 %
<b>LANC – SED</b>	+45,7 %***	+48,9 %***	7,7 %*
<b>BODY – EP</b>	+47,3 %***	+28,5 %***	-9,4 %**
<b>LANC – EP</b>	+32,3 %***	+37,9 %***	3,8 %
<b>BODY – LANC</b>	+15,0 %	-9,7 %	-13,2 %***

Les différences de 1RM entre les groupes ne correspondent pas nécessairement à celles de la Pmax : les sujets BODY s'avèrent proportionnellement plus forts que puissants ; par contre, les LANC apparaissent sensiblement plus puissants que forts.

Les populations SED et EP présentent un rapport homogène entre leur force et leur puissance.

L'évaluation iso-inertielle du profil F-V-P permet une analyse inter-individuelle ; ainsi, chez les lanceurs, toute différence de performance athlétique se manifeste clairement au niveau de la relation Ch-Pmoy (Figure IV.5).

Les lanceurs les plus faibles présentent toujours un profil supérieur à celui de la population de référence (Chapitre III.B ; Figure III.12).

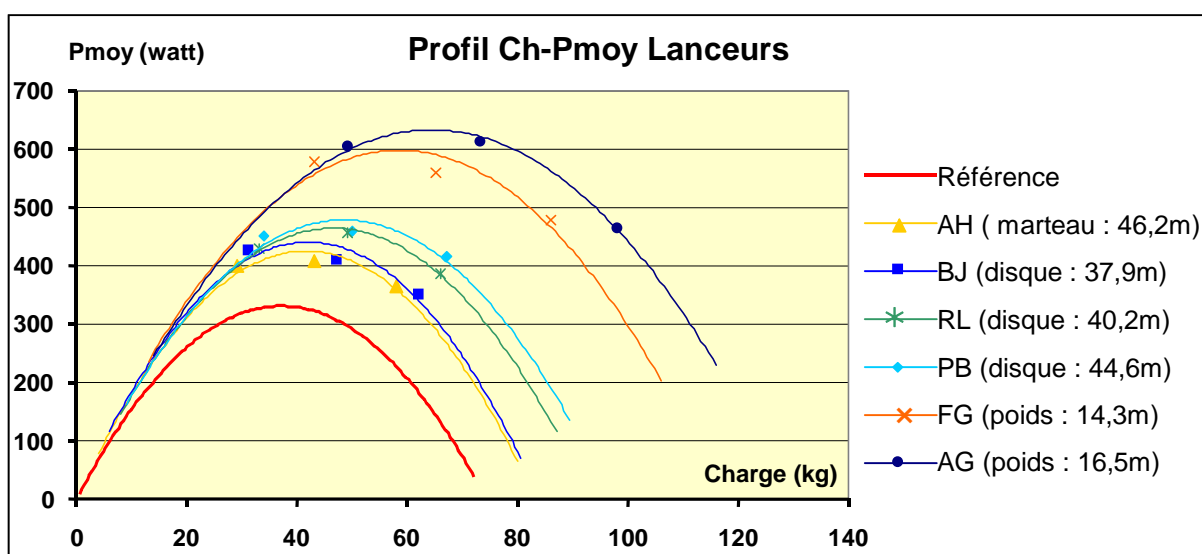


Figure IV.5 – Profils individuels charge-Pmoy des lanceurs en fonction de leurs performances athlétiques et comparaison avec les normes de référence.

#### 4. Résistance à la fatigue

La Figure IV.6 illustre, d'une part, l'évolution des vitesses et des puissances (maximales et moyennes) au **début**, au **milieu** et à la **fin** de l'épreuve de résistance à la fatigue (courbes), et d'autre part, la performance **Moyenne** des 30 répétitions (histogrammes).

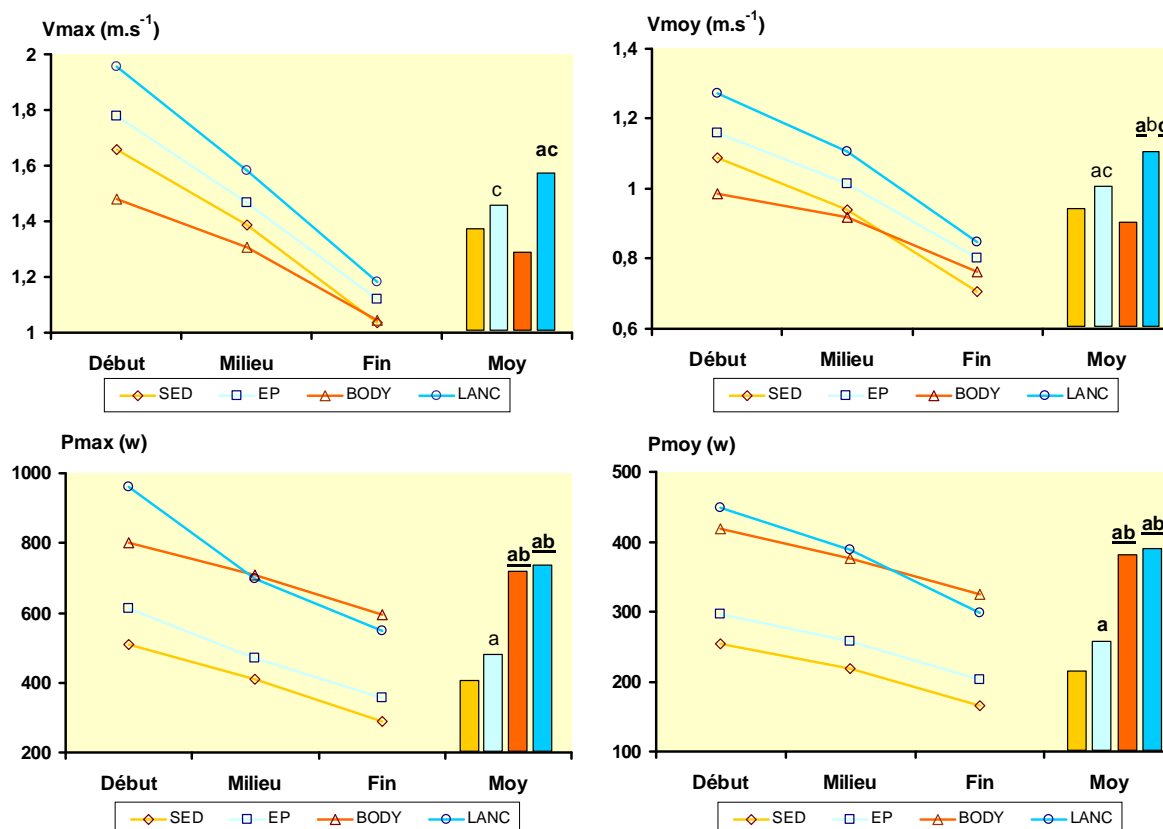


Figure IV.6 – Evolution de la vitesse ( $V_{moy}$  et  $V_{max}$ ) et de la puissance ( $P_{moy}$  et  $P_{max}$ ) de chaque groupe au début, au milieu et à la fin de l'épreuve de résistance à la fatigue (courbes) et performances moyennes (Moy) des 30 répétitions (histogrammes).

Les performances de l'épreuve de résistance varient entre les différentes populations. L'analyse GLM démontre une influence du groupe hautement significative pour chaque paramètre ( $p < 0,001$ ).

Les groupes SED et EP présentent des index de fatigue identiques, alors que la performance générale des EP apparaît supérieure.

La vitesse et la puissance des LANC s'avèrent nettement supérieures ; par contre, leur réduction apparaît semblable à celle des populations SED et EP.

Le groupe BODY présente un profil particulier : la diminution de la vitesse apparaît plus faible ( $p < 0,05$ ) dans la première partie de l'épreuve ; dans la seconde partie, la diminution reste identique aux autres groupes. La puissance moyenne, très élevée, reste proche de celle des lanceurs. Les courbes de fatigue de ces deux populations restent cependant différentes : les LANC présentent une diminution très nette de  $P_{max}$  dans la première partie de l'effort (-27,6 %), alors que les BODY maintiennent mieux leur puissance (-10,6 %).

La Figure IV.7 présente les index de fatigue des principaux paramètres iso-inertiels de chaque population.

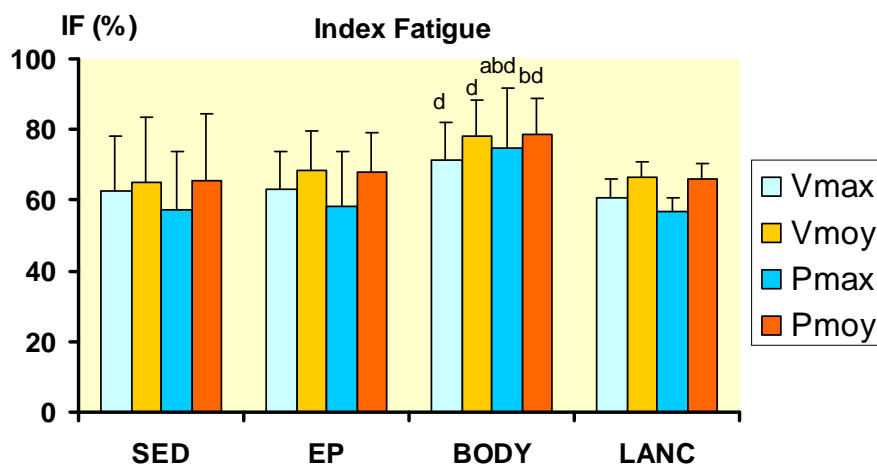


Figure IV.7 – Comparaison des principaux index de fatigue observés lors de l'épreuve de résistance à la fatigue.

La résistance à la fatigue apparaît similaire pour les groupes SED, EP et LANC (IF de 57 à 69 %).

Seuls les sujets BODY démontrent, comme en témoignent leurs index plus élevés (71 à 78 %), une meilleure résistance.

La Pmax présente un index de fatigue (IF-Pmax) discriminant : les différences entre les populations apparaissent les plus significatives.

L'épreuve n'apprécie pas uniquement la seule diminution des performances (IF) ; l'intensité globale, représentée par la **P Moyenne**, est essentielle (Figure IV.8).

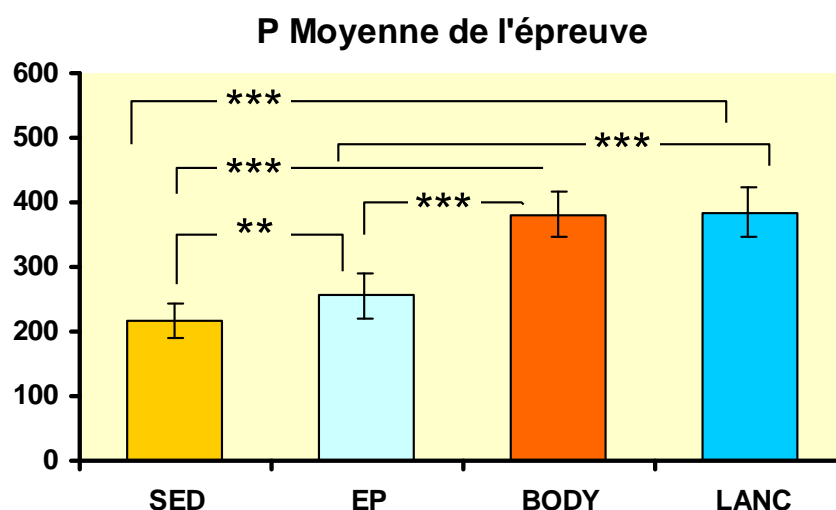


Figure IV.8 – P Moyenne développée lors de l'épreuve de résistance à la fatigue.

Malgré leur fatigabilité supérieure, les LANCEURS développent un effort équivalent aux sujets BODY, largement supérieur à celui des deux autres populations.

L'**analyse des courbes** illustre l'évolution de la vitesse (Figure IV.9) et de la puissance (Figure IV.10) pour chaque population, respectivement en début (répétition 3), au milieu (répétition 16), et à la fin de l'épreuve (répétition 29).

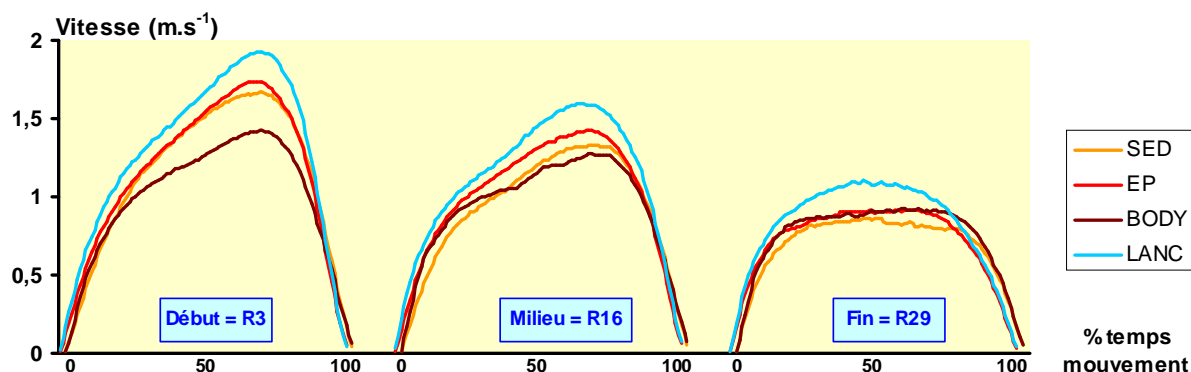


Figure IV.9 – Evolution de la vitesse lors de la phase concentrique des répétitions 3 (début), 16 (milieu) et 29 (fin) de l'épreuve de résistance à la fatigue.

Au début de l'épreuve, la vitesse des LANC apparaît plus élevée ; par contre, elle est la plus faible pour les sujets BODY.

En fin d'effort, la vitesse des LANC demeure légèrement supérieure, alors qu'elle devient pratiquement identique pour les trois autres populations (SED, EP et BODY).

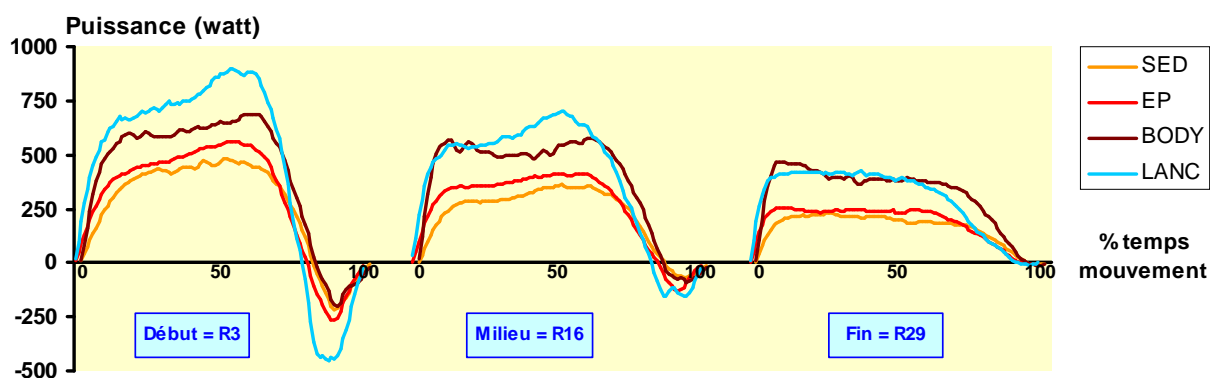


Figure IV.10 – Evolution de la puissance lors de la phase concentrique des répétitions 3 (début), 16 (milieu) et 29 (fin) de l'épreuve de résistance à la fatigue.

Les sujets BODY présentent, en début de mouvement, une augmentation brutale de la puissance qu'ils parviennent à maintenir correctement tout au long de l'effort.

Les lanceurs possèdent également cette même qualité ; par ailleurs, leur dynamisme initial se traduit par un pic de puissance important, survenant aux deux tiers du mouvement et par une phase frénatrice plus intense. L'apparition de la fatigue entraîne une réduction progressive de ces deux caractéristiques.

Les groupes SED et EP révèlent une puissance inférieure tout au long de l'épreuve ; le début de leur mouvement se caractérise par une augmentation plus progressive de la puissance.

## D. Discussion

L'évaluation iso-inertielle, valide et reproductible, apparaît également sensible, autorisant une analyse discriminante du niveau général de l'aptitude physique et de la spécificité sportive.

### I. Influence d'une activité sportive générale

La force (1RM) et la puissance maximale relative des étudiants EP dépassent celles des SED (+ 14,8 %,  $p < 0,05$ ), suggérant l'influence bénéfique d'une pratique sportive régulière.

L'influence du niveau général d'aptitude physique est classique : la force isocinétique du genou des EP apparaît 20 % plus élevée que celle de sédentaires [Croisier, 1996]. La puissance anaérobie alactique des EP ( $11,9 \text{ w.kg}^{-1}$ ) dépasse (18 %) celle des sédentaires ( $10,1 \text{ w.kg}^{-1}$ ) [Crielaard, 1988].

Les caractéristiques musculaires peuvent se moduler sous l'influence de facteurs trophiques ; outre l'action hormonale et l'alimentation [Häkkinen, 1989 ; Guezennec, 1992 ; Häkkinen, 1993 ; Kraemer et al., 1999], la pratique sportive intense améliore la coordination neuromusculaire et le recrutement des unités motrices, puis elle entraîne une hypertrophie musculaire secondaire [Häkkinen et al., 1989 ; Kraemer et al., 1996 ; Portero et Maïsetti, 2004].

Les EP possèdent, sans doute génétiquement, une constitution physique particulière favorisant leur intérêt pour des études sportives [Klissouras, 1973].

La sensibilité de l'évaluation iso-inertielle apparaît également élevée : les EP présentent, par rapport aux sédentaires, une Pmax relative supérieure de près de 20 %.

La puissance maximale ( $9,1 \text{ w.kg}^{-1}$ ) de nos sédentaires dépasse celle des sujets de Cronin et al. [2000] ( $6,9 \text{ w.kg}^{-1}$ ). Plusieurs éléments pourraient expliquer ces différences :

- ▶ certains de nos sujets pratiquent régulièrement une activité sportive certes modérée (2 h/semaine), mais effectivement susceptible d'influencer le développement musculaire ;
- ▶ le protocole de Cronin et al. [2000] limite le caractère maximum de l'effort : les sujets sont sanglés et l'amplitude du mouvement est réduite ;
- ▶ par ailleurs, la conception différente des bancs de musculation pourrait entraîner des forces de frottement plus élevées et de plus faibles performances.

Si la puissance des étudiants EP apparaît supérieure à celle des SED, leur profil ChR-Puissance reste identique. L'évolution des performances, avec le niveau de charge, s'accorde avec celle de l'étude descriptive (Chapitre III.B, Tableau III.6), confirmant d'autres résultats [Bemben et al., 1991 ; Baker et al., 2001 ; Cronin et Sleivert, 2005] : la puissance maximale diminue avec l'augmentation de la charge tandis que Pmoy varie peu entre 40 et 60 % du 1RM, puis diminue à 80% du 1RM.

L'évaluation isocinétique des sédentaires et des EP démontre une relation force-vitesse différente [Croisier, 1996] : la pente plus accentuée des EP traduit une décroissance plus rapide de leur MFM avec l'augmentation de la vitesse.

Nos deux populations présentent une même diminution de la vitesse (pente identique) ; par contre, la population EP, pour une charge absolue donnée, présente théoriquement une vitesse systématiquement supérieure. En raison de leur plus grande force, ces charges seront plus rapidement mobilisées : la courbe charge-vitesse du groupe EP se déplace simplement vers la droite (Figure IV.3).

Le niveau général d'activité physique (SED versus EP) n'influence pas la fatigabilité musculaire ; en effet, les index de fatigue sont identiques. Les activités sportives, en éducation physique, concernent généralement l'explosivité ou la puissance aérobie, mais rarement l'anaérobie lactique. La résistance ne s'améliorerait pas systématiquement avec le simple niveau d'activité. La capacité anaérobie des EP dépasse pourtant celle des sédentaires [Crielaard, 1988]. L'épreuve ergométrique sur bicyclette, relative à cette objectivation, présentait des caractéristiques différentes : a) durée plus longue (entre 50 et 100 sec) ; b) masse musculaire (membres inférieurs) supérieure ; c) intensité initiale sous-maximale, fixée en fonction du poids corporel et non des potentialités maximales. Dans notre épreuve, les EP, malgré leur poids corporel semblable, soulèvent des charges plus élevées que les sédentaires. Les EP ne démontrent pas un meilleur maintien de la performance mais développent une P Moyenne plus élevée, confirmant les travaux de Crielaard [1988].

Lors de toute étude comparative, on ne doit jamais considérer la seule diminution de la performance ; la puissance moyenne développée pourrait s'avérer plus discriminante. Dans une épreuve de résistance maximale, le niveau initial de force et de puissance apparaît essentiel : lors d'une course de 400 mètres, l'athlète le plus résistant ne gagnera jamais si, au départ, il ne possède pas une excellente vitesse ...

## **II. Influence d'une activité sportive spécifique**

---

L'importance relative des qualités de force, de vitesse et de la résistance varie singulièrement en fonction de la discipline sportive. Plusieurs activités comme l'haltérophilie, les lancers et les sauts requièrent, outre la technique, une force et une puissance musculaires élevées. Pour d'autres disciplines (sports de précision et d'endurance), ces qualités semblent moins essentielles. Toutefois, dans la plupart des sports collectifs et de raquettes, la force, la vitesse, et l'endurance sont simultanément importantes. La résistance à la fatigue sera parfois déterminante (ski alpin, aviron, patinage sur glace, sprints de 200 à 800 m...). Une exploration de qualité déterminera l'importance relative de ces différentes qualités musculaires pour une discipline sportive particulière.

L'évaluation iso-inertielle apprécie le profil spécifique des sujets BODY : très forts, ils présentent une vitesse inférieure pour une même charge relative ; pareille spécificité résulterait de leur morphologie et leur constitution musculaire. Le groupe BODY présente une taille et une envergure inférieures, réduisant le déplacement de la barre et limitant le développement de la vitesse. L'hypertrophie musculaire du culturiste s'accompagne régulièrement d'un raccourcissement bicipital, susceptible de freiner l'extension dynamique des coudes. Plusieurs athlètes du groupe BODY présentaient d'ailleurs un discret flexum du coude.

L'entraînement de type culturiste réduirait la vitesse gestuelle [Bell et Jacobs, 1992]. Leur travail, essentiellement composé de séries lourdes (60 à 90 % du 1RM) réalisées très lentement avec une recherche volontaire de fatigue, recrute au maximum les unités motrices [Tesch et al., 1989 ; Lambert et Flynn, 2002 ; Fry, 2004]. Ce type d'entraînement provoque une riposte hormonale favorisant l'anabolisme musculaire [Häkkinen, 1993]. Certaines modifications architecturales, et notamment l'ouverture de l'angle de pennation et le raccourcissement du fascicule, favorisent le développement de la force, tout en limitant la vitesse [Roy et Edgerton, 1992 ; Huijing, 1998 ; Kawakami et al., 1998]. L'influence du body-building sur la typologie musculaire n'apparaît pas toujours clairement [Sale et al., 1987 ; Tesch et al., 1989 ; Fry, 2004]. Le travail lent du culturiste augmenterait les fibres lentes [Fry et al., 2004]. Les « power-lifters » et les haltérophiles, développant particulièrement leur force et leur puissance maximales, posséderaient plus de fibres rapides [Fry, 2004]. Quel que soit l'entraînement, l'hypertrophie se manifesterait plus au niveau des fibres rapides qu'au niveau des fibres lentes [Sale et al., 1987 ; Tesch et al., 1989 ; Lambert et Flynn, 2002 ; Fry, 2004].

La population BODY se caractérise par une relation charge-vitesse spécifique, avec une faible ordonnée à l'origine ( $V_0$ ), mais une pente supérieure traduisant leur bon maintien de la vitesse malgré l'élévation de la charge.

L'analyse de la relation Ch-Vmoy révèle, qu'à partir de 20 kg, la vitesse du groupe BODY dépasse celle des SED, et au-delà de 40 kg, elle dépasse celle des EP (Figure IV.4) ; par contre, pour des charges inférieures à 20 kg, les sujets BODY présentent une vitesse théorique plus faible (Tableau IV.4).

Lors d'un effort dynamique maximum (1RM), le muscle n'exploite pas tout son potentiel [McComas, 1996 ; Sale, 2003 ; Portero et Maïsetti, 2004]. Certaines fibres constituent une « réserve autonome protégée », uniquement recrutée lors d'états émotionnels exceptionnels [Weineck, 1990]. Le pourcentage de la force maximale développée (~85 %) définit un « seuil de mobilisation » [Weineck, 1990]. Plusieurs indices iso-inertiels (faibles vitesses à charge élevée, diminution plus importante de Pmax entre 60 et 80 % du 1RM), suggèrent qu'un entraînement spécifique BODY déplacerait ce seuil de mobilisation vers le haut. Leur 1RM plus proche de leur force réellement maximale, modifie la courbure de la relation ChR-puissance, qui se déplace, chez les sujets entraînés, vers la gauche par rapport aux débutants [Thomas et al., 1996 ; Cronin et Sleivert, 2005]. L'entraînement BODY améliorerait particulièrement la partie lente du mouvement, décisive lors de la détermination du 1RM [Wilson et al., 1996].

La comparaison entre les groupes BODY et EP démontre que ce n'est pas le seul volume de l'entraînement qui importe, mais aussi sa spécificité : même si certaines prédispositions morphologiques orientent ces athlètes vers la pratique du body building, c'est bien leur entraînement de musculation qui autorise le soulèvement de charges aussi élevées.

Le Tableau IV.4 démontre que la simple détermination du 1RM est insuffisante lorsque l'on souhaite réaliser une exploration musculaire exhaustive. La supériorité des sujets BODY, déjà moins évidente pour la puissance que pour la force maximale, disparaît totalement pour la vitesse maximale.

L'évaluation iso-inertielle permet, grâce à ses mesures directes (1RM ; Pmax) et indirectes ( $V_0$ ), une exploration discriminante du profil F-V-P.

Les vitesses maximales les plus élevées des **lanceurs** confirment leur explosivité athlétique indispensable ; malgré leur force légèrement plus faible, ils présentent une puissance maximale plus élevée que celle du groupe BODY. Ces qualités de force-vitesse apparaissent déterminantes lors des lancers, et font d'ailleurs l'objet d'un renforcement spécifique [AEFA, 1981 ; Kabitsis et Harahousou, 1994] qui améliore la force maximale (charges très élevées : 80-100 % du 1RM), la puissance maximale (charges plus légères : 30-70 % du 1RM) et parfois le volume musculaire (8 à 12 x 60-80 % du 1RM) ; quelle que soit la charge, les lanceurs exécutent généralement leurs exercices avec une vitesse maximale [AEFA, 1981 ; Kabitsis et Harahousou, 1994].

Le caractère déterminant de la puissance des membres supérieurs chez les lanceurs confirme les relations déjà décrites entre le développé couché et le lancer du poids [Terzis et al., 2003]. Les profils Ch-Pmoy (Figure IV.5) présentent une hiérarchie discriminante, reflétant fidèlement les différences athlétiques. La performance de terrain de chaque lanceur a été rapportée de manière pourcentuelle aux records mondiaux de leur discipline ; dans ces conditions, une corrélation élevée ( $r = 0,97$ ) apparaît avec la puissance moyenne la plus élevée du développé couché (Figure IV.11).

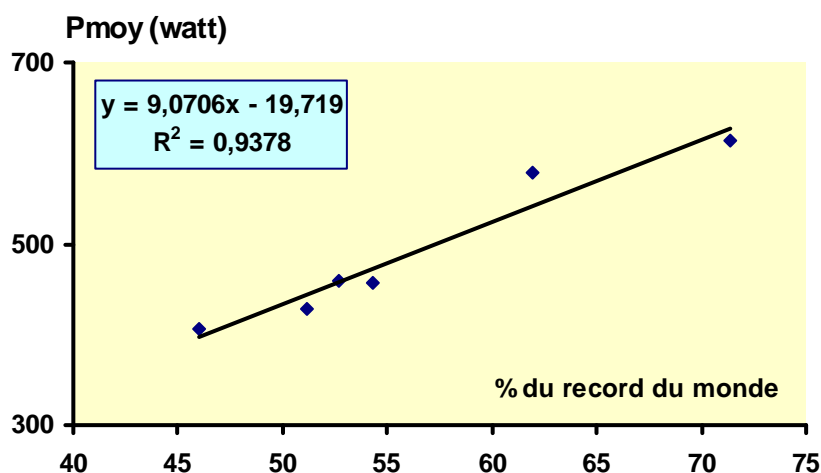


Figure IV.11 – Relation entre la Pmoy des lanceurs et leur performance athlétique relative par rapport aux records du monde de leur discipline.

La performance athlétique du lanceur serait donc essentiellement liée à sa puissance. Une prédisposition génétique particulière favoriserait la pratique des lancers, mais un entraînement spécifique accentue ce développement musculaire particulier [Klissouras, 1973]. Pour développer une force élevée, le recrutement moteur doit être optimal et le volume musculaire important [Häkkinen, 1989 ; Fitts et al., 1998 ; Ferry, 1999 ; Moritani, 2003 ; Stone et al., 2003]. La vitesse, quant à elle, dépend de la coordination intra et inter-musculaire (recrutement efficace et rapide des unités motrices), mais aussi de la typologie musculaire et plus particulièrement du pourcentage de fibres rapides [Widrick et al., 1996 ; Staron, 1997 ; Fitts et al., 1998]. Les lanceurs présenteraient une majorité de fibres rapides au niveau de leurs membres supérieurs et la teneur en fibres rapides du triceps brachial apparaît corrélée avec la performance du lancer du poids [Terzis et al., 2003]. Le deltoïde des lanceurs présenterait une hypertrophie marquée des fibres rapides [Coyle et al., 1978], adaptation caractéristique des athlètes les plus puissants [Costill et al., 1976 ; Coyle et al., 1978 ; Billeter et al., 2003]. L'expression ARNm des chaînes légères de myosine rapide serait accrue dans toutes les fibres (lentes et rapides) du lanceur de haut niveau, permettant le développement d'une puissance élevée [Billeter et al., 2003]. Ces adaptations semblent plus aléatoires au niveau des membres inférieurs [Coyle et al., 1978 ; Billeter et al., 2003], par

ailleurs sollicités de manière dynamique et statique. Chez le lanceur, au niveau des membres inférieurs, la force ne serait pas corrélée avec la puissance, alors qu'au niveau des membres supérieurs, la puissance reste étroitement liée à la force [Kabitsis et Harahousou, 1994].

Les fibres musculaires, autorisant une gestuelle explosive, sont également les plus fatigables [Burke et Edgerton, 1975 ; Bosco et al., 1983b ; Fitts, 1996 ; Stephenson et al., 1998 ; Halin et al., 2003]. La fatigabilité des lanceurs apparaît somme toute logique, sans différer cependant de celle des groupes EP et SED.

L'analyse de courbes des lanceurs montre une phase frénatrice importante en début d'effort. Le lanceur, contrairement au culturiste, recherche, dans son entraînement quotidien, un dynamisme qui pourrait expliquer le freinage brusque plus efficace de la barre en fin d'extension, disparaissant en fin d'épreuve.

Les sujets BODY présentent une meilleure résistance à la fatigue : en début d'effort, ils possèdent une vitesse inférieure qu'ils parviennent à mieux maintenir lors des premières répétitions. A partir de la seconde moitié de l'épreuve, la diminution de performance devient comparable à celle des autres populations. La collaboration excellente des sujets BODY est attestée par le fait qu'ils présentent, en début d'effort, une vitesse moyenne égale à celle mesurée à 40 % du 1RM lors du profil F-V-P.

L'excellente résistance à la fatigue des culturistes ne peut donc s'expliquer par un éventuel manque de collaboration, elle apparaît directement liée aux particularités de leur entraînement [Tesch et al., 1989 ; ACSM, 2002 ; Lambert et Flynn, 2002 ; Fry et al., 2004]. Afin d'augmenter leur volume musculaire, ils exécutent des séries de 6 à 15 répétitions avec des charges élevées (60-90 % du 1RM) [Tesch et al., 1989 ; Lambert et Flynn, 2002]. Les séries, réalisées jusqu'à l'épuisement, durent longtemps : à 80 % du 1RM, 12 répétitions se réalisent en plus ou moins 36 secondes [MacDougall et al., 1999]. La récupération, volontairement réduite, sollicite un muscle de plus en plus fatigué. La circulation sanguine, insuffisante, favorise une sollicitation énergétique anaérobie [MacDougall et al., 1999]. Cette modalité d'entraînement diminue d'ailleurs la densité capillaire et les activités enzymatiques oxydatives [Tesch et al., 1984 ; Ferry, 1999 ; MacDougall et al., 1999]. La sollicitation anaérobie améliorerait, chez le sujet BODY, d'autres activités enzymatiques : PFK, LDH, Myokinase [Tesch et al., 1989], mais aussi probablement de la régulation du PH (amélioration de l'excrétion protons et lactate et le pouvoir tampon) ; tous ces éléments pourraient expliquer leur meilleure résistance.

La P Moyenne développée ne dépend pas uniquement de la fatigabilité musculaire. Les lanceurs présentent des index de fatigue comparables à ceux des SED et EP, mais ils développent une P Moyenne supérieure (respectivement 56 % et 40 %). Si l'on considère la seule réduction relative, les lanceurs présentent une fatigabilité normale. Si l'on considère la performance absolue, ils dépassent largement les sujets SED et EP. L'augmentation de la force améliore l'endurance musculaire absolue, mais pas nécessairement l'endurance musculaire relative [Carpinelli et al., 2004].

Toute épreuve de résistance en laboratoire devra délivrer deux informations complémentaires :

- ▶ l'**index de fatigue** représentant la diminution de la performance,
- ▶ la **P Moyenne** de l'effort.

Leur utilisation et leur interprétation varieront en fonction du contexte de l'évaluation.

L'analyse de courbes, au cours de l'épreuve de fatigabilité, démontre le comportement variable des groupes. En **début** d'effort, les performances correspondent à celles du profil F-V-P : les sujets BODY sont plus lents et les lanceurs plus explosifs ; le dynamisme initial des lanceurs s'accompagne d'une phase frénatrice très intense. En **fin** d'épreuve, la vitesse ne diffère plus entre les groupes BODY, SED et EP.

Les sujets BODY, plus significativement que les lanceurs, possèdent une musculature hypertrophiée qui permettrait un meilleur stockage et une restitution plus efficace de l'énergie élastique [Cronin et al., 2000]. Les deux groupes se caractérisent d'ailleurs, au début de l'épreuve, par une augmentation très brutale de la vitesse et de la puissance. Le groupe BODY, au contraire des lanceurs, peut maintenir, malgré la fatigue, cette augmentation brutale pendant toute l'épreuve. Les longues et lourdes séries de leur entraînement développeraient spécifiquement cette phase du développé couché [Wilson et al., 1996a ; Fry, 2004].

Quel que soit le groupe, la fatigue se manifeste plus particulièrement à la phase finale de l'extension. En début d'épreuve, les sujets parviennent à augmenter leur puissance durant les deux premiers tiers. Au fil des répétitions, cette capacité s'estompe et en fin d'épreuve, le pic de puissance survient plus précocement, bénéficiant du contre-mouvement (Figure IV.10) ; par contre, la seconde partie du mouvement, dépendant de la seule qualité contractile [Rosentswieg et al., 1975, Elliott et al., 1989], serait plus sensible au phénomène de fatigue.

L'analyse de courbes démontre que les groupes SED et EP présentent une même évolution au cours de l'épreuve de résistance.

La comparaison iso-inertielle de populations différentes autorise les conclusions suivantes :

1. Le simple **niveau général de pratique sportive** influence effectivement la force et la puissance, sans pour autant modifier la relation Ch-vitesse et la fatigabilité musculaire.
2. La **spécificité sportive** modifie davantage les qualités musculaires :
  - ▶ la pratique régulière du **body building** augmente la force et la puissance, tout en réduisant la vitesse gestuelle maximale et en modifiant la relation Ch-vitesse. L'entraînement BODY développe, par ailleurs, la résistance à la fatigue, malgré une charge absolue supérieure.
  - ▶ le **lanceur** améliore toutes les qualités de force, de vitesse et de puissance, sans modifier la résistance à la fatigue.

# hapitre V :

## Influence d'un entraînement spécifique

---

## A. Introduction

Depuis de nombreuses années, les entraîneurs, généralement en collaboration avec des équipes scientifiques, apprécient les caractéristiques essentielles de la réussite sportive (processus et profils énergétiques, endurance, force, vitesse, explosivité, souplesse, coordination, psychologie, ...). Une littérature abondante souligne l'importance de la force et l'intérêt d'apprécier cette qualité ; par ailleurs, tout renforcement nécessite une évaluation régulière afin d'apprécier la progression de l'athlète [Larrat et al., 1985 ; Sales, 1991 ; Abernethy et al., 1995 ; Cometti, 1995 ; Miller, 1997a].

Un suivi longitudinal permet d'ajuster régulièrement les modalités de l'entraînement. Ces évaluations constituent également des procédés éducationnels permettant à l'athlète de mieux comprendre les fondements et les exigences de sa discipline. L'évaluation apparaît également essentielle lors de la revalidation d'un athlète ; elle objective sa progression, précise où il se situe par rapport à son niveau antérieur et s'assure qu'il reprendra son activité sportive dans de bonnes conditions.

Alors que l'entraînement le plus fréquent de la force utilise des poids et haltères, la majorité des études utilisent le dynamomètre isocinétique et non iso-inertiel pour évaluer les effets d'un renforcement [Kanehisa et Miyashita, 1983 ; Schmidbleicher et Buehrle, 1987 ; Morrissey et al., 1995 ; Aagaard et al., 1996].

Les évaluations iso-inertielles, appréciant les effets d'un entraînement spécifique au niveau de la force, de la vitesse et de la résistance à la fatigue, restent peu fréquentes [Almasbakk et Hoff, 1996 ; Blasevich et Jenkins, 2002 ; Jidovtseff et al., 2004].

Nous avons étudié l'influence d'un renforcement spécifique sur la performance iso-inertielle grâce à deux études complémentaires :

- ▶ la première concerne un entraînement de force ou de vitesse maximale (étude F-V) ;
- ▶ la seconde s'intéresse à la résistance à la fatigue (étude RF).

## B. Matériel et méthodes

### I. Populations

Vingt-quatre sujets (répartis en trois groupes) et seize sujets (répartis en deux groupes), tous masculins, participent respectivement à l'étude F-V et à l'étude RF. Les sujets sédentaires ou sportifs de loisirs, indemnes de toute pathologie des membres supérieurs, ne possèdent aucune expérience de la musculation.

Les caractéristiques biométriques (moyenne [écart type]) de chaque groupe sont présentées dans le Tableau V.1.

Tableau V.1 – Caractéristiques biométriques des différents groupes participant aux deux études relatives à l'entraînement.

	Etude F-V			Etude RF	
	FORCE	VITESSE	CONTRÔLE	RESISTANCE	CONTRÔLE
	(n = 8)	(n = 8)	(n = 8)	(n = 8)	(n = 8)
<b>Age (ans)</b>	24,0 [1,4]	23,8 [2,2]	23,4 [1,5]	24 [1,5]	23 [1,1]
<b>Taille (cm)</b>	178 [3]	183 [6]	180 [3]	178 [3]	178 [3]
<b>Poids (kg)</b>	74 [7]	77 [8]	78 [11]	73 ± [7]	76 [12]

## II. Protocole expérimental

Le protocole se déroule selon le schéma du Tableau V.2. La séance d'accoutumance et la première séance d'évaluation iso-inertielle sont identiques à celles décrites au Chapitre III. Une évaluation isocinétique des fléchisseurs-extenseurs du coude a également été réalisée en pré-et en post-test lors de la première étude F-V (description au Chapitre VI).

Après l'entraînement (6 ou 5 semaines), les évaluations iso-inertielles et isocinétiques (post-tests) se déroulent strictement dans les mêmes conditions.

Lors de l'étude F-V, une charge supra-maximale (105 % du 1RM) complémentaire est éventuellement évaluée à la fin du protocole.

Tableau V.2 – Protocole des études F-V et RF explorant l'influence d'un entraînement spécifique sur la performance iso-inertielle (étude F-V).

	<b>Etude F-V</b>	<b>Etude RF</b>
<b>Accoutumance et 1RM</b>		
<b>Pré-tests</b>	<b>Iso-Inertielle</b> 35, 50, 70 et 95 % du 1RM  <b>Isocinétique (Chapitre VI)</b>  60, 120 et 180°.s <sup>-1</sup>	<b>Iso-Inertielle (F-V)</b> 40, 60 et 80 % du 1RM  <b>Iso-Inertielle (RF)</b> 30 x 40 % du 1RM
<b>Entraînement</b>	<b>Force (n=8) ou Vitesse (n=8)</b>  Contrôle (n=8)  <i>(6 semaines)</i>	<b>Résistance (n=8)</b>  Contrôle (n=8)  <i>(5 semaines)</i>
<b>Post-tests</b>	<b>Iso-Inertielle</b> 35, 50, 70, 95 et 105 % du 1RM  <b>Isocinétique (Chapitre VI)</b>  60, 120 et 180°.s <sup>-1</sup>	<b>Iso-Inertielle (F-V)</b> 40, 60 et 80 % du 1RM  <b>Iso-Inertielle (RF)</b> 30 x 40 % du 1RM

### III. Entraînement

#### 1. Entraînement de la FORCE ou de la VITESSE

La population comporte trois groupes de 8 personnes : le premier bénéficie d'un entraînement spécifique de la force maximale (FORCE), le deuxième d'un entraînement spécifique de la vitesse maximale (VITESSE) ; enfin, le groupe contrôle (CONTROLE) poursuit simplement son activité quotidienne (non sportive) habituelle.

L'entraînement sera personnalisé pour chaque sujet des groupes FORCE et VITESSE ; les charges sont en effet fixées en fonction du 1RM individuel. L'intensité du travail, ainsi que le nombre de séries et de répétitions par série, sont déterminés en fonction de la modalité d'entraînement.

Au début de chaque séance, les sujets réalisent le même échauffement cardio-vasculaire puis spécifique, comportant quatre séquences de saut à la corde (4 x 45 sec), divers étirements spécifiques et deux séries de 10 répétitions en DC avec une barre libre (2 x 10 x 20 kg).

Le programme comporte deux macrocycles progressifs (Tableau V.3), séparés par une semaine intermédiaire (repos relatif), à la fin de laquelle, on réalise une nouvelle évaluation du 1RM.

La charge de travail (CT), définie par le produit du nombre de séries, du nombre de répétitions et des charges pourcentuelles utilisées ( $CT = \text{séries} \times \text{répétitions} \times \% \text{ 1RM}$ ), sera identique lors de chaque entraînement spécifique (Figure V.1).

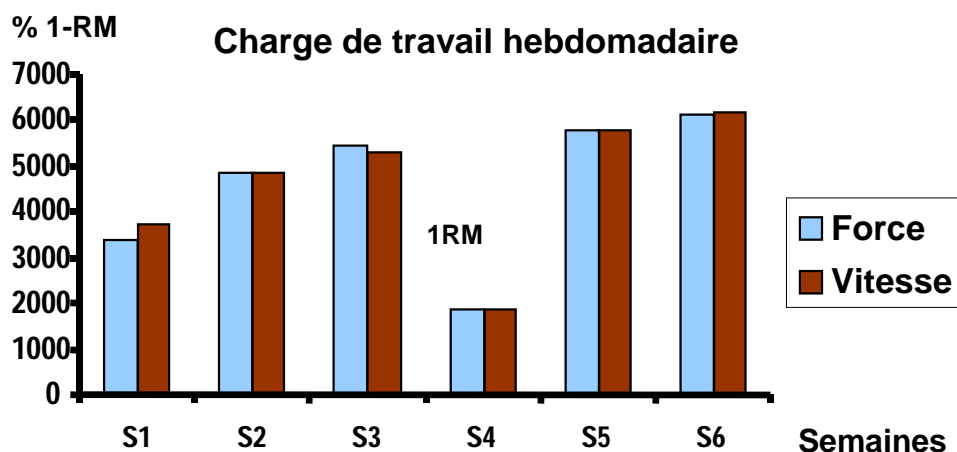


Figure V.1 – Charge de travail hebdomadaire (en % du 1RM) des groupes FORCE et VITESSE au cours de l'entraînement de 6 semaines.

Pendant l'entraînement, les sujets reçoivent l'instruction de développer une vitesse maximale lors de chaque répétition. Ils devront, en fait, accélérer la barre jusqu'à la fin de l'extension.

La qualité du travail est supervisée en permanence par un même expérimentateur.

Tableau V.3 – Programmes d'entraînement spécifique des groupes FORCE et VITESSE.

	FORCE	VITESSE
Semaine 1 (2x/sem)	1 X 10 X 60 % 2 X 6 X 80 % 1 X 3 X 90 %	2 X 10 X 25 % 3 X 8 X 30 % 2 X 8 X 40 %
Semaine 2 (3x/sem)	1 X 10 X 60 % 1 X 6 X 80 % 2 X 3 X 90 %	2 X 10 X 25 % 2 X 8 X 30 % 2 X 8 X 40 %
Semaine 3 (3x/sem)	1 X 10 X 60 % 1 X 6 X 80 % 2 X 3 X 90 % 1 X 2 X 95 %	2 X 10 X 25 % 1 X 6 X 50 % 2 X 6 X 40 % 2 X 8 X 30 %
Semaine 4 (1x/sem)	1 X 10 X 60 % 1 X 6 X 80 % 2 X 3 X 95 % 1 X 2 X 98 %	2 X 10 X 25 % 3 X 8 X 30 % 2 X 8 X 40 %
<i>NB : une deuxième évaluation détermine éventuellement un nouveau 1RM</i>		
Semaine 5 (3x/sem)	1 X 10 X 60 % 1 X 6 X 80 % 1 X 4 X 90 % 1 X 3 X 95 % 1 X 2 X 98 %	2 X 10 X 25 % 2 X 8 X 30 % 2 X 8 X 40 % 2 X 6 X 30 %
Semaine 6 (3x/sem)	1 x 1 0 x 60 % 1 X 6 X 80 % 2 X 3 X 90 % 2 X 2 X 98 %	2 X 10 X 25 % 1 X 6 X 50 % 3 X 6 X 40 % 3 X 6 X 30 %
Volume total	27385 % 1RM	27660 % 1RM

Lors des entraînements spécifiques (FORCE ou VITESSE), les charges sont exprimées en pourcentage du 1RM initial, lors des trois premières semaines, et puis, en fonction de l'éventuel nouvel 1RM qui sera déterminé lors de l'évaluation de la quatrième semaine. Une récupération minimale de trois minutes sera accordée entre chaque série.

## 2. Entraînement de la résistance à la fatigue

Le groupe RESISTANCE « bénéficie » pendant 5 semaines d'un entraînement spécifique destiné à améliorer la résistance musculaire à la fatigue. Le programme (Tableau V.4) comporte 3 séances par semaine : la première et la troisième sollicitent la « résistance-durée » (séries longues) et la deuxième développe préférentiellement la « résistance-intense » (séries courtes).

Le groupe CONTROLE poursuit son activité quotidienne (non sportive) entre les deux évaluations iso-inertielles.

Tableau V.4 – Programme d'entraînement de la résistance à la fatigue du groupe RESISTANCE. r = récupération entre les séries ; R = récupération entre les blocs de séries ; V = vitesse gestuelle maximale approximative, exprimée de manière pourcentuelle.

	<b>Résistance-durée (2 entraînements/semaine)</b>	<b>Résistance-intense (1 entraînement/semaine)</b>
Semaine 1	3 x 40 x 30 % r=5min (V = 80 %)	1 X 10 X 50 % r=3min (V = 90 %) 1 X 10 X 60 % r=4min (V = 100 %) 3 X 10 X 40 % r=3min (V = 100 %)
Semaine 2	2 x 40 x 30 % r=4min R = 8min (V = 70 %) 2 x 30 x 30 % r=4min (V = 100 %)	2 x 10 x 60 % r=3min R = 3min (V = 90 %) 2 x 15 x 40 % r=4min (V = 100 %)
Semaine 3	1 x 35 x 40 % r=4min (V =80 %) 1 x 40 x 30 % r=5min (V = 80 %) 2 x 30 x 30 % r=5min (V = 80 %)	1 x 10 x 60 % r=3min (V = 90 %) 3 x 15 x 40 % r=4min (V = 100 %)
Semaine 4	3 x [ 20 x 40 % - r=30sec -15 x 40%] R = 5min (V = 100 %)	1 x 10 x 60 % r=3min (V = 90 %) 2 x [15 x 40 % r=3min 20 x 30 %] R = 3min (V = 100 %)
Semaine 5	1 x 25 x 40 % r=8min (V = 95 %) 1 x 35 x 40 % r=8min (V = 90 %) 1 x 25 x 40 % (V = 100 %)	1 x 10 x 60 % r=3min (90 %) 2 x 20 x 40 % r=1min R=8min (V = 100 %) 2 x 20 x 40 % r=1min (V = 100 %)

Les trois entraînements se déroulent sur l'ensemble de la semaine et sont espacés d'au moins 24 heures.

La progression de l'entraînement [n séries X n répétitions X %1RM X (% Vmax/100)] est illustrée dans la Figure V.2.

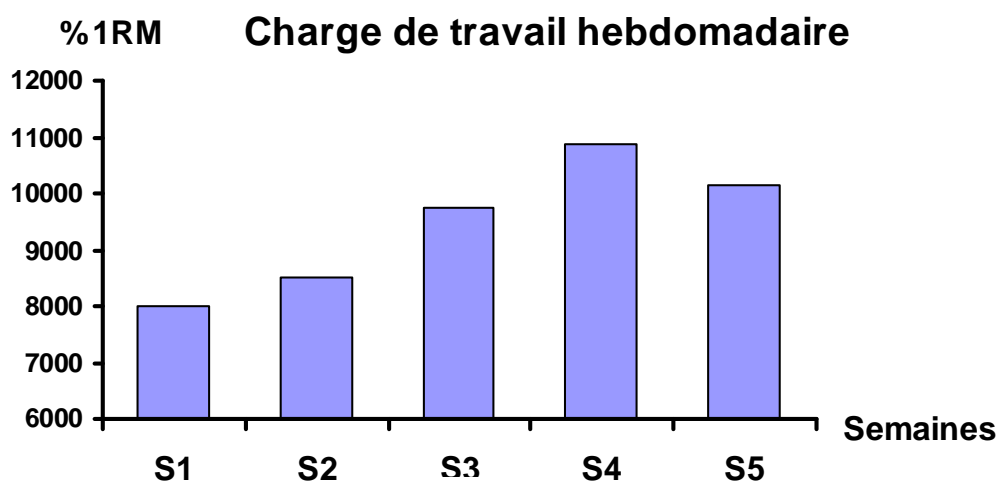


Figure V.2 – Charge de travail hebdomadaire (en % du 1RM) du groupe RESISTANCE au cours de l'entraînement de cinq semaines.

## IV. Statistiques

La description des résultats repose sur l'établissement des valeurs moyennes et de leurs écarts types et ce, pour chaque paramètre.

Le test t de student pour séries non appariées détermine la signification des éventuelles différences relevées entre les groupes, avant et après la période d'entraînement.

Le test t de student pour séries appariées apprécie la signification des variations observées avant et après la période d'entraînement.

Les différences significatives sont exprimées par \* ( $p < 0,05$ ), par \*\* ( $p < 0,01$ ), et par \*\*\* ( $p < 0,001$ ).

La différence pourcentuelle entre les deux évaluations se calcule pour chaque charge et pour chaque paramètre, selon la formule suivante :

$$diff\% = \frac{(X1 - X2)}{X1} \times 100$$

## C. Résultats

### I. Influence d'un entraînement en FORCE ou en VITESSE sur la performance iso-inertielle

#### 1. Comparaison des populations en pré-test (Figure V.3)

L'homogénéité des groupes, au sein d'une même étude, doit être soulignée : les paramètres anthropométriques (âge, taille, poids, pourcentage de graisse, largeur des coudes écartés, largeur des épaules et envergure) apparaissent semblables. Le 1RM, déterminé lors de la séance d'accoutumance, n'apparaît pas différent d'un groupe à l'autre :  $60 \pm 11$  kg pour le groupe CONTROLE ;  $59 \pm 14$  kg pour le groupe FORCE et  $61 \pm 9$  kg pour le groupe VITESSE.

Dans l'étude F-V, les trois populations présentent le même niveau initial pour tous les paramètres à une même charge relative. A titre d'exemple, nous avons représenté graphiquement l'évolution de  $V_{max}$  et  $P_{max}$  en fonction de la charge pourcentuelle relative pour les trois groupes de l'étude (Figure V.3).

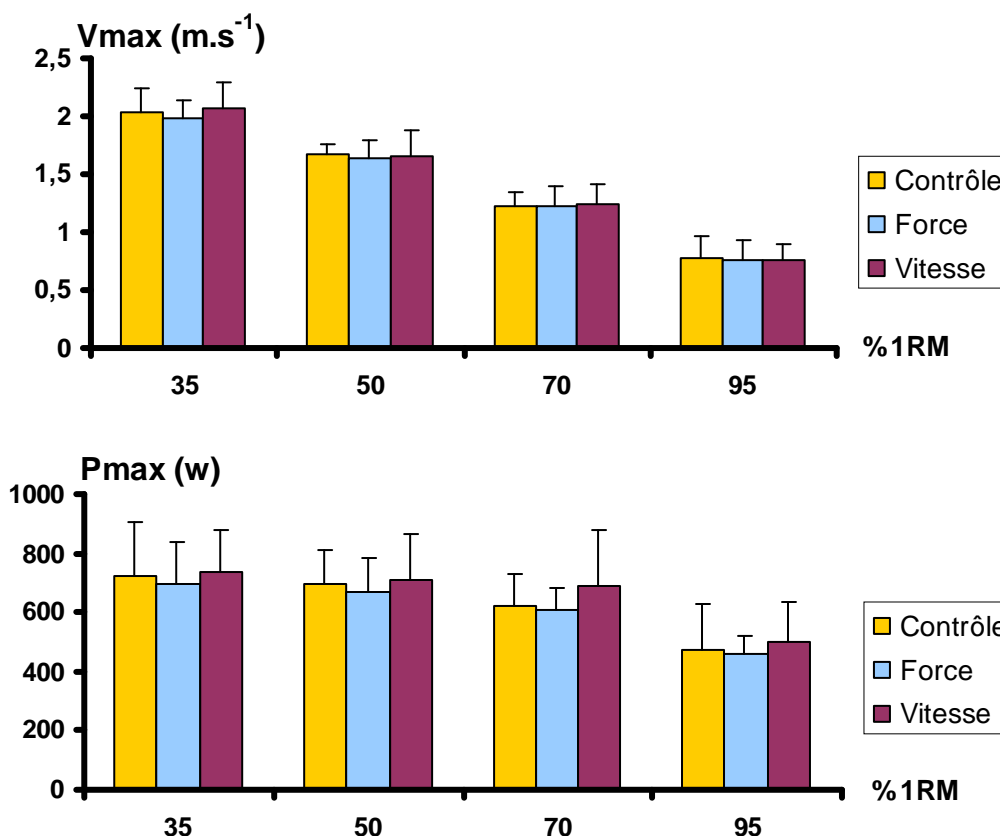


Figure V.3 –  $V_{max}$  et  $P_{max}$  en pré-test pour chaque groupe de l'étude FV.

## 2. Influence de l'entraînement spécifique

Les graphiques des paramètres iso-inertiels aux différentes charges sont complétés par des courbes tendances, dont l'analyse complète notre étude : les courbes bleues et oranges représentent respectivement les performances du pré-test et du post-test (Figures 4-5 et 7).

### a. Groupe CONTROLE

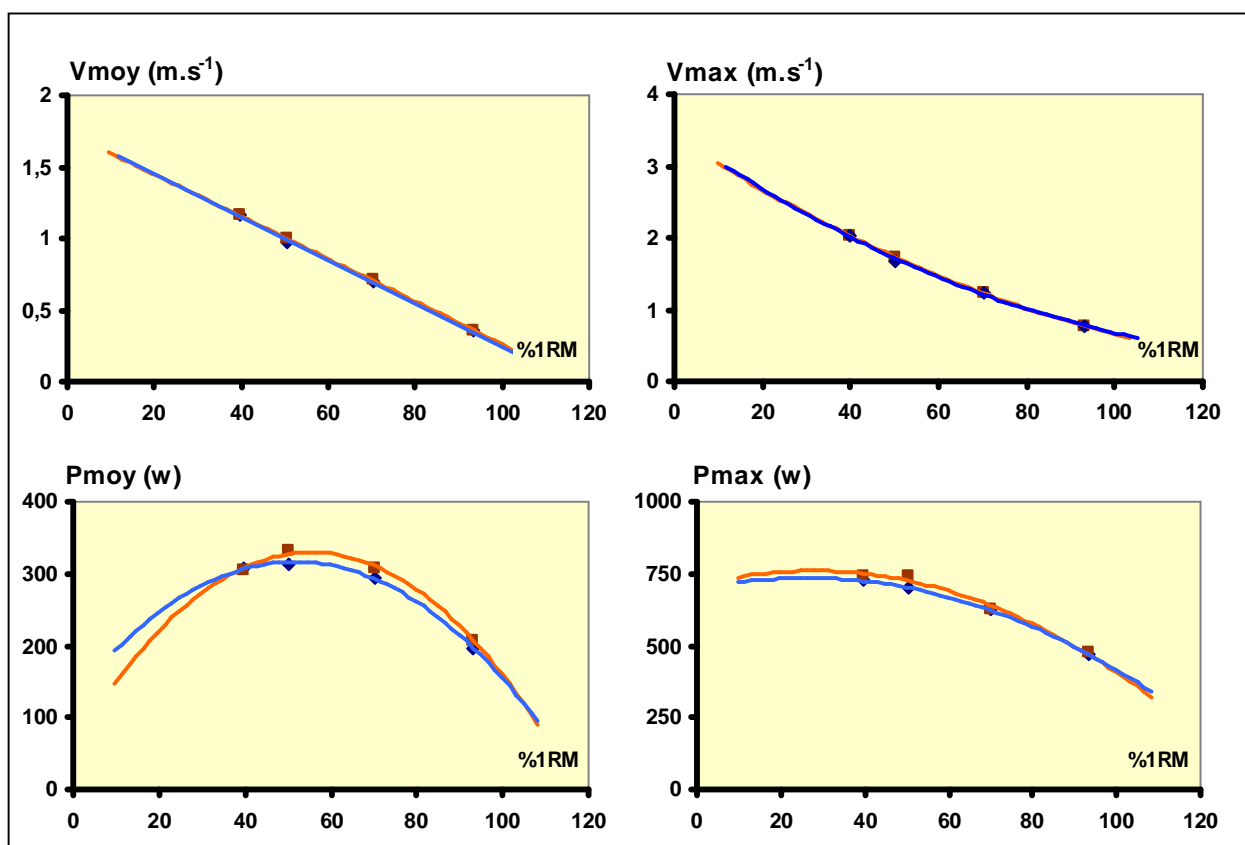


Figure V.4 – Performances iso-inertiels du groupe CONTROLE en pré- et en post-test.

Les performances du groupe CONTROLE restent stables et ce, quels que soient le paramètre et la charge iso-inertielle (Figure V.4).

L'analyse de courbes, n'a pas été présentée, car elle ne révèle aucune amélioration significative.

## b. Groupe FORCE

## ► Analyse des paramètres principaux (Figure V.5)

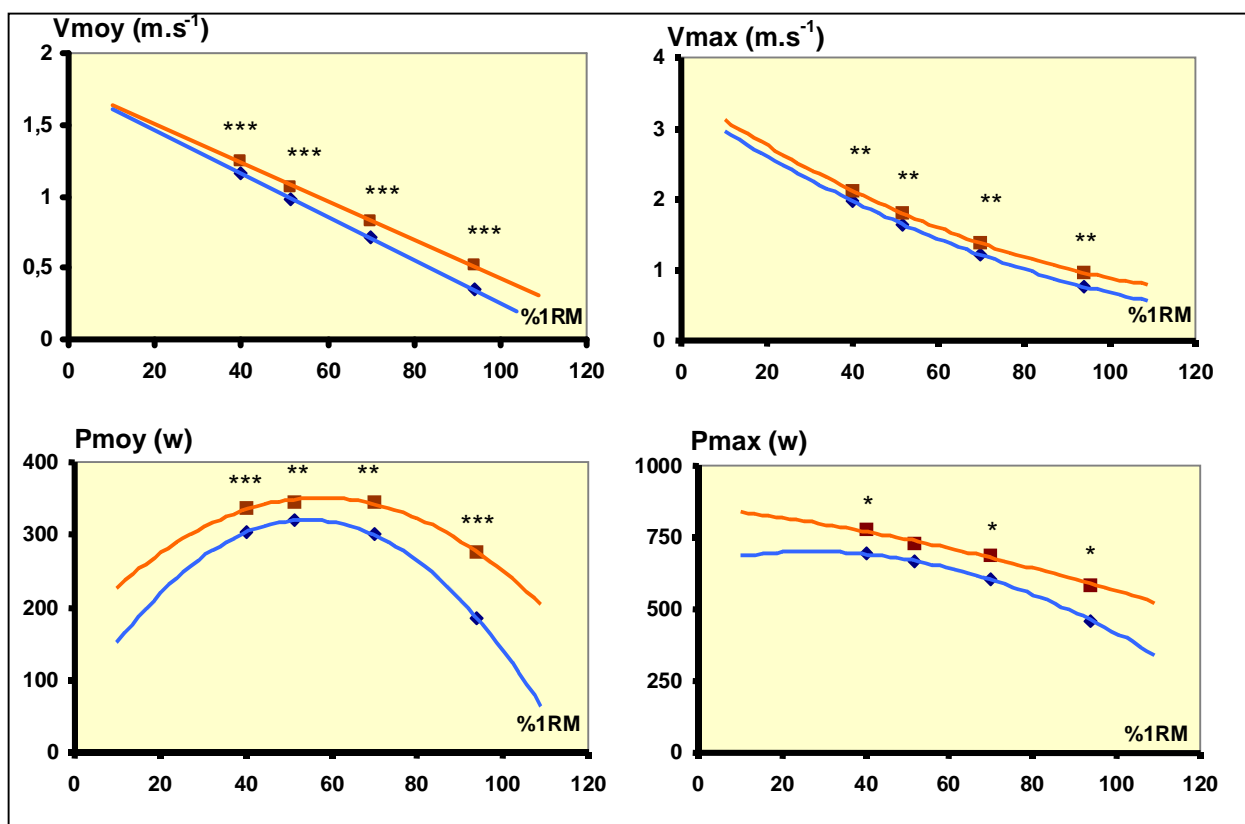


Figure V.5 – Performances iso-inertielles du groupe FORCE en pré-et en post-test.

Vmoy augmente très significativement pour les quatre charges ( $p < 0,001$ ). La différence (pré-test – post-test) s'élève avec la charge :  $+0,09\text{m.s}^{-1}$  (7 %) à 35 % du 1RM contre  $+0,16\text{m.s}^{-1}$  (47 %) à 95 % du 1RM).

La Vmax, également majorée à toutes les charges ( $p < 0,01$ ), présente des améliorations plus faibles à charge élevée (26 % à 95 % du 1RM).

Pmax augmente significativement à 35, 70 et 95 % du 1RM ( $p < 0,05$ ), mais pas à 50 % du 1RM.

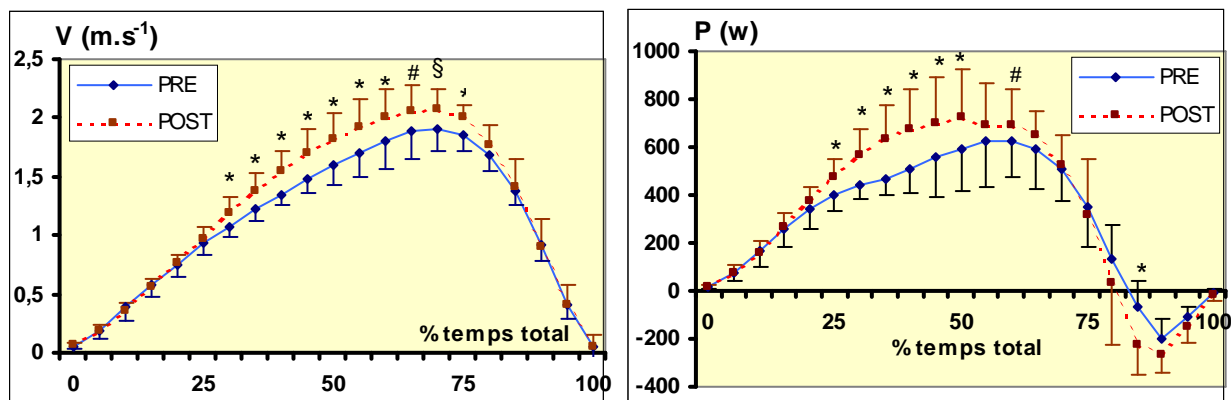
Pmoy révèle des améliorations très significatives pour toutes les charges ( $p < 0,01$ ) ; la majoration apparaît maximale pour la charge la plus élevée : elle passe ainsi de 185 à 276 watts à 95 % du 1RM (+49 %).

Tous les sujets du groupe FORCE parviennent, au terme d'un entraînement de 3 semaines, à développer une charge égale à 105 % du 1RM ; à ce niveau, la puissance maximale dépasse celle développée lors du pré-test à 95 % du 1RM.

► **Analyse des courbes (Figure V.6)**

L'analyse des courbes représente l'évolution de la vitesse et de la puissance lors d'un DC réalisé aux deux charges extrêmes (respectivement 35 et 95 % du 1RM) ; chaque paramètre est enregistré tous les 5 % de la durée totale du mouvement.

35 %



95 %

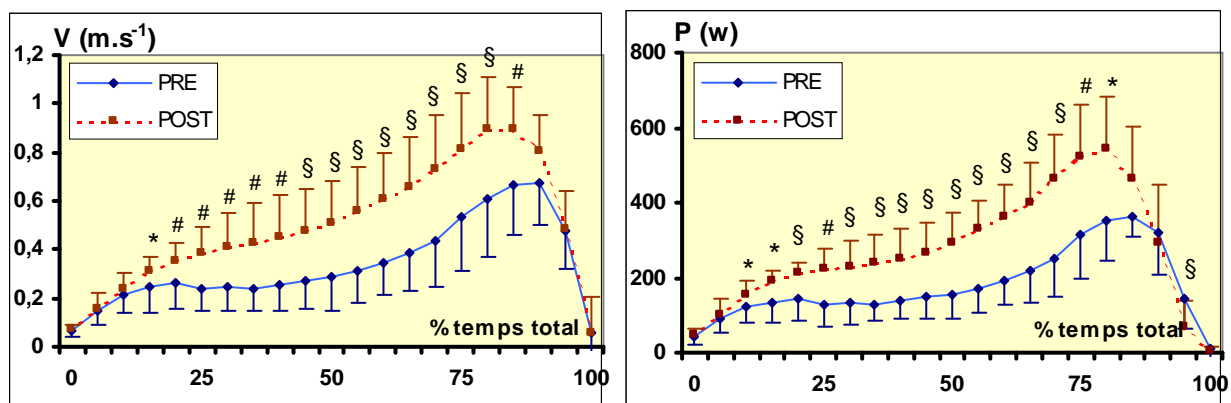


Figure V.6 – Evolution des paramètres vitesse et puissance au cours du DC réalisé aux deux charges extrêmes (35 et 95 % du 1RM) avant et après la période d'entraînement FORCE. Les différences significatives sont signalées par : \* $p < 0,05$  ; # $p < 0,01$  ; § $p < 0,001$ .

A 35 % du 1RM, l'amélioration de la vitesse et de la puissance se manifeste essentiellement durant le deuxième tiers du mouvement.

A 95 % du 1RM, l'amélioration de la vitesse et de la puissance apparaît plus précocement, respectivement après 10 et 15 % du temps total du mouvement ; cette augmentation perdue quasi pendant tout l'effort.

## c. Groupe VITESSE

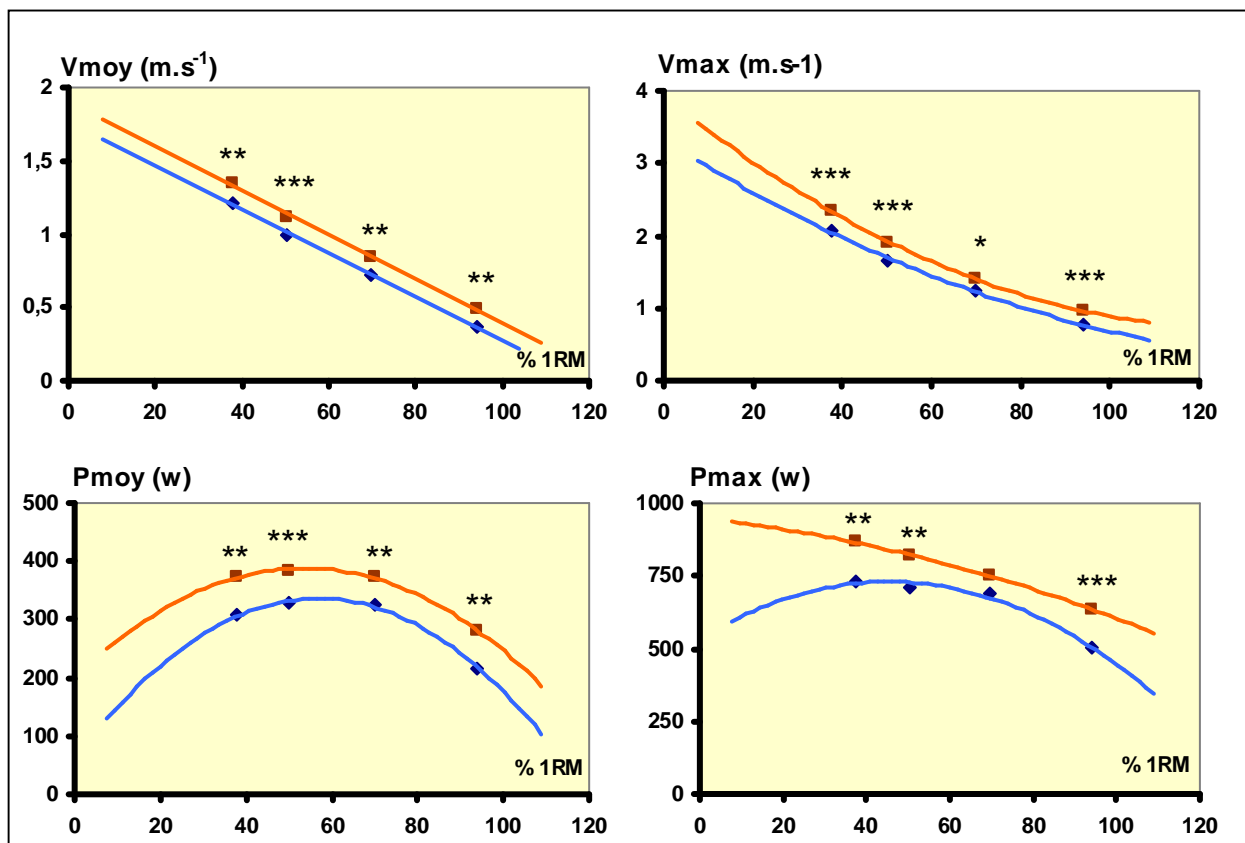
► *Analyse des paramètres principaux (Figure V.7)*

Figure V.7 – Performances iso-inertielles du groupe VITESSE en pré- et en post-test.

Suite à l'entraînement VITESSE, les paramètres V<sub>moy</sub> et V<sub>max</sub> augmentent et ce, pour toutes les charges. La différence, significative ( $p < 0,05$ ) à 70 % du 1RM, devient très significative pour les autres charges relatives ( $p < 0,01$ ).

L'amélioration pourcentuelle apparaît la plus élevée pour V<sub>moy</sub> à 95 % du 1RM (+31 %) ; par contre, l'amélioration absolue est maximale pour V<sub>max</sub> à 35 % du 1RM (+0,26m.s<sup>-1</sup>).

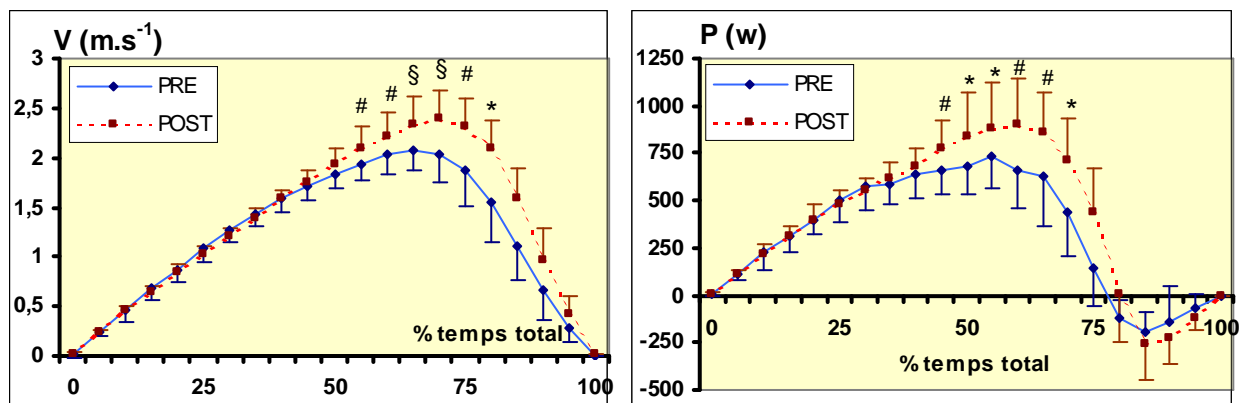
La puissance moyenne augmente très significativement ( $p < 0,01$ ) aux quatre charges, sans pour autant réellement modifier le profil de la relation ChR-P<sub>moy</sub>.

La puissance maximale augmente en post-test et ce, pour trois niveaux de charges : 35, 50 et 95 % du 1RM ( $p < 0,01$ ). Le profil de la relation ChR-P<sub>max</sub> se modifie suite à l'entraînement : c'est aux charges extrêmes que l'on observe les meilleures améliorations ; ainsi, la puissance maximale passe de 734 à 866 watts à 35 % du 1RM (+18 %) ; à 95 % du 1RM, elle passe de 501 à 635 watts (+27 %).

Seulement six sujets sur huit du groupe VITESSE parviennent, lors de la nouvelle évaluation, à soulever une charge atteignant 105 % du 1RM.

► **Analyse des courbes (Figure V.8)**

35 %



95 %

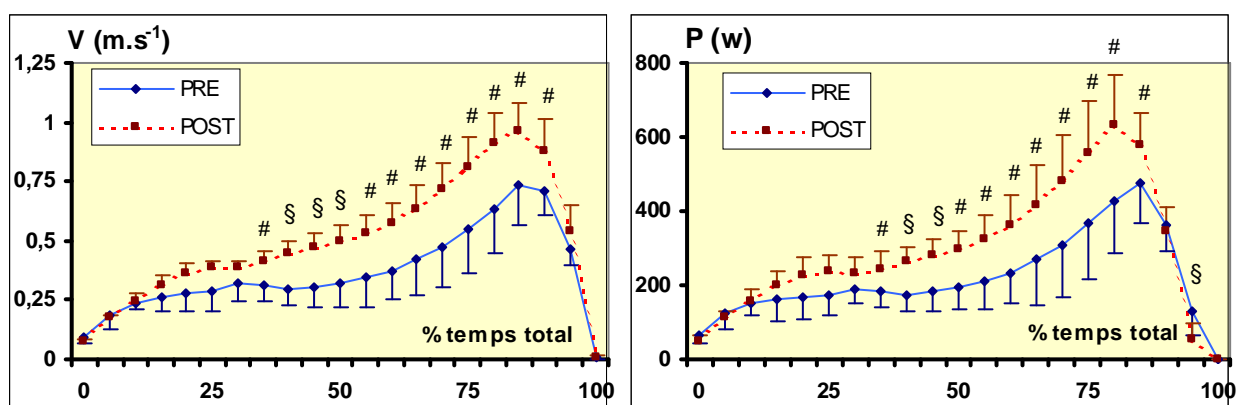


Figure V.8 – Evolution des paramètres vitesse et puissance au cours du DC aux deux charges extrêmes (35 et 95 % du 1RM) avant et après la période d'entraînement VITESSE.  
Les différences significatives sont signalées par : \* $p < 0,05$  ; # $p < 0,01$  ; § $p < 0,001$ .

A 35 % du 1RM, la vitesse et la puissance augmentent essentiellement durant la seconde partie du mouvement ; les valeurs maximales surviennent plus tardivement dans le mouvement.

A 95 % du 1RM, les améliorations de vitesse et de puissance apparaissent plus précocement, soit après 30 % du temps total du mouvement ; elles perdurent pratiquement jusqu'à la fin du DC.

#### d. Evolution de la pente

La pente représente l'évolution moyenne de la vitesse (exprimée en  $m.s^{-1}$ ) lorsque la charge augmente d'un kilogramme ; toute modification significative de la pente traduit une adaptation spécifique du profil Ch-vitesse.

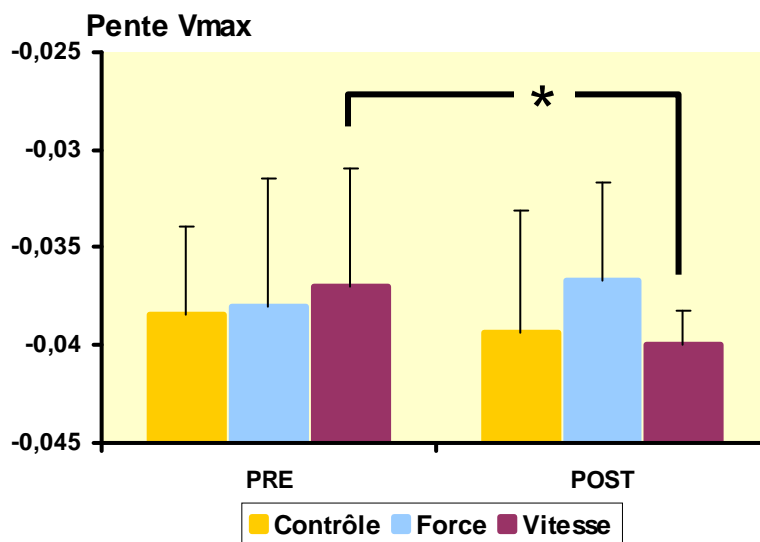


Figure V.9 – Pente de la relation Ch-Vmax en pré- et en post-test pour chaque population.

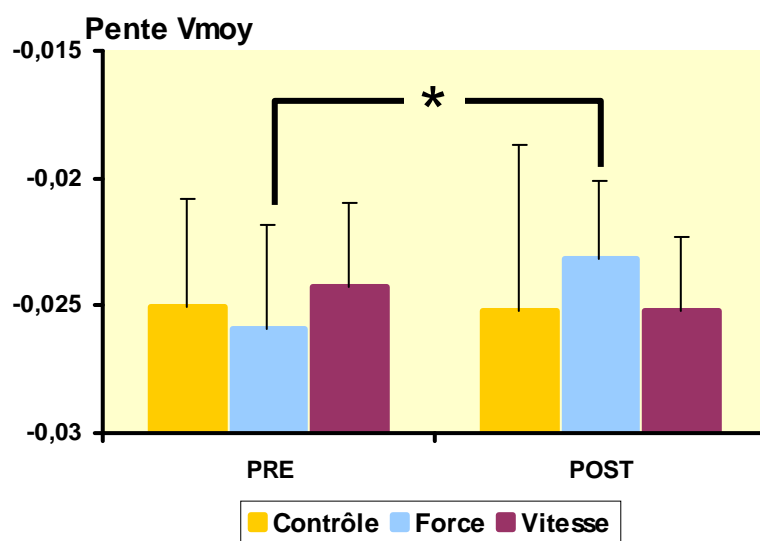


Figure V.10 – Pente de la relation Ch-Vmoy en pré-et en post-test pour chaque population.

L'étude des pentes des relations Ch-Vmax et Ch-Vmoy, avant et après l'entraînement, démontre une évolution différente selon sa spécificité.

Le groupe VITESSE démontre une diminution significative de la relation Ch-Vmax alors que le groupe FORCE présente une augmentation de la relation Ch-Vmoy.

Le groupe CONTROLE ne modifie jamais sa relation Ch-vitesse.

## II. Influence d'un entraînement en RESISTANCE sur la performance iso-inertielle

### 1. Comparaison des populations en pré-test (Figure V.11)

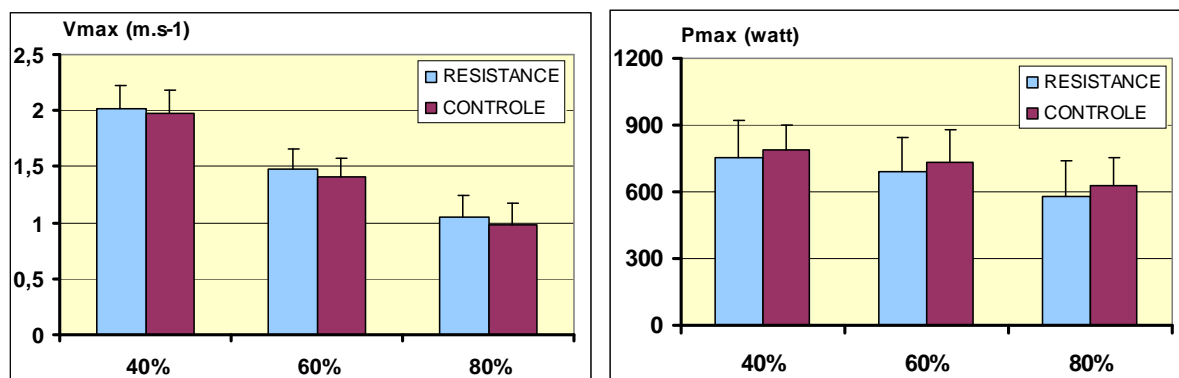


Figure V.11 – Vmax et Pmax en pré-test pour chaque groupe de l'étude FV.

Les 1RM s'élèvent à  $61 \pm 8$  kg pour le groupe RESISTANCE et à  $67 \pm 10$  kg pour le groupe CONTROLE. Dans l'étude RF, les deux populations présentent le même niveau de performance pour tous les paramètres à une même charge relative. A titre d'exemple, nous avons représenté l'évolution de Vmax et Pmax en fonction de la charge pour les deux groupes de l'étude.

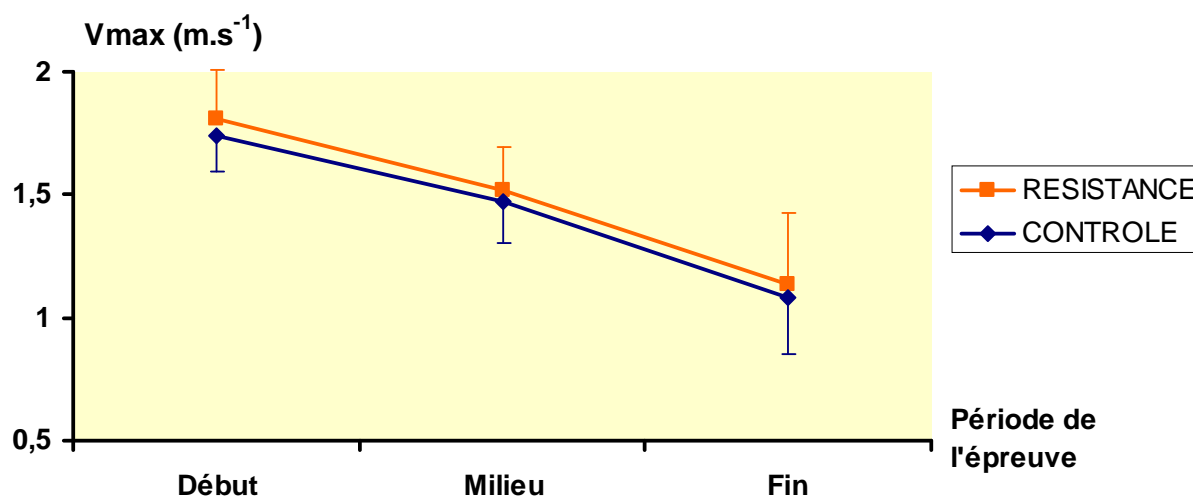


Figure V.12 – Evolution de Vmax au début, au milieu et à la fin de l'épreuve de résistance pour les deux groupes.

De même, la fatigabilité musculaire, ici exprimée et illustrée par la diminution de Vmax au cours de l'épreuve (Figure V.12), apparaît semblable dans les deux groupes avant la période d'entraînement.

## 2. Influence de l'entraînement sur le profil F-V-P

### a. Groupe CONTROLE

Le profil iso-inertiel F-V-P du groupe contrôle reste stable du pré- au post-test et, en conséquence, ne fait pas l'objet d'une présentation graphique.

### b. Groupe RESISTANCE (Figure V .13)

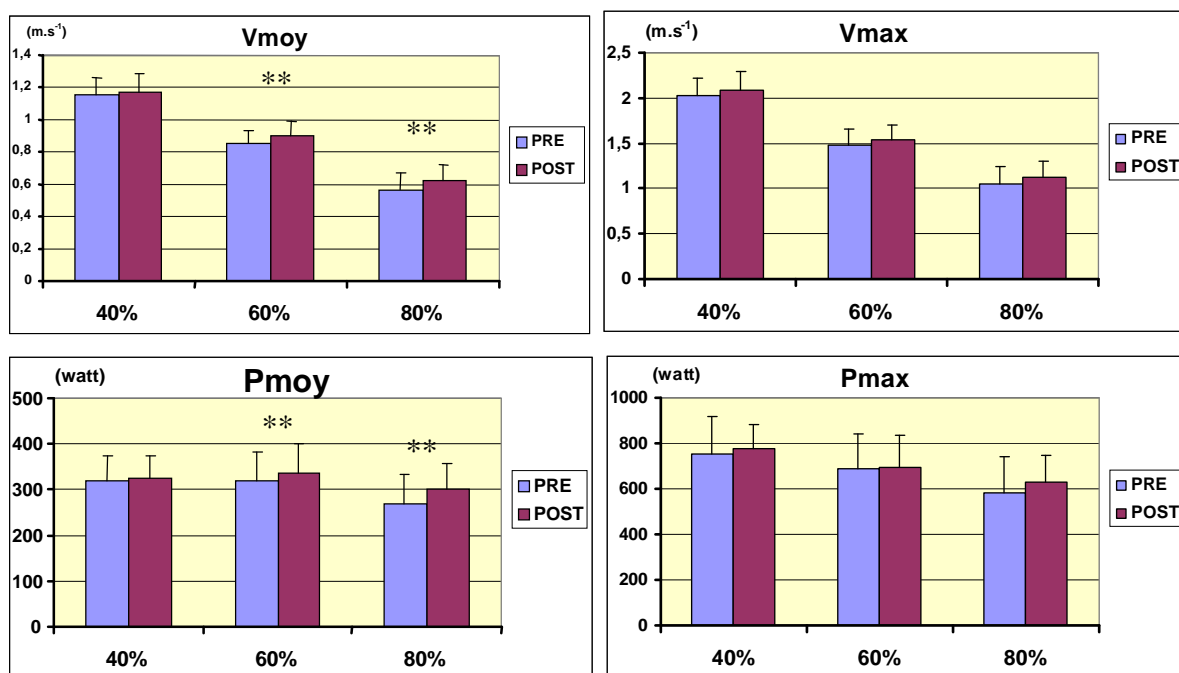
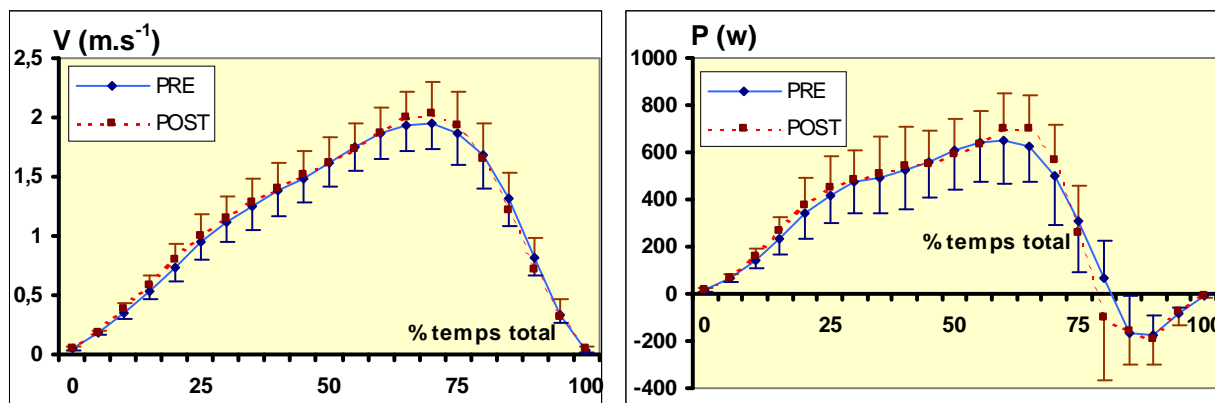


Figure V.13 – Comparaison des performances iso-inertielles maximales observées à chaque pourcentage du 1RM en pré- et en post-test pour le groupe RESISTANCE (\*\* p < 0,01).

L'entraînement de résistance ne modifie pas la performance iso-inertielle à 40 % du 1RM ; par contre, une amélioration (p < 0,01) apparaît à 60 et à 80 % du 1RM mais uniquement pour les mesures moyennes (Figure V.13).

► **Analyse des courbes (Figure V.14)**

## 40 % 1RM



## 80 % 1RM

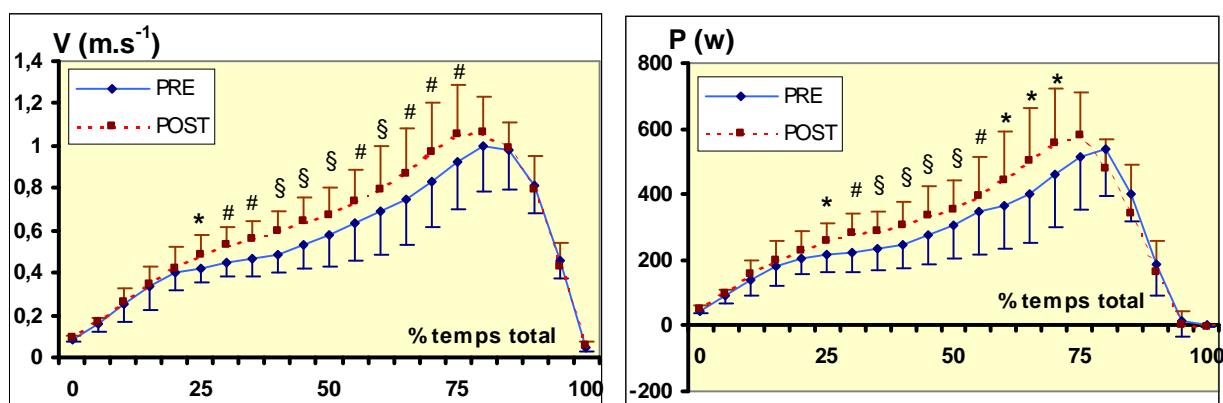


Figure V.14 - Comparaison de l'évolution des paramètres vitesse et puissance au cours du DC réalisé aux deux charges extrêmes (40 et 80 % du 1RM) avant et après la période d'entraînement, dans le groupe RESISTANCE. Les différences significatives sont signalées par : \*  $p < 0,05$  ; #  $p < 0,01$  ; §  $p < 0,001$ .

L'étude comparative des courbes de vitesse et de puissance à 40 et 80 % du 1RM s'avère particulièrement intéressante :

- A 40 % du 1RM, un entraînement en résistance ne modifie ni la vitesse ni la puissance du DC.
- Par contre, à 80 % du 1RM, le même entraînement permet les observations suivantes :
  - la vitesse augmente significativement de 25 % après 75 % du temps total de mouvement ;
  - la puissance augmente de 25 à 70 % du temps total du mouvement ;
  - le pic de puissance ( $T_{pmax}$ ) survient plus précocement ( $p < 0,01$ ) en post-test ; il passe ainsi de 80 à 75 % du temps total de mouvement.

### 3. Influence de l'entraînement sur la résistance à la fatigue

#### a. Groupe CONTROLE

Les performances au début, au milieu et à la fin de l'effort apparaissent identiques en pré- et en post-test pour tous les paramètres (Tableau V.5). Il en est de même pour toutes les valeurs moyennes relevées sur l'entièreté de l'épreuve. L'index de fatigue de Pmoy présente cependant une augmentation légèrement significative ( $p < 0,05$ ). Aucun autre index ne s'accompagne d'une modification significative.

Tableau V.5 – Comparaison des indices iso-inertiels de l'épreuve de résistance à la fatigue en pré- et en post-test pour le groupe CONTROLE (\*  $p < 0,05$ ).

		Début	Milieu	Fin	Moyenne	IF (%)
<b>Dmax (cm)</b>	PRE	49,4 [4,6]	48,3 [4,7]	46,2 [4,9]	47,9 [4,5]	<b>94 [5]</b>
	POST	49,7 [2,6]	48,8 [3,3]	47,1 [3,9]	48,5 [3,1]	<b>95 [3]</b>
<b>Vmoy (m.s<sup>-1</sup>)</b>	PRE	1,14 [0,08]	1,00 [0,08]	0,77 [0,12]	0,97 [0,07]	<b>68 [11]</b>
	POST	1,14 [0,08]	1,01 [0,09]	0,81 [0,14]	0,99 [0,10]	<b>71 [10]</b>
<b>Vmax (m.s<sup>-1</sup>)</b>	PRE	1,73 [0,12]	1,47 [0,12]	1,08 [0,18]	1,44 [0,12]	<b>62 [10]</b>
	POST	1,77 [0,14]	1,48 [0,17]	1,15 [0,23]	1,47 [0,16]	<b>65 [11]</b>
<b>Pmoy (watt)</b>	PRE	305 [27]	267 [26]	207 [38]	262 [28]	<b>68 [10]</b>
	POST	299 [30]	268 [32]	217 [46]	263 [33]	<b>72 [12]*</b>
<b>Pmax (watt)</b>	PRE	623 [61]	501 [60]	347 [83]	491 [66]	<b>56 [12]</b>
	POST	631 [79]	500 [74]	366 [91]	498 [75]	<b>57 [11]</b>

A titre d'exemple, la Figure V.15 illustre la stabilité de l'évolution de la Vmax tout au long de l'épreuve lors des pré- et post-tests.

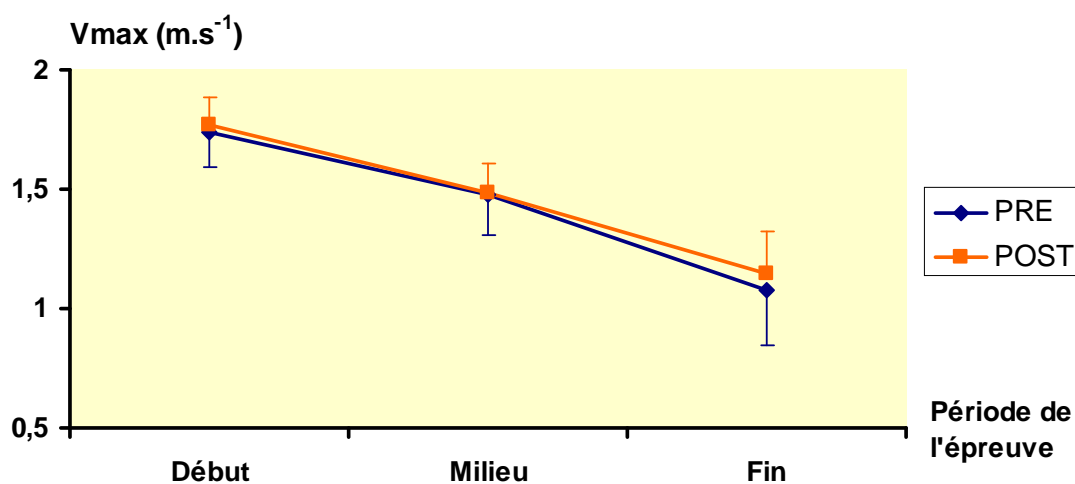


Figure V.15 – Evolution de Pmoy en pré- et en post-test pour le groupe contrôle.

## b. Groupe RESISTANCE

La Figure V.16 présente l'évolution de la Vmax durant F30 avant et après l'entraînement en résistance.

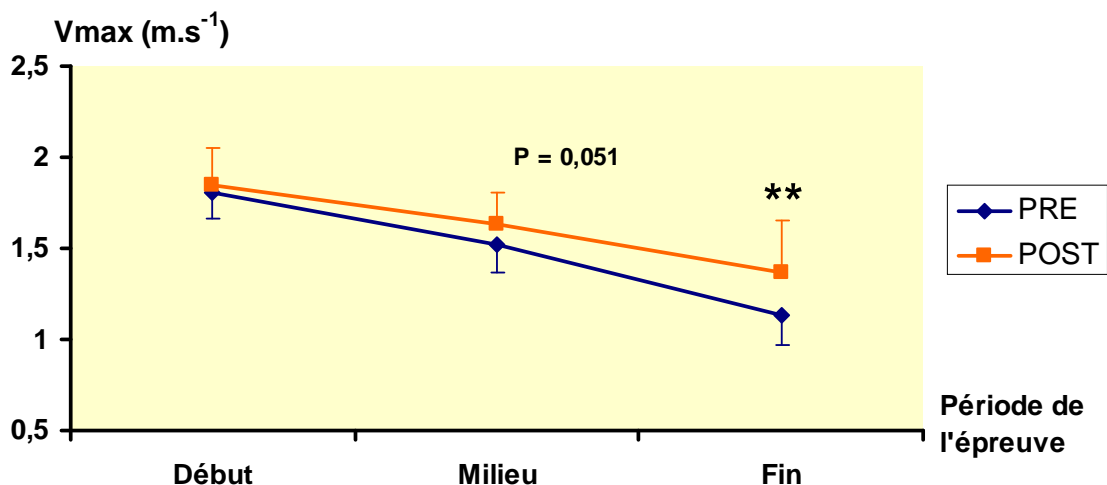


Figure V.16 – Evolution de Vmax en pré- et en post-test pour le groupe RESISTANCE.

L'entraînement ne modifie pas la performance maximale au début de l'effort, mais il permet son meilleur maintien tout au long et plus particulièrement à la fin de l'épreuve.

La vitesse (V<sub>moy</sub> et V<sub>max</sub>) et la P<sub>moy</sub> sont majorées à la fin de l'épreuve ( $p < 0,01$ ).

Le Tableau V.6 présente, pour le groupe RESISTANCE, les indices de fatigue des principaux paramètres iso-inertiels établis lors des pré- et post-tests.

Tableau V.6 – Comparaison des indices iso-inertiels de l'épreuve de résistance à la fatigue en pré- et en post-test pour le groupe RESISTANCE (\*  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$ ).

		Début	Milieu	Fin	Moyenne	IF (%)
Dmax (cm)	PRE	50,2 [3,7]*	48,4 [3,1]*	45,8 [3,6]	48,3 [3,2]*	91 [5]
	POST	46,7 [3,1]	46,5 [3,5]	45,3 [3,7]	46,4 [3,4]	97 [3]*
V <sub>moy</sub> (m.s <sup>-1</sup> )	PRE	1,17 [0,10]	1,03 [0,13]	0,81 [0,19]	1,01 [0,13]	69 [14]
	POST	1,20 [0,07]	1,12 [0,09]*	0,98 [0,11]**	1,11 [0,08]*	82 [6]**
V <sub>max</sub> (m.s <sup>-1</sup> )	PRE	1,81 [0,20]	1,52 [0,17]	1,14 [0,29]	1,50 [0,19]	63 [14]
	POST	1,84 [0,14]	1,63 [0,15]	1,36 [0,16]**	1,62 [0,14]*	74 [7]**
P <sub>moy</sub> (watt)	PRE	277 [49]	243 [48]	191 [55]	240 [48]	69 [14]
	POST	293 [43]	272 [41]*	239 [36]**	270 [39]*	82 [7]**
P <sub>max</sub> (watt)	PRE	584 [158]	474 [105]	354 [128]	474 [112]	62 [22]
	POST	611 [103]	505 [92]	410 [79]	511 [87]	68 [11]

Un entraînement spécifique de RESISTANCE améliore effectivement cette qualité en post-test. Les performances, en début d'effort, apparaissent identiques avant et après l'entraînement ; par contre, les performances de milieu et de fin d'effort s'améliorent ; ce meilleur maintien se traduit par une augmentation de l'index de fatigue.

Les mesures moyennes ( $P_{moy}$  et  $V_{moy}$ ) apparaissent plus sensibles à l'entraînement que les mesures maximales.

### ► Analyse des courbes

L'analyse comparative des courbes précise pour chaque population, l'évolution en pré-test et en post-test de la vitesse (Figure V.17) et de la puissance (Figure V.18), tout au long du mouvement et ce, respectivement pour les répétitions 3 et 29 de l'épreuve de résistance à la fatigue.

Après un entraînement de résistance de 5 semaines, au début de l'effort (R3), la performance n'est pas modifiée ; par contre, en fin d'effort (R29), la vitesse et la puissance augmentent tout au long du mouvement pour le groupe RESISTANCE.

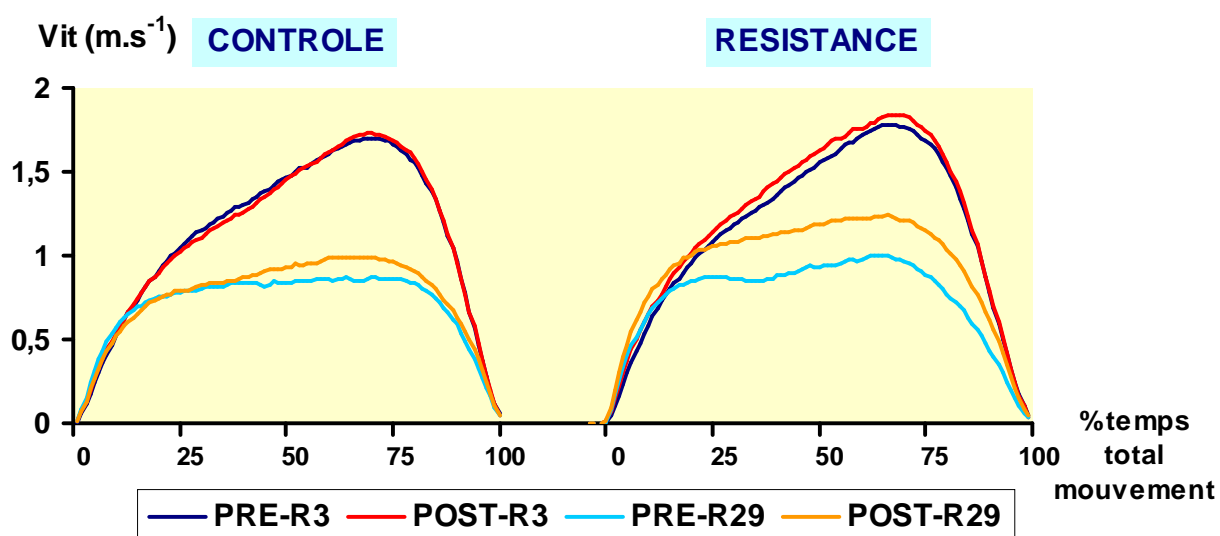


Figure V.17 – Evolution de la vitesse en pré-test et en post-test tout au long du mouvement lors des répétitions 3 et 29 de l'épreuve de résistance.

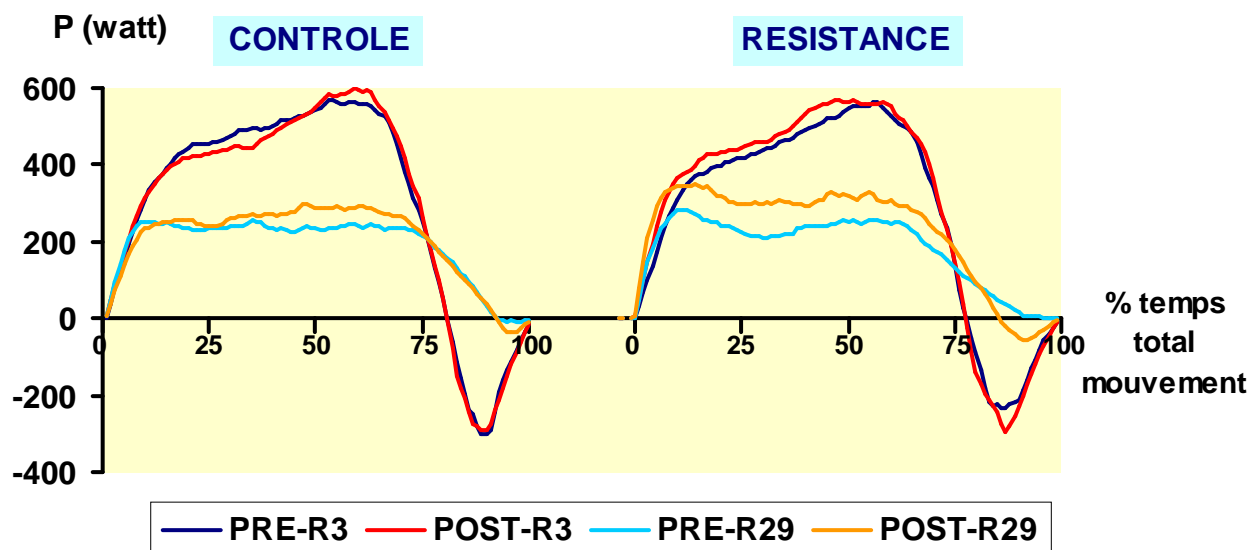


Figure V.18 – Evolution de la puissance en pré-test et en post-test tout au long du mouvement lors des répétitions 3 et 29 de l'épreuve de résistance.

## D. Discussion

### I. Influence d'un entraînement en force ou en vitesse

#### 1. Justification du protocole

Tout entraînement (efficace) devrait respecter plusieurs critères [Mazzetti et al., 2000 ; ACSM, 2002 ; Kraemer et Ratamess, 2004] :

- ▶ un échauffement préalable ;
- ▶ une récupération suffisante entre chaque série de répétitions ;
- ▶ idéalement, la présence d'un entraîneur qui contrôle l'exécution du programme, prodigue divers conseils techniques et répète régulièrement les consignes.

Dans ces conditions, un entraînement de plusieurs semaines provoque chez le débutant une amélioration fonctionnelle, déjà perceptible après 3 à 6 semaines [Bell et al., 1992 ; Abernethy et Jürimäe, 1996 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Carroll et al., 2002 ; Tesch et al., 2004].

La fréquence (2-3 fois par semaine) des entraînements correspond à celle habituellement conseillée chez le débutant [Ross et Leverit, 2001 ; ACSM, 2002]. Un nombre supérieur provoquerait une fatigue chez des sujets non-initiés ; un nombre inférieur pourrait s'avérer insuffisant sur une période limitée de six semaines [ACSM, 2002]. Les séances, réparties sur toute la semaine, sont généralement espacées de 48 heures et parfois seulement de 24 heures dans quelques cas exceptionnels.

L'entraînement en **FORCE** améliore effectivement la force maximale. Les charges varient entre 80 et 100 % du 1RM [Miller, 1997b ; Cronin et al., 2002 ; Kraemer et Ratamess, 2004]. Une série de répétitions à 60 % du 1RM sera réalisée en guise d'échauffement. Le travail se déroule en mode pyramidal ascendant à base étroite et devient, au fil des semaines, de plus en plus qualitatif : le nombre de répétitions diminue et les charges augmentent jusqu'à 98 %, valeur très proche du 1RM initial. Cette planification, surtout lors d'un entraînement à long terme, se révélerait plus bénéfique que celle d'un travail uniforme, [Willoughby, 1993 ; Stone et al., 2000 ; ACSM, 2002 ; Stone et al., 2003].

Les charges du programme **VITESSE** varient entre 25 et 50 % du 1RM. Théoriquement, le travail de la vitesse maximale nécessite des charges légères, souvent inférieures à 30 % du 1RM [Miller, 1997b]. Notre registre de charges devrait améliorer la vitesse mais aussi la puissance maximale [Häkkinen, 1989 ; Cronin et al., 2000 ; Kraemer et Ratamess, 2004 ; Crewther et al., 2005]. Le travail pyramidal descendant aborde les charges faibles à la fin de l'entraînement. Le nombre de séries augmente et les charges diminuent afin d'obtenir, à la fin du programme, une vitesse maximale [Miller, 1997b]. Au fil des semaines, le nombre de séries avec charges faibles augmente progressivement tandis que le nombre de répétitions par série diminue. Ces multiples et courtes séries sollicitent essentiellement la composante vitesse du mouvement.

Les programmes mono- et multiséries ont fait l'objet de divers travaux, dont les résultats rapportent soit la même efficacité [Starkey et al., 1996 ; Hass et al., 2000 ; Carpinelli, 2002], soit la supériorité des

programmes multiséries [Berger, 1962 ; Borst et al., 2001 ; Marx et al., 2001 ; Kemmler et al., 2004 ; Munn et al., 2005]. La supériorité du travail mono-série n'ayant jamais été démontrée, son utilisation serait uniquement justifiée lorsque le volume horaire dévolu à la musculation est limité (sports collectifs, par exemple) [Carpinelli, 2002 ; Munn et al., 2005]. Le volume total de l'entraînement devrait atteindre un certain seuil pour entraîner des adaptations musculaires [Carpinelli et al., 2004], nous avons choisi un entraînement comportant plusieurs séries.

Les consignes prodiguées peuvent s'avérer déterminantes : il apparaît indispensable de travailler avec une intention de vitesse, et ce, que la charge soit faible ou élevée [Morrissey et al., 1998 ; Fielding et al., 2002 ; Pereira et Gomes, 2003a ; Cronin et Sleivert, 2005 ; Munn et al., 2005]. Le mouvement doit généralement être initié avec la vitesse la plus élevée possible [Behm et Sale, 1993 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Wilson et al., 1996a ; Blazevich et Jenkins, 2002]. Nous avons demandé à tous nos sujets (FORCE et VITESSE) d'adopter une stratégie où la vitesse maximale se manifeste à la fin de l'extension ; cette modalité de travail se rapproche ainsi de celle des lancers et par ailleurs, elle limiterait les risques lésionnels liés à l'augmentation initiale brutale de la force.

La **planification** de l'entraînement comporte deux macrocycles progressifs de trois semaines ; deux semaines de repos actif (quatrième et septième) permettent une supercompensation [Weineck, 1990 ; Vrijens, 1992 ; Bompa, 1999]. Une charge de travail excessive favoriserait un surentraînement [Foster., 1999 ; Jidovtseff et Crielaard, 2001]. Une réévaluation du 1RM après trois semaines autorise un ajustement optimal des charges ; en effet, un travail monotone se révélerait moins efficace, et altérerait la motivation des participants [Stone et al., 2000].

Le **volume de l'entraînement** a été imposé : chaque sujet, qu'il soit dans le groupe FORCE ou VITESSE, soulève exactement le même volume de son 1RM. La détermination pondérée et rigoureuse des répétitions et des séries lors de chaque modalité permet d'obtenir deux entraînements spécifiques, respectant scrupuleusement la même charge de travail. Indépendamment de sa spécificité, le seul volume de l'entraînement pourrait favoriser des améliorations différentes [Kraemer et al., 2000 ; Marx et al., 2001 ; ACSM, 2002]. Un volume élevé provoque, à long terme, des améliorations de la force, de la puissance, de la vitesse maximales et une hypertrophie musculaire, ainsi qu'une diminution du pourcentage de graisse plus nette par rapport à celles induites par un volume de travail plus faible [Kraemer et al., 2000]. Cependant, au-delà d'un volume minimum, de petites variations entre les programmes d'entraînement n'influenceraient guère leur efficacité [Carpinelli et al., 2004].

## 2. Effets de l'entraînement

L'évaluation musculaire, essentielle pour de nombreuses disciplines, ne devrait jamais se limiter à la seule mesure de la force maximale (1RM). L'évaluation iso-inertielle des relations F-V-P constitue une approche originale appréciant les effets d'un entraînement spécifique.

Les performances iso-inertielles du groupe **CONTROLE** demeurent stables entre le pré- et le post-test, démontrant l'absence de tout effet de **familiarisation**. Une accoutumance préalable aux modalités d'évaluation est régulièrement recommandée chez le débutant, surtout lors de mouvements complexes [Kroll, 1961 ; Brown et Weir, 2001]. Cette précaution et une stricte standardisation protocolaire expliquent probablement la stabilité du groupe CONTROLE. Une familiarisation préalable insuffisante aurait pu entraîner une amélioration indésirable des performances [Hortobagyi et Katch, 1990a].

A ce stade de la discussion, il importe de bien distinguer deux termes : la familiarisation et l'effet d'apprentissage.

La **familiarisation** définit une accoutumance rapide, liée aux conditions expérimentales, et au mouvement, qui peut améliorer (plus ou moins significativement) la performance [Kroll, 1961 ; Wrigley et Strauss, 2000 ; Brown et Weir, 2001]. Pour réduire cet effet de familiarisation au moment de l'évaluation, nous exigeons :

- ▶ une position standardisée lors de chaque répétition ;
- ▶ une exécution correcte ;
- ▶ l'intention de développer un effort maximal et uniforme.

Le risque de familiarisation justifie la réalisation préliminaire d'une **séance d'accoutumance**.

L'**effet d'apprentissage** correspond aux améliorations non spécifiques directement liées à la répétition régulière d'un exercice [Rutherford et Jones, 1986 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Cronin et al., 2002]. Cet effet se manifeste particulièrement chez le sujet non initié au début de son programme d'entraînement [Häkkinen, 1989].

Six semaines d'entraînement provoquent, pour les groupes VITESSE et FORCE, des améliorations à tous les niveaux de charge, mêmes celles qui ne sont pas spécifiques. La majoration moyenne des performances de 19 % (7 à 49 %), correspond à celle déjà observée chez le débutant après 6 semaines d'entraînement [Newton et al., 2002]. Les adaptations neuromusculaires générales s'expliqueraient par la réalisation régulière du DC et le volume de travail élevé.

Si la répétition gestuelle est suffisante, l'initiation d'un entraînement provoque des adaptations physiologiques d'origine spinale ou corticale, indépendantes de sa spécificité [Carroll et al., 2001], entraînant, après quelques semaines, un meilleur contrôle du mouvement [Remple et al., 2001 ; Carroll et al., 2002]. L'apprentissage technique du développé couché pourrait influencer les performances iso-inertielles en améliorant la fluidité du geste et/ou la technique respiratoire et/ou la stratégie du développement initial de la force.

Le volume important de l'entraînement (correspondant à ~275 RM) explique son efficacité. Chez le débutant, l'augmentation de la force résulterait tout d'abord d'adaptations nerveuses puis, secondairement, d'une hypertrophie [Moritani et Devries, 1979 ; Häkkinen et al., 1989 ; Kraemer et al., 1996 ; Portero et Maïsetti, 2004]. Durant les six à huit premières semaines d'un entraînement, l'activité électromyographique plus élevée s'expliquerait par le recrutement supérieur des UM et/ou une augmentation de la fréquence des décharges [Kraemer et al., 1996 ; Häkkinen et al., 1998 ; Sale, 2003 ; Tesch et al., 2004]. L'activité agoniste supérieure s'accompagnerait d'une réduction simultanée de la co-activation antagoniste [Häkkinen, 1989 ; Aagaard et al., 1996 ; Häkkinen et al., 1998 ; Pousson et al., 1999 ; Cronin et al., 2002 ; Sale, 2003 ; Kyröläinen et al., 2005]. Ces adaptations nerveuses expliqueraient les gains de force en améliorant la coordination intra- et inter-musculaire [Almasbakk et Hoff, 1996 ; Portero et Maïsetti, 2004]. Certains sujets débutants, incapables de solliciter correctement leur musculature avant l'entraînement, posséderaient une réserve fonctionnelle plus importante, expliquant les gains initiaux supérieurs de force [Häkkinen, 1989].

L'influence d'un entraînement spécifique sur la relation F-V apparaît quelque peu contradictoire [Morrissey et al., 1995 ; Pereira et Gomes, 2003a]. Certaines études rapportent que les améliorations

isocinétiques sont plus significatives à proximité de la vitesse d'entraînement [Caiozzo et al., 1981 ; Coyle et al., 1981 ; Bell et al., 1992 ; Aagaard et al., 1994 ; Aagaard et al., 1996 ; Pousson et al., 1999], suggérant une relative spécificité des gains musculaires. D'autres, par contre, démontrent des améliorations non seulement aux vitesses d'entraînement mais aussi pour d'autres vitesses angulaires [Kanehisa et Miyashita, 1983 ; Behm et Sale, 1993b ; Abernethy et Jürimäe, 1996 ; Moss et al., 1997 ; Ferri et al., 2003]. Ces résultats ambigus pourraient s'expliquer par la diversité des protocoles. La modalité d'entraînement ne correspond pas toujours à celle de l'évaluation et les consignes n'ont pas toujours été clairement formulées. De manière générale, on considère que les gains apparaissent plus importants aux vitesses d'entraînement, et que le transfert vers d'autres vitesses sera plus ou moins significatif selon le contexte [Behm et Sale, 1993b ; Morrissey et al., 1995 ; Pereira et Gomes, 2003a].

L'instruction prodiguée avant l'effort pourrait s'avérer déterminante [Yue et Coyle, 1992 ; Behm et Sale, 1993b ; Cronin et al., 2002 ; Crewther et al., 2005]. L'adaptation musculaire dépendrait plus de l'intention gestuelle de vitesse que de la vitesse réellement développée [Behm et al., 1993b]. Cette intention d'aller le plus vite possible provoque des améliorations pour toutes les charges, même celles qui ne sont pas spécifiques [Behm et sale, 1993b ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Blasevich et Jenkins , 2002]. D'après ce concept, les adaptations dépendraient plus de la commande motrice que de la contraction réalisée [Behm et Sale, 1993]. Un entraînement mental isolé pourrait même améliorer la force [Yue et Coyle, 1992].

Lorsque l'on demande d'aller le plus vite possible, qu'il s'agisse d'un entraînement en force ou en vitesse, les améliorations s'observent pour toutes les charges [Morrissey et al., 1995 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Moss et al., 1997 ; Blasevich et Jenkins, 2002]. Le transfert pourrait cependant rester spécifique au mode de contraction, malgré une même intention ; l'intention dynamique lors d'un travail isométrique ne se répercuterait pas vers le travail concentrique [Wilson et al., 1994].

Nos deux groupes FORCE et VITESSE ont reçu comme instruction d'accélérer la barre tout au long du mouvement, afin de développer une vitesse maximale. Cette seule instruction pourrait-elle expliquer les améliorations observées à tous les niveaux de charge ?

Même si des améliorations surviennent à plusieurs niveaux de la relation F-V, nos résultats révèlent que les améliorations les plus évidentes correspondent aux charges spécifiquement utilisées lors de l'entraînement. L'instruction seule ne peut donc pas justifier toutes les améliorations. La spécificité de l'entraînement liée à la charge, décrite par de nombreux auteurs, est donc confirmée [Wilson et al., 1993 ; Morrissey et al., 1995 ; Duchateau, 1997].

L'entraînement FORCE améliore surtout les performances iso-inertielles aux charges lourdes : la majoration dépasse 45 % à 95 % du 1RM pour la vitesse et la puissance moyenne, alors qu'elle reste inférieure à 10 % (7,4 et 7,1 % respectivement) à 35 % du 1RM. De plus, tous les sujets du groupe FORCE parviennent à développer une charge de 105 % du 1RM, contre seulement 6 des 8 sujets du groupe VITESSE. Les charges lourdes ( $\geq 80$  % du 1RM) d'un entraînement améliorent principalement la force maximale [Atha, 1981 ; Wilson et al., 1993 ; Almasbackk et Hoff, 1996 ; Miller, 1997b ; Kraemer et Ratamess, 2004]. Cette modalité de travail apparaît plus efficace, comparativement à d'autres (puissance, plyométrie, endurance musculaire, ...), pour augmenter la FIM ou le 1RM [Wilson et al., 1993 ; Almasbakk et Hoff, 1996 ; Wilson et al., 1996a ; Moss et al., 1997].

Suite à l'augmentation de la force, les charges du post-test (fixées en fonction du 1RM initial) atteignent un pourcentage plus faible de la force maximale. Le seul déplacement de la courbe charge –vitesse vers

la droite justifierait des vitesses supérieures aux charges légères. Outre ce glissement, la pente de la relation Ch-Vmoy augmente, traduisant une amélioration plus importante pour les charges élevées.

En raison de la durée limitée (6 semaines) de notre entraînement, l'augmentation de la force, serait surtout liée à des facteurs neurologiques [Häkkinen, 1989 ; Enoka, 1997 ; Widrick et al., 2002] qui surviendraient à l'étage spinal et supra-spinal, en modifiant probablement l'influx nerveux provenant du cortex moteur, l'excitabilité des motoneurones, ou encore l'inhibition de certains neurones pré-synaptiques [Häkkinen, 1989 ; Aagaard et al., 2002]. Certaines modifications concerneraient également le muscle lui-même [Staron et al., 1994]. L'entraînement en FORCE, même limité (5 semaines) pourrait induire une hypertrophie [Tesch et al., 2004] principalement des fibres rapides [Staron et al., 1994 ; Kraemer et al., 1996 ; McCall et al., 1996]. Deux séances d'entraînement en F-V suffisent pour augmenter la quantité d'ARNm codant pour les MHC rapides [Caiozzo et al., 1996]. D'autres mécanismes, indépendants de l'hypertrophie, peuvent intervenir : a) une augmentation de la force générée par chaque pont A-M [Fitts et al., 1991 ; Widrick et al., 2002] ; b) une augmentation de l'excitabilité de la membrane [Hicks et al., 1992].

Certains facteurs structurels, comme une augmentation de l'angle de pennation et une modification des fibres musculaires (augmentation des MHC rapides et/ou des fibres IIa ; diminution des fibres IIb), pourraient justifier les améliorations du groupe FORCE [Staron et al., 1990 ; Staron et al., 1994 ; Kraemer et al., 1996 ; McCall et al., 1996 ; Aagaard et al., 2001 ; Liu et al., 2003].

L'entraînement **VITESSE** améliore les performances iso-inertielles pour toutes les charges, mais il s'avère le plus efficace aux charges les plus faibles. L'augmentation de la vitesse et de la puissance varie de 11 à 19 % dans le groupe VITESSE et de 7 à 12 % dans le groupe FORCE. L'augmentation pourcentuelle des quatre principaux paramètres ( $V_{max}$ ,  $V_{moy}$ ,  $P_{max}$ ,  $P_{moy}$ ), à chaque niveau de charge, démontre que l'entraînement VITESSE s'avère plus efficace aux charges de 35 et 50 % du 1RM que l'entraînement FORCE ( $p < 0,01$ ). Les gains relatifs restent plus modérés que ceux à 95 % du 1RM, mais la traînabilité de la vitesse serait inférieure à celle de la force [Thomis et al., 1990 ; Weineck, 1990 ; Missitz et al., 2004]. Si l'on considère les améliorations absolues, les gains du groupe VITESSE à 35 et 50 % du 1RM (respectivement + 0,27 et + 0,24  $m.s^{-1}$ ) dépassent ceux du groupe FORCE à 70 et 95 % du 1RM (+ 0,16  $m.s^{-1}$  et + 0,2  $m.s^{-1}$ ).

L'amélioration de la force n'explique pas de manière déterminante celle de la vitesse. Rappelons l'absence de relation entre la vitesse maximale et la force [Sasaki et Ishii, 2005]. L'augmentation de la vitesse se caractérise par un accroissement de l'activité électromyographique et de la fréquence de stimulation des unités motrices [Häkkinen et al., 1985ab ; Behm et Sale, 1993b ; Van Cutsem et al., 1998 ; Sale, 2003]. Les adaptations liées à l'entraînement VITESSE pourraient recruter plus spécifiquement les unités motrices rapides [Coyle et al., 1981]. Cette hypothèse n'a pas été confirmée car, même après un entraînement en VITESSE, l'ordre de recrutement des UM n'est pas modifié [Duchateau et Hainaut, 1981 ; Enoka et Fuglevand, 2001 ; Van Cutsem et al., 1998]. Leur seuil d'activation deviendrait par contre plus faible [Van Cutsem et al., 1998]. L'entraînement VITESSE augmenterait la fréquence de survenue de « doublets » correspondant à deux PA se succédant à très bref intervalle [Van Cutsem et al., 1998]. Certaines modifications de synergie et d'activation agonistes / antagonistes pourraient également intervenir [Häkkinen et al., 1998]. Les faibles charges de l'entraînement VITESSE (25 à 50 % du 1RM) ne favorisent guère l'hypertrophie [Häkkinen, 1989 ; Fry, 2004] ; d'autres modifications devraient justifier les améliorations particulièrement élevées de la vitesse. Un travail à vitesse élevée réduirait l'angle de pennation et augmenterait la longueur du fascicule

[Kumagai et al., 2000]. La vitesse de contraction et de relâchement des UM augmente dans les suites d'un entraînement dynamique (30-40% FIM) [Duchateau et Hainaut, 1981]. La cinétique de libération de repompage du  $Ca^{++}$  par le RS pourrait jouer un rôle déterminant [Duchateau et Hainaut, 1981 ; Duchateau et Hainaut, 1984]. L'entraînement VITESSE pourrait également modifier l'activité ATPasique des myofibrilles [Bell et al., 1992] mais aussi la teneur en fibres rapides [Bell et al., 1992 ; Hortobagyi et al., 1996 ; Liu et al., 2003].

La spécificité de l'entraînement iso-inertiel n'apparaît pas évidente [Almasbakk et Hoff, 1996 ; Moss et al., 1997 ; Blasevich et Jenkins, 2002 ; Jidovtseff et al., 2004] ; les entraînements FORCE et VITESSE améliorent aussi efficacement les performances iso-inertielles à 70 % du 1RM. Par ailleurs, à 95 % du 1RM, les améliorations des paramètres maximaux (Pmax et Vmax) apparaissent identiques pour les deux groupes, alors que les améliorations des paramètres moyens (Pmoy et Vmoy) sont plus élevées pour le groupe FORCE. Comment une différence aussi nette entre les paramètres moyens ne se répercute-t-elle pas sur les valeurs maximales ? Si l'on étudie les seuls paramètres moyens ou les seuls paramètres maximaux, les conclusions pourraient s'avérer différentes ! Certaines recherches, analysant les seuls paramètres moyens ou maximaux [Almasbakk et Hoff, 1996 ; Moss et al., 1997 ; Newton et al., 1997 ; Izquierdo et al., 1999 ; Baker, 2001 ; Baker et al., 2001], ne seraient pas assez complètes et/ou rigoureuses... Lors d'une évaluation iso-inertielle, l'effort se caractérise par sa vitesse, son amplitude, son accélération, sa décélération, et l'analyse d'un paramètre isolé se révélera souvent insuffisante...

L'analyse des courbes (vitesse et puissance), généralement peu analysées dans un contexte d'évaluation, devrait apprécier plus spécifiquement les effets de l'entraînement. L'analyse de courbes isocinétiques décèle parfois des anomalies non relevées par les paramètres chiffrés classiques [Croisier et Crielaard, 1999b ; Ayalon et al., 2002]. L'analyse biomécanique des courbes iso-inertielles apprécie différentes modalités d'un même exercice ; par exemple l'influence du contre-mouvement et de la projection lors d'un DC [Newton et al., 1997 ; Walshe et al., 1998 ; Cronin et al., 2000 ; Cronin et al., 2001 ; Jidovtseff et al., accepté].

L'analyse des courbes iso-inertielles n'a, à notre connaissance, jamais étudié les effets spécifiques de l'entraînement. Cette approche pourrait cependant révéler des informations pertinentes, voire cruciales non exprimées par les seuls paramètres chiffrés classiques. L'intérêt d'une analyse qualitative isométrique dans le suivi de l'entraînement a été démontré [Häkkinen et al., 1985a,b]. Un entraînement plyométrique ne modifie pas la force isométrique maximale [Häkkinen et al., 1985a,b] ; par contre, l'analyse de courbes révèle une augmentation de son taux de développement. Inversement, un entraînement de force améliore la force maximale, sans modifier son taux de développement [Häkkinen et al., 1985a,b].

Les courbes représentent l'évolution de la vitesse et de la puissance tous les 5 % du mouvement total aux deux charges extrêmes (35 et 95 % du 1RM). Cette approche originale fournit des renseignements complémentaires sur les effets spécifiques de l'entraînement.

Comparativement au groupe VITESSE, l'entraînement FORCE augmente plus précocement la vitesse et la puissance ; ce phénomène, observé pour chaque charge, se manifeste particulièrement à 95 % du 1RM. A cette charge, la puissance augmente déjà après 10 % du temps total du mouvement dans le groupe FORCE et après 35 % dans le groupe VITESSE. L'entraînement FORCE sollicite particulièrement la phase initiale du mouvement concentrique expliquant les améliorations plus importantes [Wilson et al., 1996]. Les charges très élevées nécessitent, dans ce secteur

biomécaniquement défavorable, une sommation maximale des UM. Cette sollicitation spécifique et régulière devrait entraîner une augmentation du nombre de ponts A-M, déterminante lorsque l'on souhaite améliorer le 1RM. La réussite du DC à 105 % du 1RM par tous les sujets du groupe FORCE confirme l'influence spécifique de l'entraînement FORCE sur la partie initiale du mouvement.

Le ratio  $P_{max}/P_{moy}$  augmente lorsque l'on se rapproche du 1RM (Chapitre III, Figure III.13). Le groupe FORCE démontre, en post-test, une diminution du ratio aux charges élevées, traduisant effectivement une augmentation de leur force ; cet indice pourrait également apprécier, de manière sensible, les effets de l'entraînement FORCE (Figure V.19).

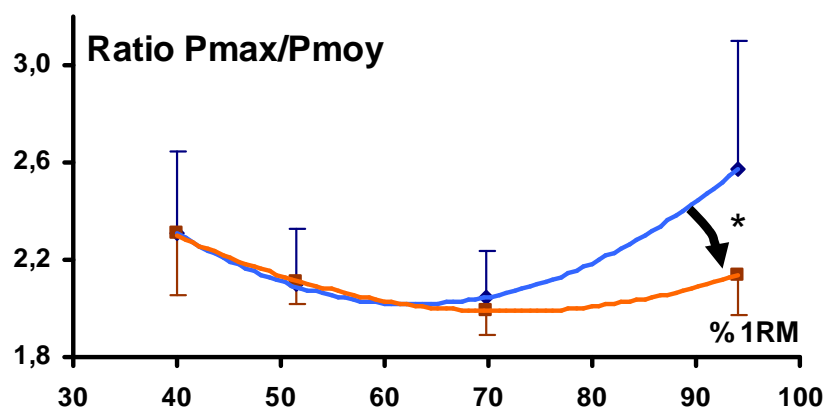


Figure V.19 – Evolution du ratio  $P_{max}/P_{moy}$  en fonction de la charge relative avant et après l'entraînement FORCE.

L'entraînement VITESSE améliore plus particulièrement la vitesse et la puissance dans la seconde moitié du mouvement. La vitesse maximale, majorée, apparaît plus tardivement, notamment à 35 % du 1RM. L'entraînement VITESSE prolonge l'action propulsive lorsque le développé couché utilise des charges faibles ; la recherche d'une vitesse maximale pourrait augmenter l'activité agoniste, tout en retardant l'intervention antagoniste, protégeant les structures musculaires et articulaires à la fin de l'extension [Jaric et al., 1995 ; Collet, 2002]. L'entraînement VITESSE réduirait la co-activation musculaire, au bénéfice du travail agoniste [Hortobagyi et Katch, 1990c ; Pousson et al., 1999] ; ce phénomène résulterait d'adaptations spinales, et/ou supra-spinales [Häkkinen et al., 1998 ; Pousson et al., 1999 ; Collet, 2002].

Le réflexe d'étirement pourrait également intervenir : à la fin du DC, l'étirement du biceps brachial déclenche un réflexe myotatique dont la précocité réduirait la vitesse maximale. La répétition de développés couchés à vitesse maximale pourrait modifier l'apparition de ce réflexe [Wolf et Segal, 1996 ; Adamovich et al., 1997], autorisant le développement d'une vitesse plus élevée. Un renforcement bicipital (antagoniste) permettrait de réduire la phase frénatrice de l'extension [Baker et Newton, 2005] ; rappelons que la phase de freinage apparaît plus courte mais plus intense à charge faible.

Le dynamomètre iso-inertiel offre de nouvelles possibilités d'exploration : l'analyse ne concernera pas uniquement les paramètres moyens ou maximaux, mais elle devra toujours combiner les deux ; par ailleurs, l'analyse complémentaire des courbes illustre et démontre certains aspects particuliers de l'entraînement.

Indéniablement, le dynamomètre iso-inertiel constitue un progrès permettant d'assurer le suivi longitudinal de la performance musculaire.

Nos résultats autorisent plusieurs constatations :

- ▶ un entraînement avec petites séries (5 à 8 répétitions) à charges légères (25-50 % du 1RM) améliore la vitesse maximale et la puissance ; il sera préconisé pour toutes les disciplines explosives où la vitesse apparaît essentielle ;
- ▶ un entraînement avec des charges lourdes (80 à 100 % du 1RM) améliore la force maximale ;
- ▶ l'intention de développer une accélération jusqu'à la fin du mouvement s'accompagne de gains plus élevés de vitesse et de puissance.

Une méthode unique de renforcement entraîne généralement une stagnation relativement précoce des performances. La combinaison de plusieurs entraînements différents se révélerait plus efficace [Cronin et al., 2002 ; Liu et al., 2003 ; Crewther et al., 2005].

Notre analyse iso-inertielle souligne la complémentarité des deux procédés d'entraînement : l'entraînement FORCE améliore la phase initiale du développé couché alors que l'entraînement VITESSE améliore la phase finale. Il serait intéressant de vérifier l'influence de cette combinaison sur la performance sportive...

## **II. Influence d'un entraînement en résistance**

---

### **1. Justification du protocole**

Tout programme de musculation augmente le nombre maximum de répétitions avec une charge donnée [Anderson et Kearney, 1982 ; Huczel et Clarke, 1992 ; ACSM, 2002]. Ces améliorations restent cependant aux charges utilisées à l'entraînement [Morrissey et al., 1995]. Un entraînement réputé efficace pour améliorer l'endurance locale ou la résistance à la fatigue utilise des charges relativement faibles ou modérées [Anderson et Kearney, 1982 ; Huczel et Clarke, 1992].

L'*American College of Sports Medicine* [2002] préconise deux méthodes pour améliorer la résistance musculaire :

- ▶ la première comporte des séries de 10 à 15 répétitions avec des charges moyennes (50 à 70 % du 1RM). La vitesse gestuelle intentionnellement lente et les courtes récupérations entre les séries (< 1 minute), se rapprochent de celles observées lors de l'entraînement du culturiste [Lambert et Flynn, 2002].
- ▶ la seconde réalise des séries plus longues (15 à 25 répétitions, ou plus) avec des charges plus modestes (30 à 60 % du 1RM) mais avec une cadence d'exécution élevée. La récupération entre les séries atteint généralement 1 à 2 minutes.

Notre entraînement repose sur cette dernière approche, plus fonctionnelle ; en effet, la possibilité de poursuivre un effort dynamique et intense (course, natation, aviron, etc...) s'avère souvent déterminante.

Les effets d'un entraînement en résistance restent peu explorés ; les études ne concernent pas la musculation, mais plutôt la course ou un effort ergométrique sur bicyclette avec, généralement, un

programme monotone [MacDougall et al., 1998 ; Pilegaard et al., 1999 ; Friedmann et al., 2004]. La progressivité de l'entraînement constitue un paramètre essentiel de son efficacité [Weineck, 1990 ; Vrijens, 1992 ; Bompa, 1999 ; ACSM, 2002]. La progression se définit comme « l'action d'avancer vers un objectif spécifique ». Lors d'un programme de musculation, on doit observer une amélioration continue dans le temps d'une variable et ce, jusqu'à ce que l'objectif soit atteint.

Notre entraînement est progressif : le volume augmente de la première semaine à la quatrième, puis diminue légèrement lors de la cinquième semaine ; la spécificité augmente également au fil des semaines ; l'intensité, la charge et le nombre de répétitions se rapprochent progressivement de celles de l'épreuve de résistance. De plus, nous modifions régulièrement les séries, répétitions, charges, vitesses et récupérations afin d'optimiser l'entraînement [Bompa, 1999], tout en respectant les principes du travail en résistance [Dubois et Monneret, 1991 ; Vrijens, 1992 ; ACSM, 2002]. Parmi les trois entraînements hebdomadaires, deux concernent la « résistance-durée » et un la « résistance-intense ».

La « résistance-durée » concerne des efforts compris entre 25 et 45 secondes avec des charges égales ou inférieures à 40 % du 1RM ; la progression réduit le nombre de répétitions par série, tout en augmentant la charge et la vitesse de mouvement.

L'entraînement de la « résistance-intense » apparaît plus intense : les séries durent de 10 à 20 secondes (10 à 20 répétitions) ; les charges sont supérieures ou égales à 40 % du 1RM et la vitesse d'exécution souvent maximale. Lors de cet entraînement, une première série à 60 % du 1RM et à 90 % de la vitesse maximale prépare la musculature aux sollicitations intenses. Les séries dynamiques augmentent progressivement au fil des semaines, l'intensité demeurant toujours maximale.

## 2. Influence de l'entraînement en résistance

Un éventuel effet d'accoutumance s'apprécie par la comparaison des résultats du groupe contrôle en pré- et en post-test.

Le profil F-V-P reste stable, quelle que soit la charge utilisée, confirmant l'absence de toute accoutumance du groupe contrôle lors de l'étude de l'entraînement en force et en vitesse.

La performance de l'épreuve de résistance ne se modifie pas en **début** et en **fin** d'effort. Un **index de fatigue** (IF-Pmoy) sensiblement majoré pourrait traduire une légère familiarisation avec l'épreuve de résistance : lors des trois séances du protocole, le sujet développerait progressivement une meilleure coordination neuromusculaire et un enchaînement plus économique des mouvements. Cette amélioration concerne la seule Pmoy, confirmant un effet minime, d'ailleurs non retrouvé dans les épreuves de Wingate et isocinétiques de résistance à la fatigue [Inbar, et al., 1996 ; Dvir, 2004]. La nature plyométrique de notre épreuve pourrait justifier une légère familiarisation, notamment par l'utilisation optimale du cycle étirement-détente. Il serait sans doute judicieux d'augmenter le nombre de séries au cours de la séance de familiarisation..

L'entraînement RESISTANCE ne modifie ni la vitesse, ni la puissance maximale ; aucune amélioration n'a été relevée à 40 % du 1RM. L'effet de l'entraînement en résistance sur ces deux qualités n'est pas clairement établi : certaines études confirment nos résultats [Weiss et al., 1999 ; Friedmann et al., 2004], d'autres rapportent une amélioration de la seule puissance maximale [MacDougall et al., 1998 ; Pilegaard et al., 1999 ; Harmer et al., 2000].

Par contre, Vmoy et Pmoy augmentent aux charges de 60 et 80 % du 1RM, traduisant une majoration de la force maximale. Suite à un entraînement comparable, Anderson et Kearney [1982] observent également une force supérieure. L'analyse des courbes démontre que la vitesse et la puissance augmentent au milieu du développé couché. La sollicitation élevée de l'entraînement en résistance pourrait entraîner, lors des premières semaines, des adaptations neuromusculaires développant la force, sans modification concomitante de la vitesse.

Notre épreuve de résistance révèle, d'ailleurs, que les sujets entraînés s'améliorent essentiellement au milieu et surtout à la fin des 30 répétitions. Tous les index, à l'exception de IF-Pmax, augmentent, démontrant l'efficacité de cet entraînement spécifique. En **fin** d'effort, l'amélioration atteint presque 20 %. Ces résultats peuvent difficilement être comparés à d'autres études ; ainsi Anderson et Kearney [1982] n'apprécient pas l'amélioration de la performance maximale au terme d'un même nombre de répétitions, mais plutôt l'augmentation (39 %) du nombre de répétitions avec une même charge. Après quatre semaines d'entraînement (6 x 25 répétitions à 30 % du 1RM), Friedmann et al. [2004] observent une augmentation du travail total de 8 %, légèrement inférieure à notre amélioration moyenne (9,7 %).

Les facteurs améliorant la résistance à la fatigue sont probablement multiples. L'hypothèse d'un effet d'apprentissage doit être soulevée : l'enchaînement des répétitions améliore la technique et l'économie gestuelle. Le rythme d'exécution serait déterminant : la fréquence naturelle du mouvement améliore l'efficacité lors de l'alternance cyclique des phases excentriques et concentriques de la course, mais aussi lors du développé couché [Bach et al., 1983 ; Wilson et al., 1996]. La théorie de la résonance, (Chapitre III.A) pourrait justifier un meilleur rendement énergétique. Lorsqu'un mouvement entre en résonance avec sa fréquence naturelle, l'intervention du cycle étirement-détente améliore l'économie gestuelle et le résultat de l'épreuve de résistance.

L'analyse de courbes confirme l'hypothèse d'une meilleure utilisation du cycle étirement-détente ; en effet, l'entraînement RESISTANCE améliorerait tout particulièrement cette phase initiale d'augmentation de la vitesse et de la puissance lors de R29. La suite du mouvement reste majoré dans la même proportion.

Les facteurs responsables de la fatigue ont déjà fait l'objet d'une précédente discussion (Chapitre III.C). Un entraînement en résistance vitesse (10 s < efforts < 60 s) de quelques semaines (5 à 9) augmenterait l'activité de la phosphofructokinase (PFK), de la lactico déshydrogénase (LDH) et de la glycogène phosphorylase (PHOS) [Costill et al., 1979 ; Jacobs et al., 1987 ; Linossier et al., 1997 ; Ross et Leveritt, 2001].

Les adaptations métaboliques seraient particulièrement spécifiques et liées au type d'entraînement. La durée de l'effort, le nombre de séries et la récupération influencent la sollicitation et les adaptations physiologiques. Certains protocoles enchaînent des efforts « maximaux » de 30 secondes avec une récupération de 3-4 minutes, trop courte et ne permettant pas le maintien d'une intensité maximale ; l'amélioration concernerait surtout le métabolisme oxydatif [MacDougall et al., 1998 ; Harmer et al., 2000] et parfois même réduirait la glycolyse anaérobie [Harmer et al., 2000]. Une récupération plus importante (10 à 15 minutes) autorise un travail plus intense sollicitant plus spécifiquement les processus anaérobies [Jacobs et al., 1987 ; Nevill et al., 1989 ; Parra et al., 2000].

L'entraînement en résistance augmenterait l'évacuation des protons et des ions lactate vers le plasma avec une augmentation de la capacité du co-transporteur Lactate/Proton et des échanges  $\text{Na}^+/\text{H}^+$  [Juel,

1998 ; Pilegaard et al., 1999]. Le pouvoir tampon ( $\beta$ ) du muscle, apprécié à partir des modifications intracellulaires de lactate et de protons ( $\beta = \Delta \text{lactate} / \Delta \text{H}^+$ ), pourrait s'adapter aux sollicitations spécifiques ; ainsi, des sujets présentant un niveau d'activité physique important, possèdent un pouvoir tampon supérieur de 18 % par rapport à celui des sédentaires [Sahlin et Henriksson, 1984]. Un entraînement en résistance de 8 semaines améliorerait le pouvoir tampon de 38 % alors qu'un entraînement en endurance ne le modifie pas [Sharp et al., 1986].

L'entraînement pourrait également moduler l'influence de certains catabolites de l'ATP, en permettant notamment une meilleure tolérance aux concentrations élevées de Pi [McLester, 1997].

La répétition de sprints de trente secondes augmente l'activité de la  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  ATPase, ce qui permet de maintenir l'excitabilité du sarcolemme, assurant la transmission efficace du potentiel d'action [McKelvie et al., 1997].

Un entraînement de sprint (5 semaines) améliore le volume des réticulum sarcoplasmiques, ainsi que le taux de libération du  $\text{Ca}^{++}$  [Ortenblad et al., 2000].

Un entraînement en résistance (4 semaines) ne modifierait ni la typologie musculaire, ni la composition en chaînes lourdes de myosine (MHC) [Friedmann et al., 2003 ; Friedmann et al., 2004]. L'influence d'un entraînement en résistance à court terme sur la typologie musculaire reste incertaine. Malgré l'absence d'amélioration significative, Friedmann et al. [2003] observent, chez plusieurs sujets, une modification de l'expression des mRNA codant pour des chaînes lourdes de myosine. La variabilité de la réponse serait liée à une susceptibilité et une réponse individuelle différente à l'entraînement [Friedmann et al., 2003]. Cette hypothèse expliquerait que, dans notre étude, la vitesse maximale à 40 % du 1RM s'améliore nettement chez certains sujets (3/8), reste parfois stable (2/8), ou enfin diminue (3/8).

Malgré une amélioration moyenne de la résistance à la fatigue, nous relevons des réponses individuelles très différentes, allant de 0 à 45 % vraisemblablement liées au concept de « **l'entraînabilité individuelle** » [Bouchard et Rankinen, 2001].

Un autre élément apparaît essentiel : le **niveau initial du sujet**. Un individu, caractérisé par une résistance importante au début de l'étude, améliorera plus difficilement cette qualité par rapport à un autre sujet dont la fatigabilité initiale est importante.

La relation entre l'index de fatigue du pré-test et le pourcentage d'amélioration à la fin du protocole illustre cette variabilité individuelle.

La Figure V.20 illustre l'importante relation linéaire ( $r = -0,96$ ) entre l'IF-Vmax et l'amélioration pourcentuelle : plus la fatigabilité initiale est faible, meilleure sera l'amélioration. Malgré cette corrélation importante, deux sujets possédant au départ un IF-Vmax proche (65,6 et 63,5 %) s'améliorent de manière assez différente (9,7 versus 18,8 %).

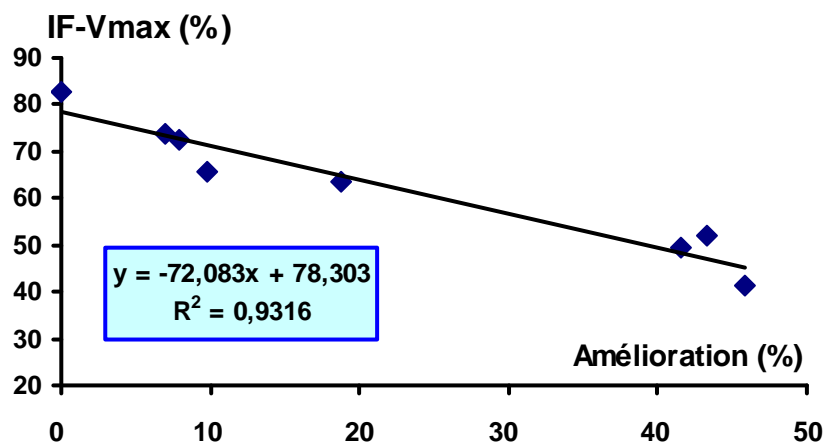


Figure V.20 – Corrélation entre IF-Vmax en pré-test et l'amélioration pourcentuelle de cet index suite à l'entraînement.

Le **niveau initial du sujet** pourrait certes influencer l'amélioration des performances, mais dans un contexte de grande variabilité individuelle.

# C

## Chapitre VI :

### Evaluation iso- inertielle versus isocinétique ?

---

## A. Introduction

L'évaluation **isocinétique** :

- ▶ détermine l'intervention des qualités de force et de vitesse dans la performance sportive [Cohen et al., 1984 ; Dowson et al., 1998 ; Cometti et al., 2000 ; Dauty et Potiron-Josse, 2004 ; Forthomme et al., 2005] ;
- ▶ définit divers profils athlétiques [Clarkson et al., 1982 ; Croisier, 1996 ; Dauty et Potiron-Josse, 2004 ; Jidovtseff et al., 2005] ;
- ▶ apprécie les effets d'un entraînement spécifique [Kanehisa et Miyashita, 1983 ; Bell et al., 1992 ; Aagaard et al., 1996 ; Pousson et al., 1999 ; Ferri et al., 2003] ;
- ▶ précise les effets d'une revalidation post-traumatique [Croisier et al., 2002 ; Forthomme, 2005] ;
- ▶ décèle un éventuel risque lésionnel musculaire [Croisier et Crielaard, 1996].

L'évaluation dynamométrique **iso-inertielle** autorise également une approche dynamique de la relation force-vitesse-puissance et devrait théoriquement permettre les mêmes applications ; ainsi, récemment, le dynamomètre iso-inertiel a permis :

- ▶ l'établissement de divers profils musculaires [Rahmani et al., 2000 ; Cronin et al., 2003 ; Jidovtseff, sous presse],
- ▶ l'étude comparative de différentes populations [Izquierdo et al., 1999 ; Cronin et al., 2000],
- ▶ le suivi d'un entraînement spécifique [Almasbakk et Hoff, 1996 ; Newton, 1997 ; Blasevich et Jenkins, 2002 ; Jidovtseff et al., 2004].

Certaines caractéristiques différentes doivent cependant être soulignées : l'évaluation iso-inertielle propose une approche fonctionnelle de l'effort, alors que l'isocinétisme autorise une étude plus analytique.

Une étude comparative et critique entre ces deux évaluations devrait apporter une réponse aux questions suivantes :

1. Existe-t-il des relations entre les performances iso-inertielles et isocinétiques ?
2. Ces deux évaluations sont-elles éventuellement redondantes ?
3. Leurs indices permettent-ils une même discrimination inter-individuelle ?
4. Les variations intra-individuelles, notamment induites par un entraînement, sont-elles quantifiables ?

## B. Matériel et méthodes

### I. Populations

Le premier groupe (**Ent F-V**) se compose de 24 sujets masculins (sédentaires, pour la majorité) ayant participé à l'étude de l'entraînement en F-V (âge =  $24 \pm 2$  ans ; taille =  $180 \pm 4$  cm ; poids =  $76 \pm 9$  kg) (Chapitre V). Un sujet, pour une raison indépendante du protocole, n'a pu réaliser l'évaluation isocinétique.

Le second groupe (**Fatigabilité**) comporte 17 sujets (dont 10 étudiants EP) (âge =  $24 \pm 4$  ans ; taille =  $178 \pm 5$  cm ; poids =  $72 \pm 5$  kg) ayant participé à l'étude de la fatigabilité musculaire. L'épreuve isocinétique comporte une étude du profil force-vitesse, et une épreuve de résistance à la fatigue musculaire (Chapitre III.C).

Quel que soit le groupe, les évaluations isocinétiques et iso-inertielles, séparées de 2 à 4 jours, se déroulent dans un ordre aléatoire.

Tableau VI.1 – Protocole expérimental des groupes (**Ent F-V** et **Fatigabilité**) réalisant l'évaluation iso-inertielle et isocinétique.

		Evaluation Iso-inertielle	Evaluation isocinétique
<b>Ent F-V</b> <b>(n = 23)</b>	Accoutumance		
		Profil F-V-P ( <i>pré et post-test</i> ) 35, 50, 70 et 95% du 1RM	Profil F-V-P ( <i>pré et post-test</i> ) 120, 180 et $60^\circ \cdot s^{-1}$
<b>Fatigabilité</b> <b>(n = 17)</b>	Accoutumance		
		Profil F-V-P 40, 60 et 80% du 1RM	Profil F-V-P 120, 180 et $60^\circ \cdot s^{-1}$
		Fatigabilité 30 x 40% du 1RM	Fatigabilité 30 x $150^\circ \cdot s^{-1}$

## II. Evaluation Iso-inertielle

Le groupe **Ent F-V** poursuit le protocole iso-inertiel déjà décrit au Chapitre V. Les sujets sont évalués avant et après une période de six semaines pendant laquelle deux sous-groupes réalisent un entraînement spécifique (**FORCE** ou **VITESSE**) et un autre sous-groupe (qualifié de **CONTROLE**) ne participe à aucun entraînement.

Le groupe **Fatigabilité** poursuit le protocole décrit au Chapitre III.C.

## III. Evaluation isocinétique

L'évaluation isocinétique des muscles fléchisseur-extenseurs du coude se déroule sur un dynamomètre Cybex Norm (Henley Healthcare, Sugarland, USA).

### 1. Echauffement

L'échauffement concerne uniquement le bras dominant : le sujet réalise deux séries respectives de 30 flexions - extensions du coude avec un haltère de deux kilogrammes en main. La flexion du coude se déroule le bras le long du corps, alors que l'extension se réalise l'épaule en abduction complète (170 à 180°). Divers étirements spécifiques complètent l'échauffement musculaire.

### 2. Installation du sujet



Figure VI.1 – Evaluation isocinétique des fléchisseurs-extenseurs du coude sur un dynamomètre Cybex Norm.

Le sujet, en décubitus dorsal, épaule à 45° d'abduction frontale, tient, en position de pro-supination neutre (prise marteau), la poignée du bras de levier. L'amplitude de la flexion-extension atteint 130° à partir d'une extension totale du coude. Avant chaque série, l'axe de rotation du bras de levier du dynamomètre est aligné avec celui du coude.

### 3. Epreuve

Le sujet réalise un échauffement spécifique comportant une dizaine de mouvements isocinétiques à  $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ .

La position de départ et de fin d'épreuve correspond à la flexion totale du coude. Au cours de l'effort, l'expérimentateur prodigue divers encouragements verbaux.

**L'évaluation isocinétique du profil force-vitesse (F-V)** se déroule dans l'ordre et aux vitesses suivantes :

- ▶  $120^{\circ} \cdot s^{-1}$  : 3 répétitions de familiarisation + 4 répétitions d'évaluation ;
- ▶  $180^{\circ} \cdot s^{-1}$  : 3 répétitions de familiarisation + 5 répétitions d'évaluation ;
- ▶  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$  : 3 répétitions de familiarisation + 3 répétitions d'évaluation.

Pour chaque vitesse, les sujets exécutent quelques répétitions préalables de familiarisation ; puis ils reçoivent, au moment de l'évaluation, la consigne essentielle de mobiliser le bras de levier du dynamomètre le plus énergiquement et le plus rapidement possible. Les sujets bénéficient d'une minute trente de récupération entre chaque série.

Le groupe **Fatigabilité** réalise ensuite l'**épreuve de résistance à la fatigue** : cinq mouvements d'accoutumance précèdent l'épreuve qui comporte 30 flexions - extensions du coude à la vitesse isocinétique de  $150^{\circ} \cdot s^{-1}$ . Le sujet reçoit comme consigne essentielle de développer, dès la première répétition, une force maximale et de maintenir l'intensité la plus élevée, tout au long de l'effort.

Les paramètres de l'épreuve isocinétique de fatigabilité sont :

- ▶ l'index de fatigue (IF = rapport entre la moyenne des MFM des trois dernières répétitions sur la moyenne des MFM des trois premières répétitions) ;
- ▶ le travail cumulé (TC = somme du travail développé par chaque groupe musculaire lors de l'épreuve).

Directement après chaque épreuve de fatigabilité (iso-inertielle et isocinétique), les sujets apprécient subjectivement la difficulté de l'épreuve au moyen de l'échelle de Borg [Borg et Noble, 1974].

### IV. Analyse statistique

---

Tous les résultats sont exprimés par les paramètres classiques de position (moyenne) et de dispersion (écart type).

Le coefficient de corrélation de Bravais-Pearson, systématiquement calculé à partir du programme Statistica 6.1 (Statsoft, Inc., France), apprécie la relation entre deux variables.

Les corrélations surlignées en **gras** dépassent le seuil de la signification statistique fixé à  $p < 0,01$ .

Les différences entre deux variables s'apprécient par l'intermédiaire d'un t de student apparié ou non selon les situations.

## C. Résultats

Nous présentons d'abord les relations entre les performances maximales iso-inertielles et isocinétiques. Les groupes n'ayant pas toujours bénéficiés d'une évaluation avec les mêmes charges relatives, la relation Ch-Vmoy permettra d'obtenir des informations comparables et relatives à la force ( $CH_0$ ) et à la vitesse ( $V_0$ ).

Nous étudions ensuite les relations entre les deux épreuves iso-inertielles et isocinétiques de résistance à la fatigue.

Nous comparons finalement la sensibilité respective des deux évaluations aux effets spécifiques d'un entraînement.

### I. Relations entre les profils F-V (-P)

#### 1. Profil F-V-P iso-inertiel

Le 1RM atteint à  $59 \pm 10$  kg dans le groupe **Ent F-V** et  $70 \pm 11$  kg dans le groupe **fatigabilité**, confirmant le nombre différent d'étudiants en EP (0 versus 10). La force supérieure du second groupe ( $p < 0,01$ ) augmente essentiellement la puissance développée, sans pour autant modifier les profils vitesse-charge.

Tableau VI.2 – Valeurs moyennes [écarts types] des paramètres iso-inertiels mesurés à chaque charge relative pour les deux groupes **Ent F-V** et **Fatigabilité**.

%1RM	<u>Groupe Ent F-V</u>				<u>Groupe Fatigabilité</u>		
	35%	50%	70%	95%	40%	60%	80%
<b>Vmoy</b>	1,16 [0,11]	0,98 [0,07]	0,71 [0,07]	0,35 [0,09]	1,14 [0,08]	0,83 [0,08]	0,55 [0,07]
<b>Vmax</b>	1,99 [0,18]	1,65 [0,16]	1,23 [0,15]	0,75 [0,16]	1,97 [0,15]	1,40 [0,16]	0,97 [0,16]
<b>Pmoy</b>	308 [49]	315 [56]	304 [54]	191 [50]	346 [42]	359 [43]	303 [36]
<b>Pmax</b>	701 [141]	673 [120]	638 [139]	459 [105]	796 [143]	719 [129]	609 [114]

Pour augmenter la robustesse statistique de l'étude corrélative, nous réunissons diverses données iso-inertielles représentatives de la force, de la vitesse et de la puissance (Tableau VI.3) :

- ▶ La force s'exprime indirectement par la charge soulevée, elle se définit par le 1RM, ou encore par la charge maximale théorique appréciée lorsque  $V_{moy}$  est nulle ( $CH_0$ ) ;
- ▶ La vitesse s'exprime par la vitesse moyenne théorique lorsque la résistance est nulle ( $V_0$ ) ;
- ▶ La puissance s'exprime par les valeurs les plus élevées de  $P_{moy}$  (souvent observées à 60 % du 1RM) et de  $P_{max}$  (souvent observées à 40 % du 1RM).

Tableau VI.3 – Valeurs moyennes [écarts types] des qualités de force (1RM,  $CH_0$ ), puissance ( $P_{moy}$ ,  $P_{max}$ ), et vitesse ( $V_0$ ) obtenues lors de l'évaluation iso-inertielle des deux groupes réunis ( $n = 40$ ).

1RM	$CH_0$	$P_{moy}$	$P_{max}$	$V_0$
65 [12] kg	75 [12] kg	342 [54] w	767 [156] w	1,75 [0,11]m.s <sup>-1</sup>

## 2. Profil F-V isocinétique

Tableau VI.4 – Moments de force maximum des fléchisseurs et extenseurs du coude et ratios (fléchisseurs / extenseurs). Valeurs moyennes [écarts types] aux différentes vitesses isocinétiques ( $n = 40$ ).

Vitesse angulaire	Flech (MFM)	Ext (MFM)	Ratio
60°.s <sup>-1</sup>	56 [9]	62 [16]*	0,93 [0,19]
120°.s <sup>-1</sup>	50 [9]	52 [11]	0,98 [0,14]
180°.s <sup>-1</sup>	46 [9]	47 [9]	0,99 [0,15]

Le moment de force maximum isocinétique des fléchisseurs et des extenseurs du coude diminue avec l'augmentation de la vitesse ( $p < 0,001$ ).

Une seule différence significative ( $p < 0,05$ ) apparaît entre les deux groupes musculaires à la vitesse concentrique de 60°.s<sup>-1</sup>.

Le ratio Flech/Ext, toujours proche de l'unité, semble augmenter légèrement avec la vitesse, mais jamais de manière significative.

### 3. Etude corrélative

Les MFM des fléchisseurs et extenseurs aux différentes vitesses isocinétiques ont été mis en relation avec les paramètres iso-inertiels classiques de la force (1RM et  $CH_0$ ), de la puissance (Pmoy et Pmax), et de la vitesse ( $V_0$ ) (Tableau VI.5).

Tableau VI.5 – Etude corrélative entre les principaux paramètres isocinétiques et iso-inertiels. Les corrélations significatives à  $p < 0,01$  sont surlignées en gras.

	<b>MFM Fléchisseurs</b>			<b>MFM Extenseurs</b>		
	$60^\circ \cdot s^{-1}$	$120^\circ \cdot s^{-1}$	$180^\circ \cdot s^{-1}$	$60^\circ \cdot s^{-1}$	$120^\circ \cdot s^{-1}$	$180^\circ \cdot s^{-1}$
<b>1RM</b>	<b>0,64</b>	<b>0,62</b>	<b>0,59</b>	0,66	<b>0,58</b>	0,63
<b><math>CH_0</math></b>	<b>0,64</b>	<b>0,65</b>	<b>0,60</b>	<b>0,65</b>	<b>0,58</b>	<b>0,63</b>
<b>Pmoy</b>	<b>0,56</b>	<b>0,57</b>	<b>0,61</b>	<b>0,64</b>	<b>0,67</b>	<b>0,69</b>
<b>Pmax</b>	0,38	<b>0,41</b>	<b>0,48</b>	<b>0,46</b>	<b>0,53</b>	<b>0,60</b>
<b><math>V_0</math></b>	-0,06	-0,12	-0,02	-0,05	0,14	0,11

Les MFM isocinétiques présentent des corrélations significatives ( $p < 0,01$ ) avec la force (1RM et  $CH_0$ ) et la puissance (Pmoy et Pmax). Les MFM des extenseurs du coude semblent légèrement mieux corrélés que les fléchisseurs.

Les MFM des extenseurs à  $60^\circ \cdot s^{-1}$  semblent mieux corrélés avec la force ( $r = 0,66$ ) ; par contre, à vitesse plus élevée ( $180^\circ \cdot s^{-1}$ ), ils deviennent mieux corrélés avec la Pmoy ( $r = 0,69$ ) (Figure VI.2).

La Pmax apparaît moins bien corrélée avec les différentes performances isocinétiques ; par ailleurs,  $V_0$  ne présente aucune relation avec les différents moments de force maximum.

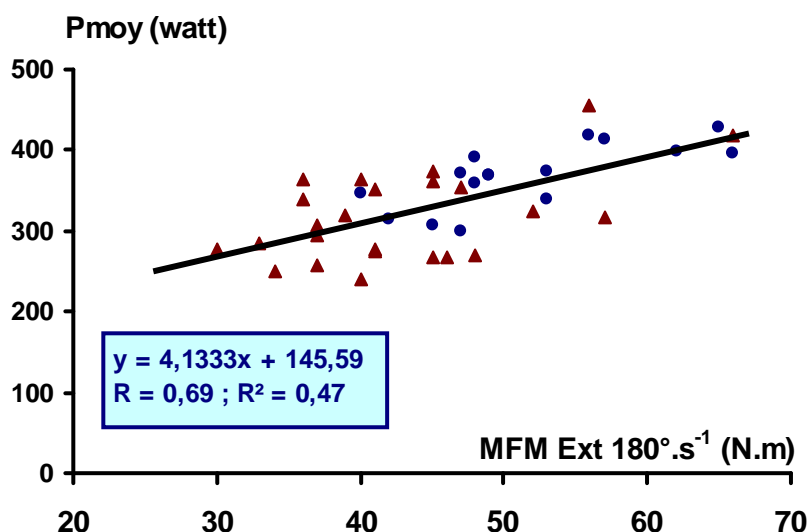


Figure VI.2 – Corrélation entre le MFM des extenseurs du coude à  $180^\circ \cdot s^{-1}$  et la Pmoy en DC (▲ = sujets *Ent F-V*; ● = sujets *Fatigabilité*).

## II. Relations entre les épreuves de résistance à la fatigue

### 1. Résistance à la fatigue iso-inertielle

Les principaux indices de l'épreuve de fatigabilité sont présentés dans le Tableau VI.6.

Tableau VI.6 – Indices spécifiques de la fatigue (début, milieu, fin, IF, moyenne). Valeurs moyennes [écarts types] des principales mesures iso-inertielles.

	Début	Milieu	Fin	IF (%)	Moyenne
<b>Vmoy</b> (m.s <sup>-1</sup> )	1,15 [0,08]	1,01 [0,08]	0,79 [0,15]	69 [15]	1,00 [0,07]
<b>Vmax</b> (m.s <sup>-1</sup> )	1,74 [0,15]	1,45 [0,15]	1,13 [0,19]	66 [13]	1,45 [0,12]
<b>Pmoy</b> (w)	310 [41]	273 [43]	215 [54]	69 [15]	270 [41]
<b>Pmax</b> (w)	643 [104]	520 [88]	379 [55]	60 [15]	516 [77]

Les résultats correspondent à ceux décrits dans le Chapitre III.C (Tableau III.17).

L'épreuve iso-inertielle de résistance à la fatigue dure en moyenne  $27 \pm 3$  secondes.

La puissance concentrique moyenne développée durant toute l'épreuve atteint 270 ( $\pm 41$ ) watts.

La perception de la difficulté de l'effort, appréciée individuellement à l'aide d'une échelle de Borg graduée de 6 à 20, atteint la valeur moyenne de 13,7 ( $\pm 1,7$ ), qualifiant l'effort de « quelque peu pénible » à « pénible ».

### 2. Résistance à la fatigue isocinétique

Tableau VI.7 – Valeurs moyennes [écarts types] de l'index de fatigabilité (IF, en %) et du travail cumulé (TC, en joules) pour les muscles extenseurs et fléchisseurs (\*\*\*) ( $p < 0,001$ ).

	TC (J)	IF (%)
<b>Extenseurs</b>	1815 [363]***	<b>85,7 [8,5]***</b>
<b>Fléchisseurs</b>	1437 [269]	<b>77,2 [14,4]</b>

Les extenseurs du coude présentent un index de fatigue et un travail cumulé supérieur ( $p < 0,001$ ).

La perception de la pénibilité de l'effort (échelle de Borg) s'exprime par un score de  $14,2 \pm 1,5$ , correspondant également à un effort qualifié de « quelque peu pénible » à « pénible ».

### 3. Etude corrélative

Les indices de fatigue des deux épreuves ont également fait l'objet d'une étude corrélative.

Le Tableau VI.8 présente les seuls résultats significatifs, qui apparaissent principalement avec les mesures de puissance.

Tableau VI.8 – Etude corrélative entre les mesures isocinétiques des fléchisseurs et extenseurs du coude et les indices de fatigue iso-inertiels concernant la seule puissance (Pmoy et Pmax). Seules les corrélations significatives au seuil  $p < 0,05$  sont présentées. Les corrélations à  $p < 0,01$  sont soulignées en rouge. NS = Non significatif.

		IF-Flech	TT-Flech	IF-Ext	TT-Ext
<b>Pmoy</b>	Début	NS	0,59	NS	<b>0,64</b>
	Fin	0,51	NS	0,49	NS
	IF	NS	NS	NS	NS
	P moyenne	NS	0,53	NS	NS
<b>Pmax</b>	Début	NS	<b>0,66</b>	NS	<b>0,74</b>
	Fin	<b>0,61</b>	NS	<b>0,61</b>	NS
	IF	0,50	NS	0,51	NS
	P moyenne	NS	0,48	NS	NS

L'index de fatigue des extenseurs (IF-Ext) présente une faible corrélation avec les index de fatigue de Vmax (non représentée) et de Pmax ( $r = 0,51$  ;  $p < 0,05$ ) et avec la puissance en fin d'effort.

La performance en début d'effort et la P moyenne, dans une moindre mesure, sont corrélées avec le travail total des extenseurs et des fléchisseurs. La corrélation la plus élevée ( $r = 0,74$ ) est établie entre la Pmax en début d'effort et le travail développé par les extenseurs du coude.

### III. Effets de l'entraînement sur la performance isocinétique

Rappelons que, lors du pré-test, aucune différence entre les groupes n'a été relevée au niveau des performances iso-inertielles en DC (Chapitre V). De même, aucune différence n'apparaît lors de l'évaluation isocinétique des fléchisseurs-extenseurs du coude (Figure VI.9).

Figure VI.9 – Moments de force maximum (Nm) des fléchisseurs et extenseurs du coude de chaque population aux différentes vitesses isocinétiques. Valeurs moyennes [écarts types].

	E60	E120	E180	F60	F120	F180
CONTROLE	56 [18]	48 [8]	44 [10]	53 [12]	46 [9]	42 [8]
FORCE	58 [14]	48 [11]	43 [10]	52 [10]	45 [8]	43 [9]
VITESSE	57 [14]	48 [6]	44 [6]	54 [6]	47 [8]	43 [9]

#### 1. Evaluation isocinétique

Afin d'apprécier l'éventuelle influence d'un entraînement spécifique iso-inertiel sur les performances isocinétiques, nous comparons les résultats du pré-test et ceux du post-test et ce, pour chaque groupe.

##### a. Groupe CONTROLE

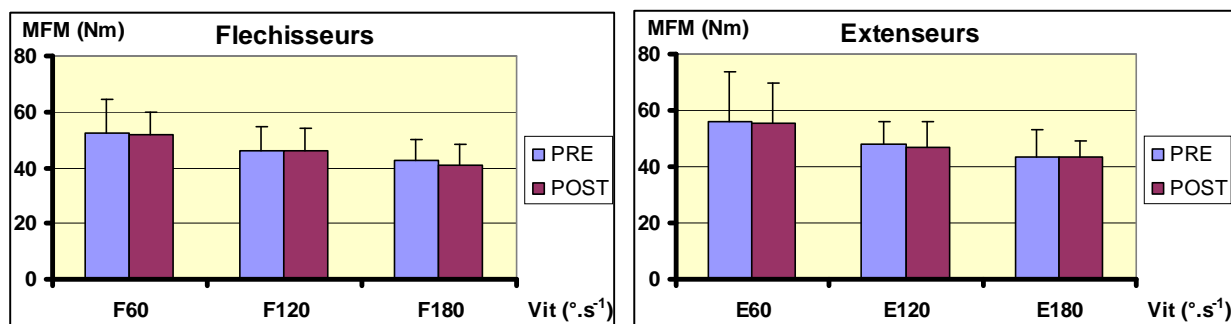


Figure VI.3 – Comparaisons des MFM des fléchisseurs et extenseurs du coude en pré-test et en post-test pour le groupe CONTROLE aux vitesses isocinétiques respectives de 60, 120 et 180°.s<sup>-1</sup>

Les moments de force maximum des fléchisseurs et extenseurs du groupe CONTROLE restent stables.

**b. Groupe FORCE**

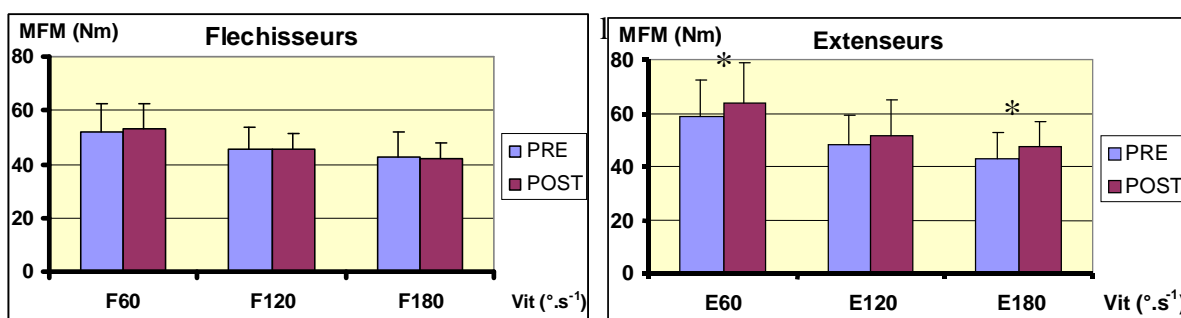


Figure VI.4 – Comparaisons des MFM des fléchisseurs et extenseurs du coude en pré-test et en post-test pour le groupe FORCE aux vitesses isocinétiques respectives de 60, 120 et 180°·s<sup>-1</sup> (\*p < 0,05).

Le MFM des extenseurs aux vitesses isocinétiques respectives de 60 et 180°·s<sup>-1</sup> augmente (+ 10 %) significativement (p < 0,05) ; par contre, la force des fléchisseurs du coude demeure stable.

**c. Groupe VITESSE**

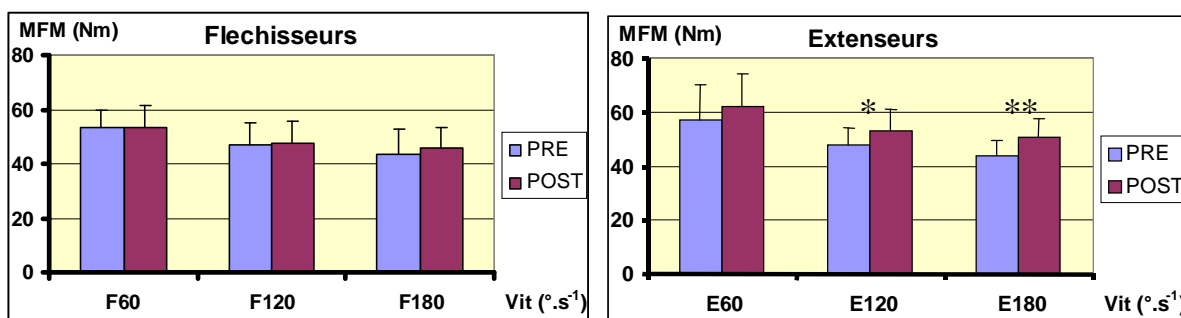


Figure VI.5 – Comparaisons des MFM des fléchisseurs et extenseurs du coude en pré-test et en post-test pour le groupe VITESSE aux vitesses respectives de 60, 120 et 180°·s<sup>-1</sup> (\*p < 0,05 ; \*\*p < 0,01).

La force maximale des fléchisseurs du coude reste stable après l'entraînement **VITESSE**.

Le moment de force maximal des extenseurs augmente pour chaque niveau de vitesse. Une simple tendance (non significative ; p = 0,09) se manifeste pour la vitesse de 60°·s<sup>-1</sup>, tandis que des différences significatives, voire très significatives, apparaissent aux vitesses isocinétiques supérieures et respectives de 120 et 180°·s<sup>-1</sup>.

## 2. Comparaisons des variations pourcentuelles dans les deux modes d'évaluation

Un Tableau récapitulatif (VI.10) reprend les variations pourcentuelles des principaux paramètres des trois groupes entre les pré-tests et les post-tests.

Tableau VI.10 – Comparaisons des différences pourcentuelles suite à l'entraînement, pour les paramètres principaux, aux différentes charges (\*p < 0,05 ; \*\*p < 0,01 ; \*\*\*p < 0,001).

<b>Evaluation Iso-inertielle (Développé couché)</b>				
charge	Paramètre	CONTROLE	FORCE	VITESSE
35%	Vmax	0,1	7,4 **	13,6 ***
	Vmoy	-0,4	7,1 ***	11,4 **
	Pmax	2,2	12,0 *	18,0 **
	Pmoy	-0,8	11,2 ***	21,7 **
	<b>Moyenne</b>	<b>0,6</b>	<b>9,4</b>	<b>16,2</b>
50%	Vmax	2,6	9,5 **	14,9 ***
	Vmoy	2,0	9,4 ***	12,8 ***
	Pmax	6,1	9,0	15,6 **
	Pmoy	5,8	7,6 **	16,7 ***
	<b>Moyenne</b>	<b>5,4</b>	<b>8,9</b>	<b>15</b>
70%	Vmax	0,3	13,2 **	13,2 *
	Vmoy	1,9	15,2 ***	16,1 **
	Pmax	0,8	13,6 *	9,3
	Pmoy	4,5	15,2 **	15,2 **
	<b>Moyenne</b>	<b>2,2</b>	<b>14,3</b>	<b>13,5</b>
95%	Vmax	-0,5	25,7 **	25,8 ***
	Vmoy	2,8	47,7 ***	32 **
	Pmax	0,5	27,1 *	26,7 ***
	Pmoy	5,8	48,8 ***	29 **
	<b>Moyenne</b>	<b>2,9</b>	<b>37,3</b>	<b>28,4</b>
<b>Evaluation Isocinétique (Coude)</b>				
	Vit (°.s <sup>-1</sup> )	CONTROLE	FORCE	VITESSE
FLECH	60	1,4	1,9	0,4
	120	-0,6	0,5	1,1
	180	-4,0	-0,9	6,1
	<b>Moyenne</b>	<b>-2,0</b>	<b>0,5</b>	<b>2,4</b>
EXT	60	-1,3	9,4 *	9,2
	120	-1,8	7,6	11,3 *
	180	-0,3	10,9 *	15,8 **
	<b>Moyenne</b>	<b>-1,1</b>	<b>9,3</b>	<b>12,1</b>

Le groupe CONTROLE ne présente aucune modification de ses performances, que ce soit lors de l'évaluation iso-inertielle ou isocinétique.

Au sein du groupe FORCE, les améliorations iso-inertielles les plus significatives concernent les paramètres moyens à 95% du 1RM. L'amélioration isocinétique apparaît significative aux vitesses de 60 et 180°.s<sup>-1</sup> (~10%) pour les extenseurs.

Aux faibles charges iso-inertielles (35 et 50% du 1RM), le groupe VITESSE apparaît plus efficace que le groupe FORCE. L'augmentation de la performance isocinétique des extenseurs du coude apparaît d'autant plus significative que la vitesse est élevée.

## D. Discussion

### I. Evaluation isocinétique du coude

L'évaluation **isocinétique** du coude démontre la supériorité des extenseurs, par rapport aux fléchisseurs, et ce, pour la seule vitesse angulaire de  $60^{\circ}.s^{-1}$ . Toute comparaison avec la littérature demeure difficile en raison de l'incompatibilité des dynamomètres [Wrigley et Strauss, 2000], mais aussi des importantes variations de vitesse et de position [Clarkson et al., 1982 ; Pedegana et al., 1982 ; Bartlett et al., 1989 ; Cohen et al., 1994]. La supériorité des extenseurs du coude, parfois décrite, n'est jamais importante : le ratio Flech/Ext dépasse généralement 0,89 [Perrin, 1993 ; Mikeski et al., 1995]. Un protocole identique au nôtre démontre, chez des femmes sédentaires et chez des joueurs de volley, la supériorité des extenseurs à vitesses lentes et élevées [Maquet et al., 2004 ; Forthomme et al., 2005]. Les fléchisseurs du coude seraient comparables aux extenseurs chez le joueur de base-ball [Mikeski et al., 1995] et de tennis [Cohen et al., 1994] ; cependant, lors de ces évaluations, les positions adoptées et les dynamomètres étaient différents.

Conformément à la littérature [Motzkin et al., 1991 ; Maquet et al., 2004], la supériorité des extenseurs apparaît clairement lors d'une épreuve de résistance ; ainsi, leur travail cumulé lors des trente répétitions dépasse celui des fléchisseurs (1815J versus 1437J ;  $p < 0,001$ ). L'index de fatigue isocinétique, basé sur le rapport entre la moyenne des trois dernières et des trois premières répétitions, apparaît plus élevé pour les extenseurs (85,46 %) que pour les fléchisseurs (77,63 %).

Ces index, élevés par rapport à ceux du genou (IF entre 50 et 60%) [Croisier et al., 1992 ; Manou et al., 2002], confirment d'autres travaux [Clarkson et al., 1982 ; Maquet et al., 2004] ; cette différence n'apparaît pas liée à la typologie musculaire, effectivement semblable au niveau du biceps brachial et du vaste externe des payeurs de haut niveau [Clarkson et al., 1982].

La différence de fatigabilité entre les groupes musculaires réciproques, déjà décrite pour le genou [Manou et al., 2002], n'apparaît pas liée à la différence de force (uniquement à  $60^{\circ}.s^{-1}$ ), mais pourrait s'expliquer par une typologie musculaire différente des fléchisseurs et des extenseurs du coude [Maquet et al., 2004], avec un pourcentage supérieur de fibres rapides au niveau du triceps brachial [Poortmans et Boisseau, 2002].

Les conditions expérimentales isocinétiques pourraient expliquer la résistance supérieure des extenseurs ; en effet, lors du décubitus dorsal, les extenseurs travaillent avec l'aide de la gravité, alors que les fléchisseurs se contractent contre celle-ci. Cette particularité, non compensée par le dynamomètre lors de l'évaluation du coude, pourrait expliquer la plus grande fatigabilité des fléchisseurs [Maquet et al., 2004], qui développent un travail plus important ; l'erreur liée à la « non compensation » gravitationnelle, s'accumule lors de chaque répétition, augmentant le travail total et l'index de fatigue [Wrigley et Strauss, 2000].

L'évaluation isocinétique du coude s'accompagne d'un décollement scapulaire, parfois même d'un léger glissement du tronc, susceptibles, à la fin de l'épreuve, de faciliter le travail des extenseurs.

## II. Comparaison des deux méthodes

### 1. Exploration du profil F-V

La fonction musculaire des membres supérieurs peut s'apprécier selon diverses modalités (isométrique, isocinétique, iso-inertielle), différents modes de contractions (isométrique, concentrique, excentrique, pliométrique) et différentes vitesses. Il s'avère difficile de comparer les performances d'un aussi grand nombre de tests. Les résultats de ces évaluations sont-ils « généraux », c'est-à-dire globalement représentatifs de la fonction musculaire, ou « spécifiques » éventuellement liés aux conditions expérimentales ?

Ces différentes méthodes permettent-elles de hiérarchiser de manière identique les sujets ?

Les performances iso-inertielles de nos groupes correspondent parfaitement à celles décrites lors des chapitres précédents. Le groupe **Fatigabilité** (comportant une proportion plus élevée d'étudiants EP) apparaît légèrement plus fort et plus puissant ( $p < 0,01$ ) que le groupe **Ent F-V**. Cette supériorité se manifeste également pour les MFM isocinétiques des extenseurs et ce, pour toutes les vitesses et pour les fléchisseurs, uniquement à  $120^\circ \cdot s^{-1}$ .

De tels résultats s'accordent avec le concept d'une évaluation musculaire « générale », d'après lequel différentes méthodes devraient classer les sujets de manière similaire [Hortobagyi et al., 1989]. Les évaluations isométrique, isocinétique et iso-inertielle permettraient (théoriquement) une même discrimination individuelle [Abernethy et Jürimäe, 1996].

Quelles sont les corrélations entre les résultats de ces deux évaluations différentes ?

L'évaluation isocinétique des fléchisseurs-extenseurs du coude présente de nombreuses relations avec les performances iso-inertielles du développé couché.

Les extenseurs présentent logiquement des corrélations plus élevées que les fléchisseurs ; en effet, l'extension du coude apparaît déterminante lors du développé couché. Les performances isocinétiques maximales sont mieux corrélées avec les paramètres iso-inertiels de force (1RM et  $CH_0$ ) et avec la puissance moyenne. Une corrélation intéressante ( $r = 0,69$ ) se dégage entre  $P_{moy}$  et le MFM des extenseurs à  $180^\circ \cdot s^{-1}$  (Figure VI.2). D'autres travaux, comparant les évaluations isocinétique et iso-inertielle, rapportent généralement des corrélations comprises entre 0,4 et 0,7 [Bosco et al., 1983 ; Augustsson et Thomee, 2000]. Peut-on réellement parler d'une évaluation « générale » de la force lorsque la corrélation la plus élevée atteint seulement 0,69 ? La faible variance commune révèle que moins de 50 % de la performance isocinétique des extenseurs du coude explique la performance iso-inertielle en développé couché. Dès lors, il apparaît difficile de généraliser une performance appréciée à partir du DC ou des fléchisseurs / extenseurs du coude.

Ces faibles corrélations suggèrent que la fonction musculaire est spécifiquement attachée aux modalités d'évaluation et qu'elle n'est pas vraiment générale... Certains n'hésitent d'ailleurs pas à affirmer que le caractère général d'une qualité musculaire n'existe pas [Baker et al., 1994 ; Osternig et al., 1997].

Plus l'évaluation iso-inertielle se déroule à vitesse élevée, plus les corrélations diminuent ; ainsi, Pmax, survenant généralement à 40 % du 1RM, présente des relations plus faibles que Pmoy, observée vers 60 % du 1RM. La vitesse maximale théorique ( $V_0$ ) n'apparaît jamais corrélée avec la performance isocinétique.

Les deux mouvements (DC et flexion / extension du coude) sollicitent de manière différente une musculature commune, justifiant la spécificité de nos résultats et les faibles corrélations observées, surtout aux charges légères.

Les caractéristiques biomécaniques sont différentes :

- ▶ la chaîne cinétique fermée du développé couché s'accompagnerait d'une activation musculaire différente de l'extension du coude en chaîne ouverte [Person, 1974 ; Wilk et al., 1996 ; Blackard et al., 1999] ;
- ▶ le développé couché se réalise les mains en pronation, alors que l'extension isocinétique du coude se déroule en position neutre de pro-supination ; la sollicitation varie lorsque l'on passe d'une évaluation à l'autre [Althaus, 1987] ;
- ▶ la position du bras par rapport à l'épaule varie également, modifiant l'engagement musculaire [Perrin, 1993] ;
- ▶ le développé couché sollicite non seulement le triceps mais aussi les pectoraux, deltoïdes, grands dentelés, qui participent à l'extension des bras. Une faiblesse relative de ces groupes musculaires influence le DC, sans nécessairement affecter l'évaluation isocinétique du coude. La force d'une chaîne musculaire dépend de son maillon faible ...

Le rôle de la musculature antagoniste serait différent : rappelons que, au niveau du genou, la co-contraction quadriceps / biceps crural limite la performance de l'extension en CCO mais améliore celle de la hanche lors du mouvement en CCF (squat ou presse) [Baratta et al., 1988]. Au niveau des membres supérieurs, l'extension du coude entraîne une co-activation bicipitale contraignante, réduisant probablement la performance isocinétique [Labarque et al., 2002], mais favorisant l'adduction du bras et l'antépulsion scapulaire lors du DC [Elliott et al., 1989].

Le caractère unilatéral de l'épreuve isocinétique et bilatéral du DC pourrait également influencer les corrélations. Les contractions bilatérales autoriseraient un meilleur développement de la force, résultant probablement d'une meilleure activation neurologique [Howard et Enoka, 1987].

Indépendamment du mouvement, le mode de contraction pourrait influencer la sollicitation musculaire ; l'activité électromyographique augmente lorsque le développé couché se déroule selon une modalité iso-inertielle, comparativement à l'isocinétisme [Murphy et Wilson, 1996].

La vitesse d'exécution constitue un autre élément critique ; l'évaluation isocinétique apparaît peu valide à vitesse élevée [Perrin, 1993 ; Croisier, 1996 ; Dvir, 2003] ; en conséquence, le registre plus limité des vitesses réduit l'exploration de la relation F-V [Cronin et al., 2002]. La vitesse maximale isocinétique atteint seulement 40 % de celle de l'extension balistique du genou [Bosco et al., 1982b] et seulement 10 % de la vitesse maximale de l'épaule lors de certains lancers [Pappas et al., 1985]. Pour le coude, la

vitesse isocinétique maximale atteint  $180^{\circ} \cdot s^{-1}$ , alors que la vitesse iso-inertielle maximale du développé couché dépasserait  $550^{\circ} \cdot s^{-1}$  avec une charge de 10 kg et que, pour une charge correspondant au tiers du poids corporel, elle serait encore de  $400^{\circ} \cdot s^{-1}$  [Jidovtseff, données personnelles]. Seules les vitesses iso-inertielles aux charges les plus lourdes se rapprocheraient de l'évaluation isocinétique ; les corrélations effectivement observées aux charges lourdes disparaissent totalement pour les charges les plus faibles.

#### Relation force-vitesse explorée avec un dynamomètre isocinétique

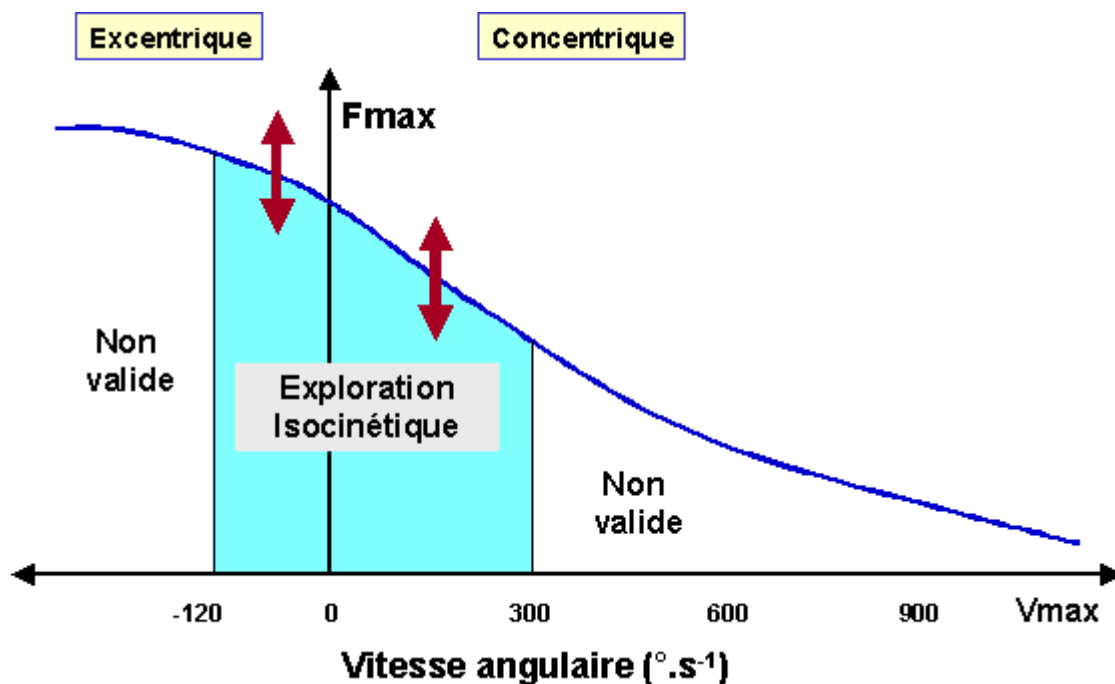


Figure VI.6 – Exploration isocinétique de la relation force-vitesse.

L'exploration isocinétique valide concerne un registre limité de vitesses et intéresse la seule partie haute de la relation force-vitesse, appréciant uniquement les améliorations relatives au secteur de la force, mais non de la vitesse (Figure VI .6) ; l'exploration excentrique demeure possible jusqu'à  $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ .

L'évaluation iso-inertielle explore, de manière plus exhaustive, la relation force-vitesse : les protocoles apprécient non seulement le déplacement de la courbe vers le haut (gains en force), mais aussi vers la droite (gains en vitesse) (Figure VI.7). L'utilisation de charges légères apprécie spécifiquement la vitesse gestuelle maximale.

L'exploration iso-inertielle reste cependant limitée par le matériel : actuellement, notre banc de musculation ne permet pas d'utiliser des charges inférieures à 23 kg ; rappelons que la barre et son système de guidage doivent permettre aux athlètes de haut niveau de développer des charges élevées (> 200 kg en squat). Une barre robuste et lourde (indispensable dans un tel contexte sportif) représente une limite pour certains (femmes, sujets jeunes ou âgés) chez qui cette charge de 23 kg représente un pourcentage déjà élevé de leur force maximale.

Une barre plus légère poserait également problème : elle ne pourrait accueillir des charges très élevées (athlètes de haut niveau), limitant alors l'exploration haute de la relation F-V.

Il serait intéressant de disposer d'un double jeu de barres : l'une robuste (adaptée aux charges très élevées des athlètes) et l'autre légère (évaluant les sujets plus faibles).

L'évaluation iso-inertielle excentrique [Murphy et al., 1994] classique sera déconseillée en raison de son risque lésionnel.

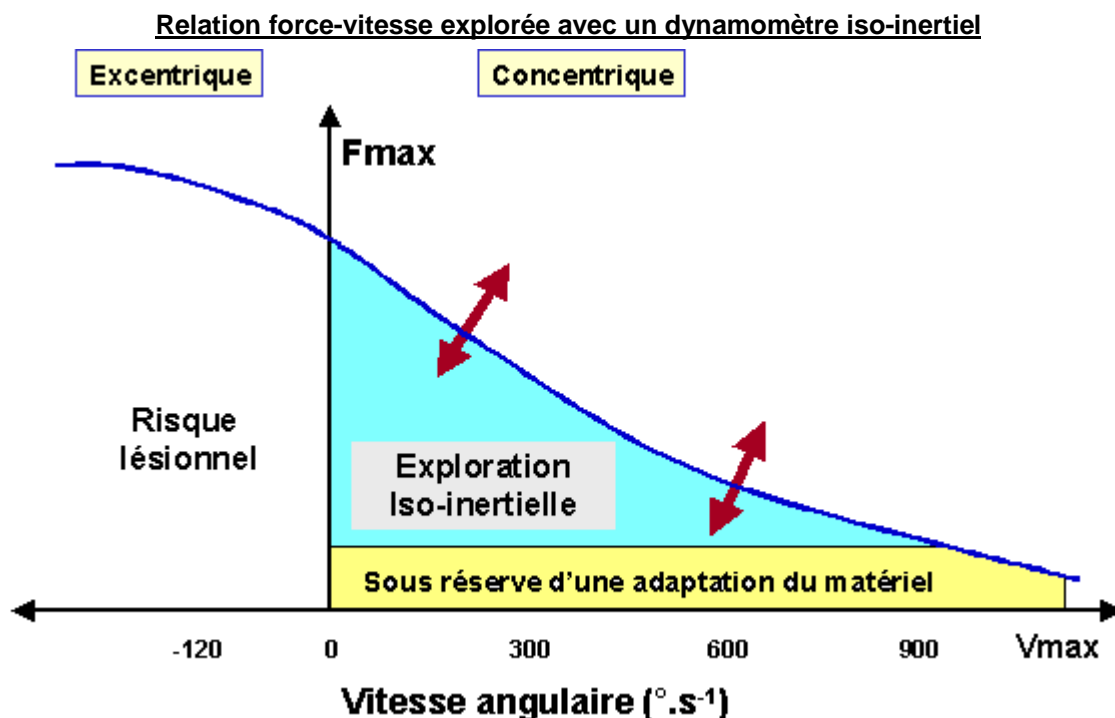


Figure VI.7 – Exploration iso-inertielle de la relation force-vitesse.

Compte tenu de leur spécificité et de leurs faibles corrélations, les évaluations iso-inertielles (DC) et isocinétiques (coude) ne sont pas redondantes.

L'évaluation isocinétique du coude se révélera utile dans certains contextes :

- ▶ la force des fléchisseurs et extenseurs définit leur développement spécifique et leur éventuelle faiblesse ;
- ▶ l'étude agonistes / antagonistes vérifie l'équilibre des muscles réciproques ;
- ▶ les comparaisons bilatérales démontrent les éventuelles conséquences fonctionnelles d'une lésion (articulaire ou musculo-tendineuse), et/ou vérifient l'influence d'une pratique sportive à latéralité dominante ;
- ▶ elle objective les effets d'un entraînement général ou d'une revalidation fonctionnelle ;
- ▶ l'évaluation excentrique apprécie la capacité frénatrice musculaire.

L'isocinétisme apprécie certaines adaptations spécifiques de l'entraînement [Kanehisa et Miyashita, 1983 ; Bell et al., 1992 ; Aagaard et al., 1996 ; Pousson et al., 1999 ; Ferri et al., 2003] et pourrait différencier certains sportifs de haut niveau [Wrigley et Strauss, 2000 ; Jidovtseff et al., 2005]. La méthode isocinétique pourrait cependant ne pas se révéler reproductible et valide dans tous les contextes [Wrigley et Strauss, 2000].

L'isocinétisme ne parvient pas toujours à différencier le niveau sportif [Fry et al., 1991 ; Cometti et al., 2001 ; Dauty et Potiron-Josse, 2004 ; Forthomme, 2005]. Plusieurs études concernent des disciplines où la force constitue un simple facteur limitant, sans influencer directement la performance [Fry et al., 1991 ; Cometti et al., 2001 ; Dauty et Potiron-Josse, 2004 ; Forthomme, 2005]. Dans certains sports (collectifs, raquettes, combats,...), le niveau sportif serait plus lié au degré de l'habileté qu'à celui de la force. Dans ces disciplines, les relations entre les variables isocinétiques ou iso-inertielles avec la performance restent généralement faibles. Certaines actions décisives, étroitement liées au développement musculaire (lancers, sauts, sprints, ...), apparaissent mieux corrélées avec les performances isocinétiques [Dowson et al., 1998 ; Dauty et al., 2002 ; Dauty et Josse, 2004 ; Forthomme, 2005], mais de manière non systématique [Farrar et Thorland, 1987 ; Magnoni et al., 1994]. Le caractère analytique de l'isocinétisme et le contrôle de la vitesse s'éloignent cependant de la gestuelle sportive, où le mouvement se caractérise par l'accélération d'une chaîne musculaire contre une résistance constante [Cronin et al., 2002]. La spécificité dynamique et biomécanique iso-inertielle justifie des corrélations généralement plus élevées [Murphy et al., 1994 ; Bosco et al., 1995 ; Dempsey et al., 1998 ; Wilsoff et al., 2004].

## 2. Exploration de la fatigabilité musculaire

La **fatigabilité** musculaire serait spécifiquement liée aux conditions d'évaluation [Enoka et Stuart, 1992 ; Vøllestad, 1997], et plus spécifiquement à la durée de l'effort, son intensité (niveau de force et de vitesse) et son mode de contraction (dynamique ou statique).

Nos deux épreuves de résistance à la fatigue présentent deux points communs essentiels : le dynamisme et l'intensité maximale.

La durée (40-50 secondes) de l'effort isocinétique dépasse celle de l'épreuve iso-inertielle (24-30 secondes) et devrait - théoriquement - induire une fatigue plus importante ; or, il n'en est rien, la performance iso-inertielle diminue deux fois plus...

Plusieurs hypothèses permettraient d'expliquer cette différence :

- ▶ la vitesse iso-inertielle plus élevée ;
- ▶ la fréquence iso-inertielle plus élevée réduisant l'intervalle entre deux contractions ;
- ▶ l'activation musculaire iso-inertielle supérieure ;
- ▶ le nombre de groupes musculaires impliqués ;
- ▶ les conditions du protocole expérimental : ainsi, l'évaluation isocinétique réalisée (position recommandée par le constructeur) demeure problématique : le sujet n'est pas immobilisé par des sangles, ce qui entraîne un décollement scapulaire et un glissement du tronc sur l'assise. L'épreuve isocinétique de résistance à la fatigue s'accompagne alors de diverses compensations qui participeraient au meilleur maintien de la performance.

La difficulté subjective de l'effort, appréciée par l'échelle de Borg, [Borg et Noble, 1974 ; Setruk et al., 1995], ne distingue pas les épreuves, mais, selon les déclarations des sujets, la nature de l'effort et de la fatigue diffèrent selon les deux épreuves.

Outre leurs particularités protocolaires, les deux épreuves n'apprécient pas les mêmes aspects de la fatigue, expliquant d'ailleurs l'absence de corrélation élevée.

L'épreuve isocinétique apprécie la fatigue de deux groupes musculaires antagonistes d'un seul coude, alors que l'évaluation iso-inertielle concerne les membres supérieurs réalisant un mouvement complexe poly-articulaire. La capacité à utiliser le contre-mouvement, la coordination inter-musculaire et l'économie gestuelle pourraient modifier les résultats. La résistance iso-inertielle à la fatigue ne dépend pas des seuls extenseurs du coude mais également d'autres muscles (scapulaires, notamment).

L'épreuve iso-inertielle apparaît plus discriminante que le test isocinétique. La réduction (20 %) isocinétique apparaît relativement faible et on pourrait même s'interroger sur sa validité, en rappelant que le coefficient de variation de l'index de fatigue avoisine les 10 % [Maquet et al., 2004], valeur proche de la variabilité inter-individuelle de notre groupe... Une adaptation nécessaire du protocole devrait entraîner une diminution plus sévère des performances : une augmentation des répétitions ou une diminution de la vitesse accentuerait la fatigue ; une position d'évaluation plus stable limiterait les compensations.

L'index de fatigue isocinétique (ratio entre les trois dernières répétitions sur les trois premières) ne semble pas pertinent : si le sujet ne collabore pas en début d'effort, ou s'il ne réalise pas correctement une des trois premières répétitions (ce qui arrive régulièrement à la première), l'index ne sera plus précis. Nous conseillons le calcul de la moyenne des 5 premières répétitions, comme en iso-inertiel, ou de retenir la meilleure répétition initiale. Ces adaptations de l'index ne sont malheureusement pas possibles sur le dynamomètre Cybex Norm ; en effet, l'expérimentateur ne peut accéder au logiciel de gestion des données brutes, empêchant toute modification de l'index...

Les problèmes liés à la position d'évaluation, à la collaboration du sujet et au calcul de l'index altèrent singulièrement la validité isocinétique. Les caractéristiques différentes (Tableau VI.11) des deux épreuves justifient-elles les faibles corrélations observées ? Nos résultats soutiennent la spécificité de la fatigue [Enoka et Stuart, 1992], mais devraient se vérifier après une adaptation du protocole isocinétique.

Tableau VI.11 – Caractéristiques des épreuves isocinétiques et iso-inertielles de résistance à la fatigue.

<b>Evaluation isocinétique</b> <b>Flech-Ext du coude</b>	<b>Evaluation Iso-inertielle</b> <b>Développé couché</b>
	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Mouvements dynamiques</li> <li>▶ 30 répétitions</li> <li>▶ Intensité maximale initiale</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Mouvement analytique</li> <li>▶ Vitesse contrôlée</li> <li>▶ Durée : 40-50 sec</li> <li>▶ Travail alternatif des fléchisseurs et extenseurs</li> <li>▶ Travail exclusivement concentrique</li> <li>▶ IF = Moy 3 dernières / Moy 3 premières</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▶ Mouvement complexe poly-articulaire</li> <li>▶ Charge constante</li> <li>▶ Durée : 24-30 sec</li> <li>▶ Montée active, descente ± passive</li> <li>▶ Utilisation du cycle étirement-détente</li> <li>▶ IF = Moy 5 dernières / Moy 5 premières</li> </ul>

### III. Sensibilité aux effets de l'entraînement

---

Toute évaluation musculaire de qualité devrait pouvoir apprécier les adaptations fonctionnelles induites par un entraînement. Les deux méthodes (iso-inertielle et isocinétique) objectivent des gains musculaires dans les groupes **FORCE** et **VITESSE** contrastant avec la stabilité du groupe **CONTROLE** ; elles posséderaient une capacité générale à détecter les effets de l'entraînement.

Les résultats du groupe **CONTROLE** confirment l'absence de familiarisation d'une séance isocinétique à l'autre. La simplicité gestuelle de la flexion - extension du coude justifie une réalisation technique de qualité dès la première séance, limitant l'effet d'accoutumance. L'évaluation isocinétique s'accompagne rarement d'une familiarisation significative d'une séance à l'autre [Gleeson et Mercer, 1993 ; Wrigley et Strauss, 2000].

Les travaux ayant exploré la sensibilité (capacité à détecter les effets de l'entraînement) de plusieurs techniques d'évaluation restent équivoques. Certains révèlent des améliorations significatives de la fonction musculaire dans toutes les modalités d'évaluation [Baker et al., 1994 ; Abernethy et Jürimäe, 1996 ; Blasevich et Jenkins, 2002]. Un entraînement de 12 semaines en squat (6-RM) améliore non seulement le 1RM en squat, mais aussi l'extension isométrique maximale du genou [Baker et al., 1994]. D'autres révèlent, par contre, des gains spécifiques exclusivement liés au mode d'entraînement, sans transfert vers les autres modalités [Hurley et al., 1988 ; Pearson et Costill, 1988 ; Wilson et al., 1993 ; Sleivert et al., 1995 ; Murphy et Wilson, 1997 ; Pousson et al., 1999]. Un entraînement isocinétique de 8 semaines au niveau d'une jambe améliore la force isocinétique, et non le 1RM alors qu'inversement, un entraînement iso-inertiel de l'autre jambe améliore le 1RM et non la force isocinétique [Pearson et Costill, 1988].

Les différents tests peuvent apprécier les effets d'un entraînement avec une sensibilité différente. Dans notre travail, l'évaluation iso-inertielle apparaît particulièrement sensible aux effets spécifiques de l'entraînement, par rapport à l'évaluation isocinétique qui apprécie plus discrètement les modifications musculaires.

L'entraînement **FORCE** provoque des améliorations iso-inertielles de près de 50 % pour Pmoy et Vmoy à 95 % du 1RM, supérieures aux faibles (10 %) gains isocinétiques des extenseurs du coude (Figure VI.8).

L'entraînement **VITESSE**, par contre, améliore la vitesse du mouvement spécifique de l'entraînement, mais aussi celle d'un geste plus analytique ; l'évaluation isocinétique révèle des améliorations d'autant plus nettes que la vitesse augmente.

Les gains isocinétiques apparaissent généralement moins significatifs et plus aléatoires qu'avec l'évaluation iso-inertielle (Figure VI.8). Les améliorations sont plus variables lorsque l'évaluation ne concerne pas spécifiquement les modalités de l'entraînement [Sleivert et al., 1995 ; Abernethy et Jürimäe, 1996 ; Murphy et al., 1997 ; Duchateau, 1997].

La sensibilité « temporelle » de l'évaluation iso-inertielle après un entraînement de même modalité dépasse celle des méthodes isométriques et isocinétiques [Pearson et Costill, 1988 ; Abernethy et Jürimäe, 1996]. Inversement, après un entraînement isocinétique, l'évaluation isocinétique apparaît plus sensible que la simple détermination du 1RM [Pearson et Costill, 1988, et autres], confirmant l'importance d'une évaluation spécifique.

Toute technique d'évaluation sera choisie en fonction du contexte et des moyens disponibles. La sensibilité augmente lorsque la modalité de l'évaluation se rapproche de celle de l'entraînement ; ainsi, après un entraînement isocinétique, l'évaluation isocinétique sera plus appropriée ; lorsque l'entraînement concerne des poids et haltères, l'évaluation iso-inertielle sera plus judicieuse.

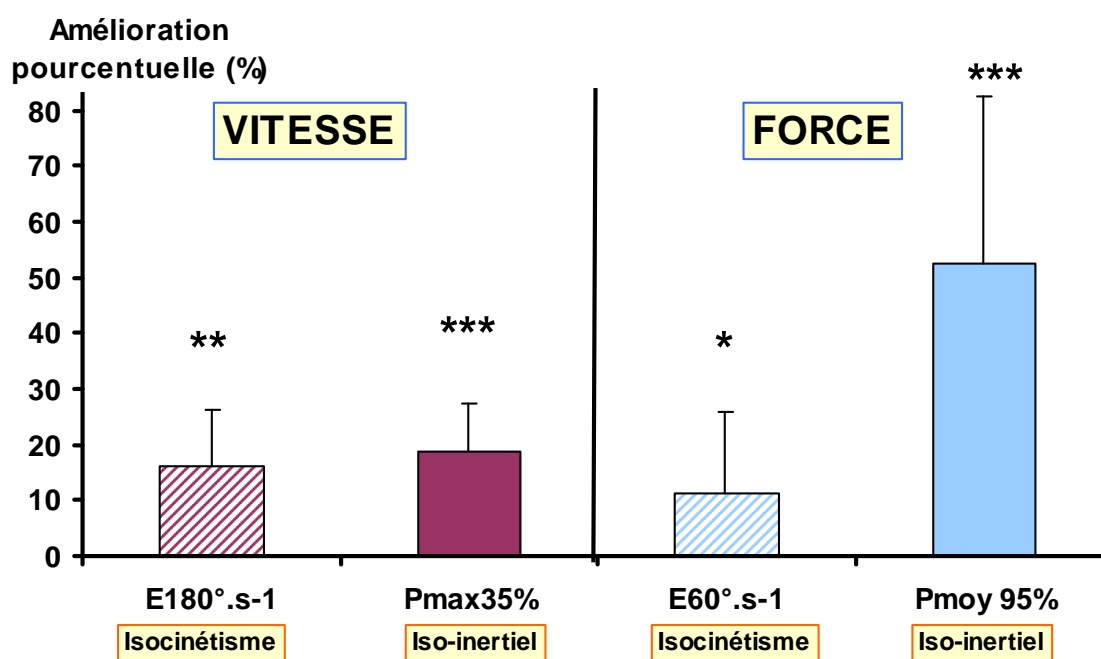


Figure VI.8 – Comparaison des améliorations pourcentuelles isocinétiques et iso-inertielles après un entraînement spécifique de VITESSE ou de FORCE. Les mesures les plus représentatives de l'entraînement VITESSE (MFM isocinétiques des extenseurs à 180°.s<sup>-1</sup> et Pmax à 35 % du 1RM en iso-inertiel) et les mesures les plus représentatives de l'entraînement FORCE (MFM isocinétiques des extenseurs à 60°.s<sup>-1</sup> et Pmoy à 95 % du 1RM en iso-inertiel) sont représentées (moyennes + écarts types).

Les adaptations structurelles, neuromusculaires et mécaniques de l'entraînement iso-inertiel influenceraient plus discrètement la performance isocinétique [Abernethy et Jurimäe, 1996]. L'activation musculaire isocinétique inférieure pourrait moduler l'efficacité de l'entraînement, et la sensibilité de l'évaluation.

Dans le cadre d'une même gestuelle, les corrélations entre les paramètres isocinétiques ou iso-inertiels et la performance s'avèrent comparables et ils permettraient d'apprécier avec la même efficacité les différences individuelles de force [Murphy et Wilson, 1996]. Les faibles relations entre l'isocinétisme et la performance sportive, résultent en fait des conditions non spécifiques d'évaluation. Une épreuve isocinétique « gestuellement » spécifique améliorerait sa validité et son évaluation athlétique, même après un entraînement iso-inertiel [Murphy et Wilson, 1996].

La sensibilité longitudinale respective des évaluations spécifiques isocinétiques et iso-inertielles doit encore être définie.

Toute évaluation spécifique devrait apprécier un mouvement le plus proche possible de celui de l'entraînement.

L'évaluation musculaire ne devrait pas mesurer les modifications globales de la performance, mais plutôt vérifier toutes les composantes de force, puissance et vitesse, éventuellement décisives [Murphy et Wilson, 1997]. Cette approche sera nuancée selon la catégorie sportive [Wrigley et Strauss, 2000]. On distingue ainsi :

- ▶ les sports « force-puissance dépendants », où la performance s'avère étroitement liée au développement musculaire (power lifting, haltérophilie, lancers, sauts, etc...) ;
- ▶ les sports « limités par la force-puissance », où la performance n'apparaît pas directement liée au développement musculaire, mais où une faiblesse relative pourrait s'avérer limitative (sports collectifs et de raquettes, sports de combats, gymnastique, etc...) ;
- ▶ les sports « force-puissance indépendants », où la réussite ne dépend jamais de la triade force-vitesse-puissance mais bien de l'endurance et/ou de la technique (marathon, biathlon, sports de précision, etc...).

Dans les disciplines sportives « force-puissance dépendantes », l'évaluation iso-inertielle objectiverait, avec spécificité et sensibilité, les modifications musculaires liées à l'entraînement. Par contre, dans les disciplines « limitées par la force-puissance », le développement musculaire, essentiellement lié à la réalisation optimale de certains éléments décisifs (détente, sprints, changements de direction, puissance de tir, etc...), n'entraînera pas nécessairement de meilleurs résultats. Une équipe de football, même physiquement très bien préparée, ne gagnera pas nécessairement ses matchs si elle ne possède pas une excellente technique, une bonne tactique...

Les actions musculaires en force-vitesse-durée, variables d'un sport à l'autre, nécessitent le développement de modalités d'entraînement et d'évaluation correspondant aux véritables spécificités de la discipline sportive.

D'autres aspects musculaires méritent une exploration de qualité.

La pratique sportive intense génère un risque lésionnel. Les entorses (cheville, genou) résultent souvent de faiblesses particulières de l'appareil locomoteur [Kaminski et Hartsell, 2002] ; certaines blessures musculaires sont favorisées par un déséquilibre entre les agonistes et antagonistes [Croisier et Crielaard, 1996 ; Proske et al., 2004 ; Forthomme, 2005]. L'évaluation isocinétique analytique peut, non seulement détecter le risque lésionnel musculaire (évaluation), mais aussi réduire l'éventuel déséquilibre (entraînement). Cet équilibre musculaire serait essentiel chez les sprinteurs et les footballeurs de haut niveau [Cometti et al., 2001 ; Croisier et al., 2003 ; Proske et al., 2004 ; Croisier, 2005]. Par ailleurs, dans un contexte traumatique, seule une évaluation analytique du muscle lésé pourra objectiver le retour à la normale.

La modalité excentrique, intervenant dans les actions frénatrices de nombreux gestes dynamiques (courses, sauts, lancers), mérite également d'être explorée. Seul le dynamomètre isocinétique apprécie, dans des conditions optimales de sécurité, ce mode particulier de contraction. Contrairement aux

dynamomètres iso-inertiels, l'effort peut être interrompu par le patient dès la moindre gêne. L'évaluation excentrique calcule certains ratios mixtes ( $IJ_{exc}/Q_{conc}$ ), particulièrement discriminants et permettant d'apprécier le risque lésionnel musculaire [Croisier et Crielaard, 1996 ; Aagaard et al., 1998] ; elle serait également corrélée avec diverses performances athlétiques [Jidovtseff et al., 2005].

Les deux évaluations apparaissent donc bien complémentaires et ne peuvent être qualifiées de redondantes ; en conséquence, leur utilisation sera respectivement conseillée dans des contextes sportifs spécifiques différents :

- ▶ **l'évaluation iso-inertielle** vérifiera l'efficacité du renforcement musculaire sur les composantes F-V-P et sur la résistance à la fatigue,
  
- ▶ **l'évaluation isocinétique** permettra le dépistage du risque lésionnel musculaire, d'apprécier l'efficacité d'un travail de rééquilibrage et d'évaluer les potentialités excentriques.

Tableau VI.12 – Paramètres imposés, variables, avantages et inconvénients de chaque modalité d'effort.

	<b>Isocinétique</b>	<b>Iso-inertiel</b>
<b>Caractéristiques de l'effort</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vitesse constante</li> <li>• Force maximale sur tout le mouvement</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Charge constante</li> <li>• Vitesse maximale sur tout le mouvement</li> </ul>
<b>Type de mouvement</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Principalement en CCO</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Principalement en CCF</li> </ul>
<b>Possibilités d'évaluation</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Force, travail, puissance à différentes vitesses</li> <li>• Angle d'efficacité maximale</li> <li>• Fatigabilité musculaire</li> <li>• Comparaison bilatérale</li> <li>• Equilibre agoniste/antagoniste</li> <li>• Concentrique et excentrique</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Force, vitesse, puissance à différentes charges</li> <li>• Position d'efficacité maximale</li> <li>• Fatigabilité musculaire</li> <li>• Concentrique, pliométrique, projection</li> </ul>
<b>Avantages</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Evaluation de la relation tension-longueur</li> <li>• Analyse d'un déficit musculaire</li> <li>• Déséquilibres homologues et agonistes / antagonistes</li> <li>• Evaluation excentrique</li> <li>• Sécurité optimale lors de l'évaluation excentrique</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Evaluation de la relation F-V-P</li> <li>• Modalité fonctionnelle, correspondant à celle de l'entraînement</li> <li>• Exploration cycle étirement-détente</li> <li>• Evaluation avec projection</li> <li>• Utilisation sur le lieu de l'entraînement</li> </ul>
<b>Inconvénients</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Evaluation limitée de la relation F-V-P</li> <li>• Vitesse contrôlée non physiologique</li> <li>• Faible sensibilité à la musculation classique</li> <li>• Prix élevé et accessibilité</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mouvement uniaxial</li> <li>• Impossibilité de détecter un déficit musculaire</li> <li>• Adaptation du matériel pour sujets « faibles »</li> <li>• Familiarisation nécessaire</li> <li>• Evaluation excentrique difficile</li> </ul>
<b>Applications</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Détection du risque lésionnel</li> <li>• Exploration de l'équilibre musculaire</li> <li>• Analyse d'un renforcement local</li> <li>• Profils spécifiques</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Apprécier les progrès de l'entraînement</li> <li>• Profils spécifiques</li> </ul>

# Conclusions générales

---

---

## I. Le concept de l'évaluation iso-inertielle

---

Toute évaluation musculaire sera choisie en fonction du contexte athlétique ; en effet, le domaine des activités physiques et sportives exige une évaluation spécifique, proche des conditions d'entraînement.

Nous avons souligné les limites des méthodes classiques :

- ▶ l'isométrie, peu spécifique, n'aborde jamais l'aspect dynamique du mouvement ;
- ▶ l'isocinétisme, s'accompagne d'une cinétique analytique contrôlée, différente de la gestuelle sportive ;
- ▶ la charge la plus élevée mobilisable une seule fois (1RM) apprécie essentiellement la force en début de mouvement et ne précise jamais la vitesse d'exécution ;
- ▶ certaines épreuves de détente verticale, apprécient les seules qualités explosives des membres inférieurs.

Le **dynamomètre iso-inertiel** quantifie un effort musculaire dynamique, pouvant être réalisé contre différentes charges d'inertie constante.

Cette modalité d'effort repose sur les différentes lois physiques qui régissent les actions sportives mais aussi de simples gestes de la vie quotidienne.

Des capteurs physiques (capteur de déplacement, accéléromètre, capteur optique, sonar, caméra haute vitesse, ...) sont utilisés pour quantifier la mobilisation d'une charge constante au cours d'exercices classiques de musculation comme le développé couché ou le squat.

L'évaluation dynamométrique iso-inertielle, bien que transportable sur le terrain et de prix raisonnable, reste peu fréquente : les modèles commercialisés sont rares et la littérature scientifique relativement anecdotique...

---

## II. Mise au point dynamométrique

---

Le développé couché, véritable pilier du renforcement des membres supérieurs, se retrouve dans de nombreux programmes de musculation où son évaluation se justifie pleinement.

Les progrès technologiques (capteurs physiques précis ; logiciels informatiques performants et accessibles) ont permis la conception d'un **dynamomètre iso-inertiel** qui apprécie, lors d'un **développé couché**, le déplacement vertical d'une charge variable ; l'appareil comporte plusieurs éléments :

- ▶ un banc de musculation qui autorise la réalisation d'exercices verticaux dans des conditions optimales de sécurité,
- ▶ deux capteurs physiques (capteur de déplacement et accéléromètre) qui apprécient les caractéristiques physiques de la mobilisation de la barre,
- ▶ un matériel électronique qui transfère les signaux à l'ordinateur,
- ▶ un ordinateur portable qui recueille la programmation informatique traitant les données (instruments virtuels développés à partir du logiciel Labview<sup>®</sup>).

Le capteur de déplacement et l'accéléromètre, instruments valides et reproductibles, offrent des mesures précises de la position et de l'accélération de la barre. La combinaison des deux capteurs représente le meilleur compromis pour apprécier **la vitesse** et **la puissance**.

Une simulation de mouvement démontre l'excellente reproductibilité (0,4 à 1,7%) dynamométrique de nos paramètres. Elle révèle également l'existence de forces de frottement, proportionnelles à la vitesse de la barre.

Lors du développé couché, la reproductibilité iso-inertielle (2 à 10 %) varie selon l'épreuve, la modalité d'effort, le paramètre et la charge.

Le travail concentrique apparaît plus reproductible que les mouvements complets. Le contre-mouvement préalable, non contrôlable, doit régulièrement être recommencé.

Le travail avec projection, sensiblement plus reproductible, se réalise difficilement dans des conditions optimales de sécurité.

La reproductibilité iso-inertielle varie selon la **charge** :

- ▶ à charge légère, le contrôle difficile de la fin du mouvement influence la reproductibilité ;
- ▶ aux charges les plus élevées, la mobilisation difficile de la barre dans les premiers centimètres explique la durée variable de l'effort et la plus faible reproductibilité des paramètres iso-inertiels, surtout moyens ;
- ▶ aux charges intermédiaires (50 et 70 % du 1RM), la reproductibilité apparaît excellente : la charge assez lourde ne pourra plus être projetée involontairement mais elle sera assez légère que pour ne pas perturber l'effort initial.

La reproductibilité varie selon le **paramètre** :

- ▶ le déplacement, très reproductible (CV de 2 à 4 %) dépend surtout des caractéristiques biométriques individuelles ;
- ▶ la **vitesse** (CV de 3 à 7%) s'avère plus reproductible que la **puissance** (CV de 5 à 8%) ;
- ▶ **T<sub>pm</sub>**, moins reproductible, présente peu d'intérêt.

### III. Caractéristiques de l'évaluation iso-inertielle

---

Nous avons défini les **caractéristiques** de l'évaluation iso-inertielle :

#### 1. Modalités de mouvement

Le développé couché sera rigoureusement standardisé. Le sujet se place en décubitus dorsal sur le banc, la barre reposant verticalement au-dessus de la ligne des tétons. Pour limiter les compensations, les cuisses sont placées à la verticale. La prise de la barre correspond à la distance entre les mains lorsque l'adduction des épaules et la flexion des coudes atteignent 90°.

Le mouvement sera le plus ample possible, sans toutefois permettre un contact de la barre avec la poitrine ou avec les taquets de sécurité ; il semble plus judicieux de réaliser le mouvement uniquement en concentrique.

Le contre-mouvement, d'apprentissage plus difficile, sera utilisé :

- ▶ lorsque l'on souhaite explorer l'utilisation optimale du cycle étirement-détente ;
- ▶ lorsque l'on étudie la fatigabilité musculaire en enchaînant plusieurs mouvements d'affilée.

L'effort avec projection de la barre autorise une action propulsive assez proche de la dynamique sportive (lancers, frappes), permettant le développement d'une vitesse et d'une puissance plus élevées. La projection ne sera envisagée que si les conditions matérielles permettent un travail en toute sécurité ; l'utilisation d'un guide barre avec des taquets de sécurité semble indispensable.

## 2. Evaluation du profil F-V-P

Notre dynamomètre iso-inertiel évalue **la vitesse** et **la puissance** pour diverses charges relatives, **exprimées en % du 1RM**, ce qui présente plusieurs avantages :

- ▶ les sujets exécutent un effort effectivement proportionnel à leur force ;
- ▶ les comparaisons inter-individuelles demeurent possibles au terme d'un effort équivalent ;
- ▶ l'étude de la relation force-vitesse nécessite le même nombre de charges.

La détermination du 1RM nécessite une séance individuelle mise à profit pour familiariser le sujet avec les conditions expérimentales.

Le registre des charges explore chaque zone de la relation force-vitesse-puissance.

- ▶ La vitesse maximale doit s'apprécier avec une charge aussi légère que possible. Une barre robuste s'avère cependant indispensable à l'évaluation des athlètes de haut niveau ; cette seule charge (23 kg dans notre dynamomètre) correspond déjà, pour certains sujets, à un pourcentage déjà élevé de leur force maximale.
- ▶ Une charge élevée ( $\geq 80$  % du 1RM) appréciera la force maximale. Certaines machines de musculation et barres ne permettent pas toujours d'accueillir des charges extrêmement élevées ( $> 200$ kg), compliquant l'évaluation des sujets très athlétiques.
- ▶ Les charges intermédiaires (comprises entre 30 et 70 % du 1RM) apprécient la puissance musculaire maximale.

Nous conseillons 3 ou 4 essais aux charges les plus légères ( $\leq 50$  %) et 2 ou 3 essais aux charges les plus lourdes ( $> 50$  %). La récupération inter-essai optimale varie quelque peu : une minute aux charges légères et deux à trois minutes au delà de 50 % du 1RM.

L'instruction prodiguée par l'expérimentateur sera standardisée : le sujet doit accélérer la barre sur tout le mouvement afin que la vitesse soit la plus élevée possible à la fin de l'extension.

Divers paramètres sont retenus pour quantifier l'effort iso-inertiel :

- ▶ le **déplacement maximum (Dmax)**,
- ▶ les **vitesse moyenne et maximale (Vmax et Vmoy)**,
- ▶ les **puissances moyenne et maximale (Pmax et Pmoy)**.

La vitesse diminue systématiquement avec l'augmentation de la charge, selon une équation quadratique pour **Vmax** et linéaire pour **Vmoy**.

La relation charge-puissance présente un aspect parabolique, dont le sommet s'observe entre 50 et 70 % du 1RM pour Pmoy et entre 15 et 35 % du 1RM pour Pmax.

Toute étude comparative inter-individuelle nécessite une mesure de vitesse et de puissance avec une même charge absolue.

La relation linéaire charge-Vmoy apparaît particulièrement intéressante :

- ▶ elle permet d'apprécier la vitesse pour quatre charges absolues différentes ( $V_0$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{40}$ ,  $V_{60}$ ), mais aussi la charge théorique correspondant à une vitesse nulle ( $CH_0$ ) ;
- ▶ elle permettrait également de déterminer le 1RM en mesurant la seule vitesse moyenne à 2 charges : une légère (30 à 50 % du 1RM) et une moyenne (60 à 80 % du 1RM). Cette méthode ne concerne qu'un nombre limité d'essais réalisés avec deux charges sous maximales.

L'analyse de courbes précise les caractéristiques de l'effort iso-inertiel et peut apprécier l'influence du contre-mouvement et de la projection :

- ▶ la **vitesse** présente des phases d'accélération(s) et de décélération variables en fonction de la charge et de la modalité : la décélération se réduit lorsque la charge augmente et lors de la projection ;
- ▶ aux charges très élevées, on observe 2 phases d'accélération (début et fin de mouvement) séparées par une zone intermédiaire biomécaniquement défavorable ;
- ▶ la **puissance** définit le travail propulsif ( $p > 0$ ) et frénateur ( $p < 0$ ) ;
  - à charge faible, l'accélération est brutale et le travail frénateur en fin d'extension important ;
  - au fur et à mesure que la charge s'élève, la phase propulsive augmente et la phase frénatrice diminue pour finalement disparaître.

### 3. Evaluation de la résistance à la fatigue

L'évaluation iso-inertielle de la résistance à la fatigue s'apprécie au cours d'une épreuve qui comporte :

- ▶ 30 répétitions maximales à 40 % du 1RM (durée :  $27 \pm 3$  secondes),
- ▶ l'enchaînement des mouvements complets en insistant sur l'amplitude et le dynamisme de la seule phase concentrique,
- ▶ une phase excentrique, exécutée librement, permettant une utilisation optimale du cycle étirement-détente.

Le sujet devra absolument débiter l'effort avec une intensité maximale qu'il s'efforcera de maintenir tout au long des trente répétitions. Nous vérifions la collaboration du sujet, grâce à l'exécution préalable d'une série de 3 répétitions maximales.

La Pmax et la Vmax diminuent linéairement au cours de l'épreuve alors que Pmoy et Vmoy présentent une fatigabilité initiale moins prononcée.

L'**index de fatigue** correspond, pour chaque paramètre, au ratio établi entre la performance de fin d'effort (moyenne des 5 dernières répétitions) et de début d'effort (moyenne des 5 premières répétitions).

L'épreuve de fatigabilité présente une **reproductibilité** satisfaisante :

- ▶ au **début** et au **milieu** de l'épreuve, les performances présentent une bonne reproductibilité, comparable à l'évaluation du profil F-V-P ;
- ▶ en **fin** d'épreuve, la plus grande variabilité (principalement Pmax et Vmax) semble influencée par l'état de forme et la motivation ;
- ▶ la reproductibilité des index de fatigue (CV entre et 13,5%) dépend étroitement de la variabilité des performances en fin d'épreuve ;
- ▶ les paramètres moyens restent plus reproductibles que les paramètres maximaux.

L'intensité absolue de l'effort s'apprécie par la **P Moyenne** développée au cours des 30 répétitions.

Les courbes présentent, au cours de chaque mouvement, une augmentation initiale brusque de la performance, favorisée par le contre-mouvement préalable. Les paramètres évoluent, comme si une charge relative de plus en plus élevée était soulevée:

- ▶ le développé prend de plus en plus de temps ;
- ▶ la phase propulsive devient proportionnellement de plus en plus importante ;
- ▶ l'action frénatrice terminale disparaît presque totalement à la fin de l'épreuve.

L'épreuve de fatigabilité offre deux informations complémentaires :

- ▶ si l'on souhaite apprécier la fatigabilité musculaire, c'est l'**index de fatigue** qu'il faudra retenir ;
- ▶ si l'on souhaite examiner la capacité anaérobie, la **P Moyenne** sera alors étudiée.

La performance iso-inertielle en début d'effort apparaît corrélée avec celle d'un effort maximum concentrique à la même charge. Par contre, les corrélations se réduisent au fil de l'effort, pour devenir très faibles au terme de l'épreuve : les qualités de force-vitesse sont indépendantes de la fatigabilité musculaire.

---

## IV. Sensibilité de l'évaluation iso-inertielle

---

L'évaluation iso-inertielle est sensible :

**- elle permet une discrimination inter-individuelle**

Les informations délivrées lors d'une évaluation iso-inertielle présentent une variabilité inter-individuelle importante et ce, malgré la bonne reproductibilité des données. Le caractère discriminant du profil F-V-P ainsi que de l'épreuve de la résistance doit être souligné.

Cette sensibilité a été mise en évidence notamment par le calcul des relations charge-Vmoy et charge-Pmoy : les sujets les plus forts ne sont pas nécessairement les plus véloce et les sujets les plus véloce ne sont pas toujours les plus forts.

L'évaluation iso-inertielle détermine concrètement différents profils musculaires au sein même d'une population homogène.

La fatigabilité musculaire varie également d'un sujet à l'autre : avec une même charge relative, les sujets les plus résistants démontrent une diminution de performance, inférieure à 20 %, alors que les sujets moins résistants présentent une réduction de plus de 50 %.

**- elle permet la discrimination des populations sportives différentes**

L'évaluation iso-inertielle précise l'influence du niveau général d'activité physique sur la fonction neuromusculaire : ainsi, par rapport aux sédentaires, les **étudiants en éducation physique** présentent une force supérieure qui déplace les relations Ch-vitesse et Ch-puissance vers la droite, sans pour autant modifier le profil F-V-P, ni la fatigabilité musculaire.

L'exploration iso-inertielle souligne le développement musculaire particulier lié à des pratiques sportives spécifiques, comme le culturisme (BODY) ou les lancers (LANC) ;

- ▶ les sujets **BODY**, très forts, mais proportionnellement plus lents, possèdent une excellente résistance à la fatigue,
- ▶ les **lanceurs**, très forts, mais également très rapides, apparaissent particulièrement puissants. Leur résistance à la fatigue, par contre, ne diffère pas de celle des sédentaires ni des EP.

**- elle permet de détecter spécifiquement les effets d'un entraînement sur la fonction musculaire**

L'évaluation iso-inertielle objective précisément l'efficacité d'un entraînement musculaire. L'analyse des paramètres chiffrés, combinée à l'étude des courbes, démontre les effets spécifiques d'un entraînement en VITESSE comparativement à un entraînement en FORCE.

L'épreuve de résistance à la fatigue démontre également sa capacité à détecter des améliorations induites par un entraînement spécifique en RESISTANCE.

---

## V. Intérêts, limites et perspectives

---

### Intérêts

Le choix d'une technique d'évaluation dépend du contexte et des moyens disponibles. La confrontation des techniques iso-inertielle et isocinétique démontre l'**intérêt**, mais aussi les **limites** de l'évaluation iso-inertielle.

L'évaluation iso-inertielle apprécie exhaustivement les relations F-V-P lors d'un effort concentrique. L'effort musculaire, réalisé contre différents niveaux de charge, apprécie la force, la puissance et la vitesse maximale. L'exploration de la résistance à la fatigue apparaît également intéressante.

Le caractère discriminant de l'évaluation iso-inertielle compare les profils musculaires et situe un individu à l'intérieur d'un groupe.

L'évaluation iso-inertielle explore certains aspects physiologiques et biomécaniques de la performance. Par exemple, l'intervention du cycle étirement-détente se détermine en comparant des exercices avec ou sans contre-mouvement. La perspective de réaliser une évaluation avec projection apparaît particulièrement intéressante.

L'évaluation dynamométrique iso-inertielle apprécie les effets d'un entraînement composé d'exercices de poids et haltères. Le mouvement d'évaluation correspondant à celui de l'entraînement, la spécificité apparaît maximale. La transportabilité du dynamomètre permet son utilisation sur le lieu d'entraînement, facilitant le suivi longitudinal ; de plus, la connaissance du résultat constitue un élément motivant lors du renforcement musculaire.

Si l'évaluation iso-inertielle apparaît indispensable au suivi longitudinal des disciplines « force-puissance dépendantes », elle apprécie également le développement musculaire dans les disciplines « limitées par la force-puissance ».

L'utilisation de ces dynamomètres impose certaines règles car ils mesurent la seule composante de force appliquée selon un axe déterminé. L'utilisation d'un guide-barre, muni d'un système limitant les forces de frottement, garantit une évaluation de qualité.

### Limites

L'évaluation iso-inertielle nécessite la réalisation préalable d'une familiarisation. Cette séance contraignante évite l'effet d'apprentissage.

Le matériel robuste, utilisé avec les athlètes de haut niveau, ne permet généralement pas une évaluation avec une masse inférieure à 20 kg. Cette limite s'avère contraignante lorsque l'on souhaite explorer des populations plus faibles.

Une exploration exhaustive des qualités de force-vitesse chez tous les sujets nécessite une adaptation du matériel.

L'évaluation iso-inertielle s'adresse à des mouvements poly-articulaires ; approche globale et fonctionnelle qui présente quelques inconvénients :

- ▶ elle ne détecte pas un déficit musculaire local ;
- ▶ elle ne compare pas le développement agonistes / antagonistes ;
- ▶ elle ne décèle pas les déséquilibres bilatéraux.

Lorsqu'une exploration musculaire analytique est nécessaire, nous conseillons la méthode isocinétique, également préférée lorsque l'on souhaite étudier l'effort excentrique.

En effet, les conditions de sécurité de l'évaluation iso-inertielle excentrique restent loin d'être optimales. Les dynamomètres isocinétiques possèdent un grand avantage : la résistance étant instantanément asservie aux potentialités musculaires, le sujet peut immédiatement stopper son effort dès qu'il ressent une petite gêne.

### **Perspectives**

L'évaluation dynamométrique iso-inertielle apparaît prometteuse. Les caractéristiques de l'effort s'appliquent aux sportifs de haut niveau, mais pourraient également s'avérer intéressantes en milieu clinique. Les investigations futures restent nombreuses :

- ▶ étendre l'exploration iso-inertielle aux autres mouvements,
- ▶ étudier les relations avec les performances de terrain,
- ▶ développer l'exploration en CCO,
- ▶ explorer l'équilibre bilatéral,
- ▶ vérifier l'intérêt de l'évaluation iso-inertielle dans la réhabilitation musculaire,
- ▶ développer des épreuves d'endurance musculaire...

# Bibliographie

---

- Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Simonsen EB. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol* 534 : 613-623, 2001.
- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Appl Physiol* 92 : 2309-2318, 2002.
- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Dyhre-Poulsen P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Physiol* 89 : 2249-2257, 2000.
- Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson P, Larsson B, Dyhre-Poulsen P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle ratio. *Am J Sports Med* 26 : 231-236, 1998.
- Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Effects of different strength training regimes on moment and power generation during dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol* 69 : 382-386, 1994.
- Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiol Scand* 156 : 123-129, 1996.
- Abadie BR, Wentworth MC. Prediction of one repetition maximal strength from a 5-10 repetition submaximal strength test in college-aged females. *J Exerc Physiol* 4 : 1-6, 2000.
- Abdessemed D, Duche P, Hautier C, Poumarat G, Bedu M. Effect of recovery duration on muscular power and blood lactate during the bench press exercise. *Int J Sports Med* 20 : 368-373, 1999.
- Abernethy P, Jürimäe J. Cross-sectional and longitudinal uses of isoinertial, isometric, and isokinetic dynamometry. *Med Sci Sports Exerc* 28 : 1180-1187, 1996.
- Abernethy P, Wilson G, Logan P. Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Med* 19 : 401-417, 1995.
- ACSM (American College of Sports Medicine). Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. *Med Sci Sports Exerc* 34 : 364-380, 2002.
- Adamovich SV, Levin MF, Feldman AG. Central modifications of reflex parameters may underlie the fastest arm movements. *J Neurophysiol* 77 : 1460-1469, 1997.
- Adams KJ, Swank AM, Berning JM, Sevene-Adams PG, Barnard KL, Shimp-Bowerman J. Progressive strength training in sedentary, older African American women. *Med Sci Sports Exerc* 33 : 1567-1576, 2001.
- AEFA. Spécial lanciers. 75, 1981.
- Agre J. Hamstring Injuries : Proposed aetiological factors, prevention, and treatment. *Sport Med* 2 : 21-33, 1985.
- Agre JC, Magness JL, Hull SZ, Wright KC, Baxter TL. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehab* 68 : 454-458, 1987.
- Allen DG, Westerblad H, Lee JA, Lännergren J. Role of excitation-contraction coupling in muscle fatigue. *Sports Med* 13:116-126, 1992.
- Almasbakk B, Hoff J. Coordination, the determinant of velocity specificity? *J Appl Physiol* 81 : 2046-2052, 1996.

- Althaus P. Force maximale isocinétique des muscles extenseurs du coude. Influence de la position de l'avant-bras et de la vitesse du mouvement. *Ann Kinésither* 14 : 103-107, 1987.
- ANAES (Haute Autorité de la Santé). Études d'évaluation économique, études d'évaluation technologique. Les appareils d'isocinétisme en évaluation et en rééducation musculaire : intérêt et utilisation. ANAES, 2001.
- Anderson T, Kearney J. Effects of three resistance training programs on muscle strength and absolute and relative endurance. *Res Quat Exerc Sports* 53 : 1-7, 1982.
- Andrew JG. Biomechanical measures of muscular effort. *Med Sci Sports Exerc* 15 : 199-207, 1983.
- Angel RW. Myoelectric patterns associated with ballistic movement: effect of unexpected changes in load. *J Human Movement Studies* 1 : 96-103, 1975.
- Armstrong T, Glass SC. Motor unit recruitment of the pectoral muscle during incline and decline bench press exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1226, 1997.
- Asmussen E, Bonde-Petersen F. Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Physiol Scand* 92 : 537-545, 1974.
- Atha J. Strengthening muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 9 : 1-73, 1981.
- Augustsson J, Esko A, Thomee R, Svantesson U. Weight training of the thigh muscles using closed vs open kinetic chain exercises: A comparison of performance enhancement. *J Ortho Sports Phys Ther* 27 : 3-8, 1998.
- Augustsson J, Thomee R. Ability of closed and open kinetic chain tests of muscular strength to assess functional performance. *Scand J Med Sci Sports* 10 : 164-168, 2000.
- Ayalon M, Barak Y, Rubinstein M. Qualitative analysis of the isokinetic moment curve of the knee extensors. *Isokinetics Exerc Sci* 10 : 145-151, 2002.
- Bach TM, Chapman AE, Calvert TW. Mechanical resonance of the human body during voluntary oscillations about the ankle joint. *J Biomech* 16 : 85-90, 1983.
- Baker D, Nance S, Moore M. The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *J Strength Cond Res* 15 : 20-24, 2001.
- Baker D, Newton RU. Acute effect on power output of alternating an agonist and antagonist muscle exercise during complex training. *J Strength Cond Res* 19 : 202-205, 2005.
- Baker D, Wilson G, Carlyon B. Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 68 : 350-355, 1994.
- Barany M. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *J Gen Physiol* 50 Suppl : 197-218, 1967.
- Baratta R, Solomonow M, Zhou B, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular co-activation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 16 : 113-122, 1988.
- Barnes WS. Isokinetic fatigue curves at different contractile velocities. *Arch Phys Med Rehabil* 62 : 66-69, 1981.
- Barnett C, Kippers V, Turner P. Effects of variations of the bench press exercise on EMG activity of five shoulder muscles. *J Strength Conditioning Res* 9 : 222-227, 1995.

- Bar-Or O. The wingate test : An update on methodology, reliability and validity. *Sports Med* 4 : 381-394, 1987.
- Bartlett LR, Storey MD, Simons BD. Measurement of upper extremity torque production and its relationship to throwing speed in the competitive athlete. *Am J Sports Med* 17 : 89-91, 1989.
- Beelen A, Sargeant AJ. Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *J Appl Physiol* 71 : 2332-2337, 1991.
- Behm DG, Sale DG. Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *J Appl Physiol* 74 : 359-368, 1993a
- Behm D, Sale D. Velocity specificity of resistance training. *Sports Med* 15 : 374-388, 1993b
- Bell DG, Jacobs I. Velocity specificity of training in bodybuilders. *Can J Sports Sci* 17 : 28-33, 1992.
- Bell GJ, Petersen SR, Maclean I, Reid DC, Quinney HA. Effect of high velocity resistance training on peak torque, cross sectional area and myofibrillar ATPase activity. *J Sports Med Phys Fitness* 32 : 10-8, 1992.
- Bemben MG, Mayhew JL, Rohrs DM, Bemben DA, Ware J. Effect of resistance training on upper body strength, power and performance. *J Appl Sports Sci Res* 5 : 162, 1991.
- Bemben MG, Massey BH, Boileau RA, Misner JR. Reliability of isometric force-time curve parameters for men aged 20 to 79 years. *J Appl Sports Sci Res* 6 : 158-164, 1992.
- Beneke R, Hülter M. The effect of training on running economy and performance in recreational athletes. *Med Sci Sports Exerc* 37, 1794-1799, 2005.
- Berger RA. Effect of varied weight training programs on strength. *Res Q* 33 : 168-181, 1962.
- Berger RA. Optimum repetitions for the development of strength. *Res Q* 33 : 334-338, 1961.
- Bergeron M. Histoire de l'éducation physique. In : *Traité d'éducation physique. Tome 1. Labbé ed. Gaston Doin Paris* : 9-64, 1930.
- Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7 : 691-699, 1984.
- Bigland-Ritchie B, Thomas C, Rice C, Howarth J, Woods J. Muscle temperature, contractile speed, and motoneuron firing rates during human voluntary contractions. *J Appl Physiol* 73 : 2457-2461, 1992.
- Billeter R, Jostarndt-Fogen K, Gunthor W, Hoppeler H. Fiber type characteristics and myosin light chain expression in a world champion shot putter. *Int J Sports Med* 24 : 203-207, 2003.
- Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol* 13:83-92, 2003.
- Blackard DO, Jensen RL, Ebben WP. Use of EMG analysis in challenging kinetic chain terminology. *Med Sci Sports Exerc* 31 : 443-448, 1999.
- Blazevich AJ, Jenkins DG. Effect of the movement speed or resistance training exercises on sprint and strength performance in concurrently training elite junior sprinters. *J Sports Sci* 20 : 981-990, 2002.
- Bompa TO. Periodization. Theory methodology of training. *Human Kinetics Champaign*, 1999.
- Borg G, Noble. Perceived exertion. *Ex Sports Sci Rev* 2 : 131-153, 1974.

- Borst SE, DeHoyos DV, Garzarella L, Pollock BH, Lowenthal DT, Pollock M. Effects of resistance training on insulin-like growth factor-1 and IGF binding proteins. *Med Sci Sports Exerc* 33 : 648-653, 2001.
- Bosco C, Belli A, Astrua M, Tihanyi J, Pozzo R, Kellis S, Tsarpela O, Foti C, Manno R, Tranquilli C. A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *Eur J Appl Physiol* 70 : 379-386, 1995.
- Bosco C, Ito A, Komi PV, Luhtanen P, Rahkila P, Rusko H, Viitasalo JT. Neuromuscular Function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiol Scand* 114 : 543-550, 1982b.
- Bosco C, Komi PV, Ito A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 111 : 135-140, 1981.
- Bosco C, Komi PV, Tihanyi J, Fekete G, Apor P. Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles. *Eur J Appl Physiol* 51 : 129-135, 1983b.
- Bosco C, Komi PV. Muscle elasticity in athletes. In: Komi PV, éd. Exercise and sport biology. Champaign : Human Kinetics ; p. 109-117, 1982.
- Bosco C, Komi PV. Potentiation of the mechanical behaviour of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol Scand* 106 : 467-472, 1979.
- Bosco C, Mogroni P, Luhtanen P. Relationship between isokinetic performance and ballistic movement. *Eur J Appl Physiol Occupation Physiol* 51 : 357-364, 1983a.
- Bosco C, Tarkka I, Komi PV. Effect of Elastic and Myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med* 3 : 137-140, 1982a.
- Bosco C, Viitasalo JT. Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 22 : 549-562, 1982.
- Bosco C. Evaluation de la force par le test de Bosco. *Stampa Sportiva* Rome, 1992.
- Bouchard C, Rankinen T. Individual differences in response to regular physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 33 : S446-S451, 2001.
- Bouchard C, Taylor AW, Dulac S. Evaluation de la capacité et de la puissance anaérobies maximales. In : MacDougall JD, Wenger HA, Green HJ eds. *Evaluation physiologique de l'athlète de haut niveau*. Décarie Vigot, Montréal : 81-97, 1988.
- Bouisset S., Maton B. Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique. *Hermann* Paris , 1995.
- Brill PA, Macera CA, Davis DR, Blair SN, Gordon N. Muscular strength and physical function. *Med Sci Sports Exerc* 32 : 412-416, 2000.
- Brown L, Weir J. ASEP procedures recommendation I : Accurate assessment of muscular strength and power. *J Ex Physiol* 4 : 1-21, 2001.
- Burke RE, Edgerton VR. Motor unit properties and selective involvement in movement. *Exerc Sport Sci Rev* 3 : 31-81, 1975.
- Caiozzo VJ, Haddad F, Baker MJ, Baldwin KM. Influence of mechanical loading on myosin heavy-chain protein and mRNA isoforme expression. *J Appl Physiol* 11 : 53-63, 1996.

- Caiozzo VJ, Perrine JJ, Edgerton VR. Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *J Appl Physiol* 51 : 750-754, 1981.
- Calbet JAL, DePaz JA, Garatachea N, Cabeza de Vaca S, Chavarren, J. Anaerobic energy provision does not limit Wingate exercise performance in endurance-trained cyclists. *J Appl Physiol* 94 : 668-676, 2003.
- Callier J, Rouillon JD, Rieu M, Magnin P. Le proton : exercice et fatigue. *Sci Sports* 11 : 53-63, 1996.
- Camilleri MJ, Hull ML. Are the maximum shortening velocity and the shape parameter in a Hill-type model of whole muscle related to activation? *J Biomech* 38 : 2172-2180, 2005.
- Canavan PK, Vescovi JD. Evaluation of power prediction equations: peak vertical jumping power in women. *Med Sci Sports Exerc* 36 : 1589-1593, 2004.
- Carey DG, Richardson MT. Can aerobic and anaerobic power be measured in a 60-second maximal test? *J Sports Sci Med* 2 : 151-157, 2003.
- Carpinelli RN, Otto RM, Winett RA. A critical analysis of the ACSM position stand on resistance training: insufficient evidence to support recommended training protocols. *J Exerc Phys* 7, 1-60, 2004.
- Carpinelli RN. Berger in retrospect: effect of varied weight training programmes on strength. *Br J Sports Med* 26 : 319-324, 2002.
- Carroll TJ, Riek S, Carson RG. Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. *Sports Med* 31 : 829-840, 2001.
- Carroll TJ, Riek S, Carson RG. The sites of neural adaptation induced by resistance training in humans. *J Physiol* 544.2 : 641-652, 2002.
- Cavagna GA, Citterio G. Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *J Physiol* 239 : 1-14, 1974.
- Cavagna GA, Dusman B, Margaria R. Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol* 24 : 21-32, 1968.
- Cavagna GA, Komarek L, Citterio G, Margaria R. Power output of the previously stretched muscle. *Medicine Sport* 6 : 159-167, 1971.
- Cavagna GA. Elastic bounce of the body. *J Appl Physiol* 29 : 279-282, 1970.
- Chandler J, Duncan R, Studenski S. Choosing the best strength measure in frail older persons: importance of task specificity. *Muscle Nerve* 5 : S47-S51, 1997.
- Chapman AE, Caldwell GE, Selbie WS. Mechanical output following muscle stretch in forearm supination against inertial loads. *J Appl Physiol* 59 : 78-86, 1985.
- Chow JW et Darling WG. The maximum shortening velocity of muscle should be scaled with activation. *J Appl Physiol* 86 : 1025-1036, 1999.
- Clarkson PM, Kroll W, Melchionda AM. Isokinetic strength, endurance, and fiber type composition in elite American paddlers. *Eur J Appl Physiol* 48 : 67-76, 1982.
- Clemons J, Aaron C. Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *J Strength Cond Res* 11 : 82-87, 1997.

- Cohen DB, Mont MA, Campell KR, Vogelstein BN, Loewy JW. Upper extremity physical factors affecting tennis serve velocity. *Am J Sports Med* 22 : 746-750, 1994.
- Collet C. Mouvement et cerveau. Neurophysiologie des activités physiques et sportives. *Deboeck Université Paris*, 2002.
- Cometti G, Maffiuletti A, Pousson M, Chatard JC, Maffulli N. Isokinetic strength and anaerobic power of elite, subelite and amateur French soccer players. *Int J Sports Med* 22 : 45-51, 2001.
- Cometti G. L'évaluation de la force et de la puissance des sportifs de haut niveau. *Kinésithérapie Scientifique* 345 : 13-18, 1995.
- Costill DL, Coyle EF, Fink WF, Lesmes GR, Witzmann FA. Adaptations in skeletal muscle following strength training. *J Appl Physiol* 46 : 96-99, 1979.
- Costill DL, Daniels J, Evans W, Fink W, Krahenbuhl G, Saltin B. Skeletal muscle enzyme and fibre composition in male and female track athletes. *J Appl Physiol* 40 : 149-154, 1976.
- Coyle EF, Bell S, Costill DL, Fink WJ. Skeletal muscle fiber characteristics of world class shot-putters. *Res Q* 49 : 278-284, 1978.
- Coyle EF, Costill DL, Lesmes GR. Leg extension power and muscle fiber composition. *Med Sci Sports* 11 : 12-15, 1979.
- Coyle EF, Feiring DC, Rotkis TC, Cote RW, Roby FB, Lee W, Wilmore JH. Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *J Physiol* 51 : 1437-1442, 1981.
- Cramer JT, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Berning JM, Perry SR, Bull AJ. Gender, muscle, and velocity comparison of mechanomyographic and electromyographic response during isokinetic muscle actions. *Scand J Med Sci Sports* 13 : 1-12, 2003.
- Crewther B, Cronin J, Keogh J. Possible stimuli for strength and power adaptation. *Sports Med* 35 : 967-989, 2005.
- Crielaard JM, Pirnay F. Anaerobic and aerobic power of top athletes. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 47 : 295-300, 1981.
- Crielaard JM. Evaluation en laboratoire des potentialités énergétiques anaérobies. Un essai sur la sélection sportive et l'évaluation du degré d'entraîneur. *Thèse d'agrégation de l'enseignement supérieur*. Faculté de médecine. Université de Liège, 1988.
- Croisier JL, Crielaard JM. Méthodes d'exploration de la force musculaire : une analyse critique. *Ann Readaptation Med Phys* 42 : 311-322, 1999c.
- Croisier JL, Crielaard JM. Analyse critique de l'utilisation d'un appareil isocinétique. *J Traumatol Sport* 12 : 48-52, 1995.
- Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique : analyse des courbes. *Ann Readaptation Med Phys* 42 : 497-502, 1999a.
- Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique : analyse des paramètres chiffrés. *Ann Readaptation Med Phys* 42 : 538-545, 1999b.
- Croisier JL, Crielaard JM. Mise au point d'un rapport isocinétique fléchisseurs du genou/quadriceps original. Application à une pathologie musculaire. *J Traumatol Sport* 13 : 115-119, 1996.

- Croisier JL, Forthomme B, Huskin JP, Crielaard JM. Lésions opérées du LCA : réflexions sur les principes de rééducation. *Le Spécialiste en Médecine du Sport au service des praticiens* 29 : 30-36, 2000.
- Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 30 : 199-203, 2002.
- Croisier JL, Lavis C, Crielaard JM. Epreuves isocinétiques de fatigabilité musculaire. *Actualités Sport et Médecine* 20 : 35-36, 1992.
- Croisier JL, Lhermerout C, Crielaard JM. Intérêt de l'isocinétisme dans la prévention des lésions musculaires intrinsèques : application aux ischio-jambiers. In: Progrès en Médecine Physique et de Réadaptation, 3ème série. Paris : Masson, p. 207-212, 1999.
- Croisier JL. Factors associated with recurrent hamstring injuries. *Sports Med* 34 : 681-695, 2004.
- Croisier JL. Contribution fondamentale et clinique à l'exploration musculaire isocinétique [Thèse de Doctorat]. Université de Liège, 1996.
- Croisier JL. Isocinétisme et prévention lésionnelle musculaire. In : Hérisson C, Rodineau J, éd. Muscle traumatique et mécanique. Masson Paris : 173-179, 2005.
- Cronin J, Sleivert G. Challenge in understanding the training influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Med* 35 : 213-234, 2005.
- Cronin JB, McNair PJ, Marshall RN. Is velocity strength training important in improving functional performance? *J Sports Med Phys Fitness* 42 : 267-273, 2002.
- Cronin JB, McNair PJ, Marshall RN. The role of maximal strength and load on initial power production. *Med Sci Sports Exerc* 32 : 1763-1769, 2000.
- Cronin JB, McNair PJ, Marshall RN. Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: implications for training strategy and research. *J Strength Cond Res* 17 : 148-55, 2003.
- Cronin JB, McNair PJ, Marshall RN. Magnitude and decay of stretch-induced enhancement of power output. *Eur J Appl Physiol* 84 : 575-581, 2001.
- Dauty M, Bryand F, Potiron Josse M. Relation entre la force isocinétique, le saut et le sprint chez le footballeur de haut niveau. *Sci Sports* 17 : 122-127, 2002.
- Dauty M, Potiron Josse M. Corrélations et différences de performance entre des footballeurs, professionnels, en formation et amateurs à partir du test de sprint (10 mètres départ arrêté) et de tests isocinétiques du genou. *Sci Sports* 19 : 75-79, 2004.
- Davies GL, Heiderscheid BC. Reliability of the Lido Linea closed kinetic chain isokinetic dynamometer. *J Orth Sports Physical Ther* 25 : 133-136, 1997.
- De Genst. Histoire de l'éducation physique. Temps anciens et moyen age. *De Boeck* Bruxelles, 1947.
- Dechambre. L'entraînement des moteurs animés. In : Labbé ed. *Traité d'éducation physique. Tome 1. Gaston Doin* Paris : 159-182, 1930.
- Delavier F. Guide des mouvements de musculation. Approche anatomique. *Vigot* Paris, 1998.
- Dempsey PG, Ayoub MM, Westfall PH. Evaluation of the ability of power to predict low frequency lifting capacity. *Ergonomics* 41 : 1222-1241, 1998.

- Desmedt J, Godaux E. Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *J Physiol* 264 : 673-693, 1977.
- Doorenbosch CAM, Welter TG, Van Ingen Schenau G. Intermuscular co-ordination during fast contact control leg tasks in man. *Brain Res* 751 : 239-246, 1997.
- Dowson MN, Nevill ME, Lakomy HK, Nevill AM, Hazeldine RJ. Modelling the relationship between isokinetic muscle strength and sprint running performance. *J Sports Sci* 16 : 257-265, 1998.
- Dubois R, Monneret RJ. Le sprint. In : *Les courses. Deson, Drut, Dubois, Hebrard, Hubiche, Lacour, Maigrot, Monneret eds. Vigot Paris* : 77-120, 1991.
- Duchateau J, Hainaut K. Adaptation du muscle humain et de ses unités motrices à l'exercice. *J Biophys Med Nucl* 5 : 249-253, 1981.
- Duchateau J, Hainaut K. Isometric or dynamic training: Differential effect on mechanical properties of a human muscle. *J Appl Physiol* 56 : 296-301, 1984.
- Duchateau J. La spécificité du renforcement musculaire. In : *Entraînement de la force - spécificité et planification. Les cahiers de l'INSEP* 21 : 87-124, 1997
- Dutka TL, Lamb GD. Effect of lactate on depolarisation-induced Ca<sup>2+</sup> release in mechanically skinned muscle fibers. *Am J Physiol Cell Physiol* 278 : C517-C525, 2000.
- Dvir Z. Isokinetics. Muscle testing, interpretation and clinical applications. 2<sup>nd</sup> edition; Churchill Livingstone : Elsevier Science, 2004.
- Dvir Z. How much is necessary to indicate a real improvement in muscle function? A review of modern methods of reproducibility analysis. *Isokinetics Exerc Sci* 11 : 49-52, 2003.
- Eddinger TJ. Myosin heavy chain isoforms and dynamic contractile properties: skeletal versus smooth muscle. *Comp Biochem Physiol B Biochem Mol Biol* 119 : 425-434, 1998.
- Edgerton. In : *The biology of physical activity, Houghton Mifflin Company, Boston* (371p) : 3-11, 1976.
- Edman KA, Mulieri LA, Scubon-Mulieri B. Non-hyperbolic force-velocity relationship in single muscle fibres. *Acta Physiol Scand*, 98 :143-156, 1976.
- Edman KA. The velocity of unloaded shortening and its relation to sarcomere length and isometric force in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 291 : 143-159, 1979.
- Edman P. Contractile Performance of skeletal muscle fibres. In : Komi PV ed, *Strength and power in sport*. Blackwell Publishing, Oxford, p.114-133, 2003.
- Ekstrand J, Gillquist J. The avoidability of soccer injuries. *Int J Sports Med* 4 : 124-128, 1983.
- Elliott B.C, Wilson GJ, Kerr GK. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med Sci Sports Exerc* 21 : 450-462, 1989.
- Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 5 : 1631-1648, 1992.
- Enoka RM, Fuglevand AJ. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle Nerve* 24 : 4-17, 2001.
- Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol* 81 : 2339-2346, 1996.
- Enoka RM. Muscle strength and its development. Next perspectives. *Sports Med* 6 : 146-168, 1988.

- Enoka RM. Neuromechanical basis of kinesiology. Second Edition. *Human Kinetics* Leeds, 1994.
- Epley B. Poundage chart. Boyd Epley workout. Lincoln, Nebraska, 1985.
- Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetics chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc* 30 : 556-569, 1998.
- Falk B, Portal S, Tiktinsky R, Weinstein Y, Constantini N, Martinowitz U. Anaerobic power and muscle strength in young hemophilia patients. *Med Sci Sports Exerc* 32 : 52-57, 2000.
- Farrar M, Thorland W. Relationship between isokinetic strength and sprint times in college-age men. *J Sports Med Phys Fitness* 27 : 368-372, 1987.
- Favero TC, Zable AC, Colter D, Abramson JJ. Lactate inhibits Ca<sup>2+</sup>-activated Ca<sup>2+</sup>channel activity from skeletal muscle sarcoplasmic reticulum. *J Appl Physiol* 82 : 447-452, 1997.
- Fenn WO, Marsh BS. Muscular force at different speeds of shortening. *J Physiol London* 85 : 277-297, 1934.
- Ferretti G, Ishii M, Moia C, Cerretelli P. Effects of temperature on the maximal instantaneous muscle power of humans. *Eur J Appl Physiol* 64 : 112-116, 1992.
- Ferri A, Scaglioni G, Pousson M, Capodaglio P, Van Hoecke J, Narici MV. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scand* 177 : 69-78, 2003.
- Ferry A. Performance et entraînement physique et sportifs en force-vitesse (puissance). *Sci Sports* 14 : 115-129, 1999.
- Fielding RA, LeBrasseur NK, Cuoco A, Bean J, Mizer K, Fiatarone Singh MA. High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. *J Am Geriatr Soc* 50 : 655-662, 2002.
- Finni T, Ikegawa S, Komi PV. Concentric force enhancement during human movement. *Acta Physiol Scand* 173 : 369-377, 2001.
- Fitts RH, Bodine SC, Janell G, Romatowski, Widrick JJ. Velocity, force, power, and Ca<sup>2+</sup> sensitivity of fast and slow monkey skeletal muscle fibers. *J Appl Physiol* 84 : 1776-1787, 1998.
- Fitts RH, McDonald KS, Schluter JM. The determinants of skeletal muscle force and power: their adaptability with changes in activity pattern. *J Biomechanics* 24 : S111-S122, 1991.
- Fitts RH. Muscle fatigue: the cellular aspects. *Am J Sports Med* 24 : S9-S13, 1996.
- Forthomme B, Croisier JL, Ciccarone G, Crielaard JM, Cloes M. Factors correlated with volleyball spike velocity. *Am J Sports Med* 33 : 1513-1519, 2005.
- Forthomme B, Croisier JL, Foidart-Dessalle M, Crielaard JM. Isokinetic assessment of the forearm and wrist muscles. *Isokinetics Exerc Sci* 10 : 121-128, 2002.
- Forthomme B. Exploration musculaire isocinétique de l'épaule [Thèse de Doctorat]. Université de Liège, 2005.
- Foster C. Le syndrome de surentraînement. *Insider*. 7 : 1-5, 1999.
- Fox E, Mathews D. Bases physiologiques de l'activité physique. *Vigot* Paris, 1984.

- Friedmann B, Kinscherf R, Borisch S, Richter G, Bärtsch P, Billeter R. Effects of low-resistance/high-repetition strength training in hypoxia on muscle structure and gene expression. *Pflugers Arch* 446 : 742-751, 2003.
- Friedmann B, Kinscherf R, Vorwald S, Müller H, Kucera K, Borisch S, Richter G, Bärtsch P, Billeter R. Muscular adaptations to computer-guided strength training with eccentric overload. *Acta Physiol Scand* 182 : 77-88, 2004.
- Fry AC, Kraemer WJ, Weseman CA, Conroy BP, Gordon SE, Hoffman JR, Maresh CM. The effect of an off-season strength and conditioning program on starters and non starters in women intercollegiate volleyball. *J Appl Sports Sci Res* 5 : 174-181, 1991.
- Fry AC. The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Med* 34 : 663-679, 2004.
- Funato K, Matsuo A, Fukunaga T. Measurement of specific movement power application: evaluation of weight lifters. *Ergonomics* 43 : 40-54, 2000.
- Gaasvaer JI, Bahr R. The musclelab® - A new method for the evaluation of dynamic muscle action. *Med Sci Sports Exerc* 31 : S280, 1999.
- Gauthier A, Davenne D, Martin A, Van Hoecke J. Time of day effects on isometric and isokinetic torque developed during elbow flexion in humans. *Eur J Appl Physiol* 84 : 249-252, 2001.
- Gerdle B, Eriksson NE, Hagberg C. Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of electromyogram? *Acta Physiol Scand* 134 : 341-346, 1988.
- Gerdle B, Larsson B, Karlsson S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque. A study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol* 10 : 225-232, 2000.
- Germain P, Guevel A, Hogrel JY, Marini JF. Incidences de la vitesse de mouvement et de l'angle articulaire sur des paramètres électrophysiologiques et biomécaniques lors d'un mouvement d'extension du membre inférieur. *Sci Sports* 11 : 39-45, 1996.
- Gleeson NP, Mercer TH. The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Med* 21 : 18-34, 1996.
- Goubel F, Lenseil-Corbeil G. Biomécanique : éléments de mécanique musculaire. Paris : Masson ; p. 1-149, 1998.
- Grieve DW, van der Linden J. Force, speed and power output of the human upper limb during horizontal pulls. *Eur J Appl Physiol* 55 : 425-430, 1986.
- Grooten WJA, Puttemans V, Larsson RJM. Reliability of isokinetic supine bench press in healthy women using the Ariel computerized Exercise System. *Scand J Med Sci* 12 : 218-222, 2002.
- Guezennec CY, Rôles des hormones sur les adaptations musculaires résultant des entraînements en force. In : Bonnel F, Terme A, Sol G, *Muscle et Sport. Exploration, traumatologie, pathologie, musculation, culturisme*, Springer-Verlag : 55-63, 1992.
- Häkkinen K, Alen M, Komi PV. Neuromuscular, anaerobic and aerobic performance characteristics of elite power athletes. *Eur J Appl Physiol* 53 : 97-105, 1984.

- Häkkinen K, Alen M, Komi PV. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiol Scand* 125 : 573-85, 1985a
- Häkkinen K, Komi PV, Alen M. Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol Scand* 125 : 587-600, 1985b.
- Häkkinen K, Kallinen M, Izquierdo M, Jokelainen K, Lassila H, Malkia E, Kraemer WJ, Newton RU, Alen M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *J Appl Physiol* 84 : 1341-1349, 1998.
- Häkkinen K, Komi PV, Kauhanen H. Scientific evaluation of specific loading of the knee extensors with variable resistance „isokinetic“ and barbell exercises. *Med Sci Sports Exercise* 26 : 224-237, 1987.
- Häkkinen K, Mero A, Kauhanen H. Specificity of endurance, sprint and strength training on physical performance capacity in young athletes. *J Sports Med* 29 : 27-35, 1989.
- Häkkinen K, Pakarinen A, Alen M, Kauhanen H, Komi PV. Neuromuscular and hormonal adaptations in athletes to strength training in two years. *J Appl Physiol* 65 : 2406-2412, 1988.
- Häkkinen K. Neuromuscular and hormonal adaptations during strength and power training. A review. *J Sports Med Phys Fitness* 29 : 9-26, 1989.
- Häkkinen K. Neuromuscular fatigue and recovery in male and female athletes during heavy resistance exercise. *Int J Sports Med* 14 : 53-59, 1993.
- Halin R, Germain P, Bercier S, Kapitaniak B, Buttelli O. Neuromuscular response of young boys versus men during sustained maximal contraction. *Med Sci Sports Exerc* 35 : 1042-1048, 2003.
- Harman EA. The measurement of human mechanical power. In : Maud PJ, Foster C. ed. *Physiological assessment of human fitness. Human Kinetics* Champaign : 87-113, 1995.
- Harmer AR, McKenna MJ, Sutton JR, Snow RJ, Ruell PA, Booth J, Thompson MW, Mackay NA, Stathis CG, Cramer RM, Carey MF, Eager DM. Skeletal muscle metabolic and ionic adaptations during intense exercise following sprint training in humans. *J Appl Physiol* 89 : 1793-1803, 2000.
- Harris N, Cronin J, Hopkins W. Power outputs of a machine squat jump across a spectrum of loads. *4th international conference on strength training. Abstract Book Serres* : 80-81, 2004.
- Hasegawa H. Validity and reliability of a kinematic measurement system based on linear displacement transducer for measuring power during free weight bench pressing. *4th international conference on strength training. Abstract Book Serres* : 84-86, 2004.
- Hass CJ, Garzarella L, De Hoyos D, Pollock ML. Single versus multiple set in long-term recreational weightlifters. *Med Sci Sport Exerc* 32 : 235-242, 2000.
- Hauswirth C, Brisswiler J. Le coût énergétique de la course à pied de durée prolongée : étude des paramètres d'influence. *Sci Sports* 14 : 59-70, 1999.
- Henneman E, Olson CB. Relations between structure and function in the design of skeletal muscles. *J Neurophysiol* 28 : 581-98, 1965.

- Herzog W, Ait-Haddou R. Mechanical muscle models and their application to force and power production. In : Komi PV ed. *Strength and power in sport*. Blackwell Publishing Oxford : 154-183, 2003.
- Herzog W. Muscle function in movement and sports. *Am J Sports Med* 24 : S14-S19, 1996.
- Hicks AL, Cupido CM, Martin J, Dent J. Muscle excitation in elderly adults: the effects of training. *Muscle Nerve* 15 : 87-93, 1992.
- Hoeger W, Hopkins D, Barette S, Hale D. Relationship between repetitions and selected percentage on one repetition maximum: A comparison between untrained and trained males and females. *J Appl Sport Sci Res* 4 : 47-54, 1990.
- Hofmann PA, Metzger JM, Greaser ML, Moss RL. Effects of partial extraction of light chain 2 on the  $Ca^{2+}$  sensitivities of isometric tension, stiffness, and velocity of shortening in skinned skeletal muscle fibers. *J Gen Physiol* 95 : 477-498, 1990.
- Hopkins WG, Schabert EJ, Hawley JA. Reliability of power in physical performance tests. *Sports Med* 31 : 211-234, 2001.
- Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 30 : 1-15, 2000.
- Hortobagyi T, Barrier J, Beard D, Braspeninx J, Koens P, Devita P, Dempsey L, Lambert J. Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening. *J Appl Physiol* 81 : 1677-1682, 1996.
- Hortobagyi T, Katch F. Reliability of muscle mechanical characteristics for isokinetic and isotonic squat and bench press exercise using a multifunction computerized dynamometer. *Res Quat Exerc Sports* 61 : 191-195, 1990a.
- Hortobagyi T, Katch FI, LaChance PF. Interrelationships among various measures of upper body strength assessed by different contraction modes. *Eur J Appl Physiol* 58 : 749-755, 1989.
- Hortobagyi T, Katch FI. Role of concentric force in limiting improvement in muscular strength. *J Appl Physiol* 68 : 650-658, 1990c.
- Hortobagyi T, Katch FJ. Eccentric and concentric torque-velocity relationships during arm flexion and extension. *Eur J Appl Physiol* 60 : 395-401, 1990b.
- Horvat M, Ramsey V, Franklin C, Gavin C, Palumbo T, Glass LA. A method for predicting maximal strength in collegiate women athletes. *J Strength Cond Res* 17 : 324-328, 2003.
- Howard J, Enoka R. Interlimb interactions during maximal efforts. *Med Sci Sports Exerc* 19 : 53, 1987.
- Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 83 : 1130-1137, 2002.
- Huczel HA, Clarke DH. A comparison of strength and muscle endurance in strength-trained and untrained women. *Eur J Appl Physiol* 64 : 467-470, 1992.
- Huijing PA. Muscle, the motor of movement : properties in function, experiment and modelling. *J Electromyography Kinesiology* 8 : 61-77, 1998.
- Huijing PA. Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling. *Hum Mov Sci* 14 : 443-486, 1995.

- Hurley BF, Hagberg JM, Holoszy JO. Muscle weakness among elite powerlifters. *Med Sci Sport Exerc* 20 : S81, 1988.
- Huxley AF, Simmons RM. Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *J Physiol* 218 : 59P-60P, 1971.
- Inbar O, Bar-Or O, Skinner JS. The wingate anaerobic test. *Human Kinetics* Champaign, 1996.
- Izquierdo M, Ibanez J, Gonzalez-Badillo JJ, Gorostiaga EM. Effects of creatine supplementation on muscle power, endurance, and sprint performance. *Med Sci Sports Exerc* 34 : 332-343, 2002.
- Izquierdo M, Ibanez J, Gorostiaga E, Garrues M, Zuniga A, Anton A, Larrion JL, Häkkinen K. Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and old men. *Acta Physiol Scand* 167 : 57-68, 1999.
- Jablonowsky R, Inbar O, Rotstein A, Tenenbaum G. Evaluation of anaerobic performance capacity by the isokinetics ariel computerized exercise system-reliability and validity. *J Sports Med Phys Fitness* 32 : 262-270, 1992.
- Jacobs I, Esbjörnsson M, Sylven C, Holm I, Jansson E. Sprint training effects on muscle myoglobin, enzymes, fiber types, and blood lactate. *Med Sci Sports Exerc* 19 : 368-374, 1987.
- Jacobs I, Pope J. A computerized system for muscle strength evaluation : measurement reproducibility, validity and some normative data. *Nat Strength Cond J* 8 : 28-33, 1986.
- Jaric S, Ropret R, Kukulj M, Jlic DB. Role of agonist and antagonist muscle strength in performance of rapid movements. *Eur J Appl Physiol* 71 : 464-468, 1995.
- Jidovtseff B, Crielaard JM. Surentrenement et efforts d'endurance. *Rev Med Liege* 56 : 342-352, 2001.
- Jidovtseff B, Crielaard JM. Musculation fonctionnelle : influence du travail avec ou sans projection. *Arch Physiol Biochem* 111 : 45, 2003.
- Jidovtseff B, Croisier JL, Lhermerout C, Serre L, Sac D, Crielaard JM. The concept of iso-inertial assessment: reproducibility analysis and descriptive data. *Isokinetics Exerc Sci* sous presse, 2006.
- Jidovtseff B, Croisier JL, Mordant B, Crielaard JM. Profil isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou dans une population d'athlètes sauteurs. *Sci Sports* 20 : 304-307, 2005.
- Jidovtseff B, Croisier JL, Scimar N, Crielaard JM. Influence of a short time specific strength training on iso-inertial performances. *4th international conference on strength training. Abstract Book Serres* : 326-328, 2004.
- Jidovtseff B, Croisier JL, Crielaard, JM. Influence de la modalité du développé couché sur la performance iso-inertielle. *Sci Sports*, accepté
- Juel C. Muscle pH regulation: role of training. *Acta Physiol Scand* 162 : 359-366, 1998.
- Jürimäe J, Abernethy PJ, Blake K, McEniery MT. Changes in the myosin heavy chain isoform profile of the triceps brachii muscle following 12 weeks of resistance training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 74 : 287-292, 1996.
- Kabitsis CN, Harahousou YS. A study on the relationship between strength and power of various body parts in throwers. *Journal of Human Movement Studies* 26 : 205-212, 1994.

- Kakahana W, Suzuki S. The EMG activity and mechanics of the running jump as a function of takeoff angle. *J Electromyogr Kinesiol* 11 : 365-372, 2001.
- Kaminski TW, Hartsell HD. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. *J Athl Train* 37 : 394-405, 2002.
- Kanehisa H, Ikegawa S, Fukunaga T. Force-velocity relationships and fatigability of strength and endurance-trained subjects. *Int J Sports Med* 18 : 106-112, 1997.
- Kanehisa H, Miyashita M. Specificity of velocity in strength training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 52 : 104-106, 1983.
- Karlsson J. Lactate and phosphagen concentration in working muscle of man. *Acta Physiol Scand* 358: 1-72, 1971.
- Karlsson JS, Östlund N, Larsson B, Gerdle B. An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol* 13 : 461-468, 2003.
- Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. Architectural and functional features of human triceps surae muscle during contraction. *J Appl Physiol* 85 : 398-404, 1998.
- Kawakami Y, Kanehisa H, Ikegawa S, Fukunaga T. Concentric and eccentric muscle strength before, during and after fatigue in 12 years-old boys. *Eur J Appl Physiol* 67 : 121-124, 1993.
- Kazarian L. Injuries to the human spinal column : biomechanics and injury classification. In: *Miller DJ editor. Exerc Sports Sci Rev Philadelphia* : 297-352, 1981.
- Keating JL, Matyas TA. The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Phys Ther* 76 : 866-889, 1996.
- Kibler WB. Closed kinetic chain rehabilitation for sports injuries. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 11 : 369-384, 2000.
- Kim PS, Mayhew JL, Peterson DF. A modified YMCA bench press as a predictor of 1 repetition maximum bench press strength. *J Strength Cond Res* 16 : 440-445, 2002.
- Klissouras V. Genetic aspects of physical fitness. *J Sports Med Phys Fitness* 13 : 164-170, 1973.
- Komi PV, Bosco C. Utilisation of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 10 : 261-265, 1978.
- Komi PV, Suominen H, Heikkinen E, Karlsson J, Tesch P. Effect of heavy resistance training and explosive type strength training methods on mechanical, functional and metabolic aspects of performance. In: *Komi PV ed. Exercise and sport biology. Human Kinetics Champaign* : 90-102, 1982.
- Komi PV. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 33 : 1197-1206, 2000.
- Komi PV. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *Int J Sports Med* 7 : S10-S15, 1986.
- Komi PV. Stretch-shortening cycle. In : *Komi PV ed, Strength and power in sport. Blackwell Publishing Oxford* : 184-202, 2003.

- Kraemer WJ, Häkkinen RU, Newton RU, Nindl BC, Volek JS, McCormick M, Gotshalk LA, Gordon SE, Fleck SJ, Campbell WW, Putukian M, Evans WJ. Effects of heavy-resistance training on hormonal response patterns in younger vs older men. *J Appl Physiol* 87 : 982-992, 1999.
- Kraemer WJ, Fleck SJ, Evans WJ. Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. *Exerc Sport Sci Rev* 24 : 363-397, 1996.
- Kraemer WJ, Fry AC. Strength testing: development and evaluation of methodology. In : Maud PJ, Foster C ed. *Physiological assessment of human fitness. Human Kinetics* Champaign : 115-138, 1995.
- Kraemer WJ, Ratamess N, Fry AC, Triplett-McBride T, Koziris LP, Bauer JA, Lynch JM, Fleck SJ. Influence of resistance training volume and periodization on physiological and performance adaptations in collegiate women tennis players. *Am J Sports Med* 28 : 626-632, 2000.
- Kraemer WJ, Ratamess NA. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Med Sci Sports Exerc* 36 : 674-688, 2004.
- Kroll W. Reliability of a selected measure of human strength. *Res Q Exerc Sport* 33 : 410-417, 1961.
- Kumagai K, Abe T, Brechue WF, Ryushi T, Takano S, Mizuno M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *J Appl Physiol* 88 : 811-816, 2000.
- Kyröläinen H, Avela J, McBride JM, Koskinen S, Andersen JL, Sipilä S, Takala TES, Komi PV. Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports* 15 : 58-64, 2005.
- Labarque V, Op 'T Eijnde B, Van Leemputte M. Resistance training alters torque-velocity relation of elbow flexors in elderly men. *Med Sci Sports Exerc* 34 : 851-856, 2002.
- Lambert CP, Flynn MG. Fatigue during high-intensity intermittent exercise. Application to bodybuilding. *Sports Med* 32 : 511-522, 2002.
- Lambert G. La musculation : le guide de l'entraîneur. *Vigot* Paris, 1990.
- Lander J. Maximum based on reps. *Nat Strength Conditioning Assoc J* 6 : 60-61, 1985.
- Lange B, Bury T. Evaluation physiologique de la force du sportif. *Rev Med Liege* 56 : 233-238, 2001.
- Lange B, Bury T. Evaluation préliminaire de la force explosive par l'optojomp. *Bio Human Anthropol* 20 : 17-22, 2002.
- Larrat L, Gioux M, Arne P, Delage JP. Intérêt de l'étude de la relation force-vitesse chez l'athlète. *STAPS* 6 : 3-5, 1985.
- Lehance C, Croisier JL, Bury T. Validation du système Optojump en tant qu'outil d'évaluation de la force-vitesse (puissance) des membres inférieurs. *Sci Sports* 20 : 131-135, 2005.
- Levine D, Klein A, Morrissey M. Reliability of isokinetic concentric closed kinematic chain testing of the hip and knee extensors. *Isokinetics Exerc Sci* 1 : 146-152, 1991.
- Lewis SF, Fulco SS. A new approach to studying muscle fatigue and factors affecting performance during dynamic exercise in humans. *Exerc Sport Sci Rev* 26 : 91-116, 1998.
- Linossier MT, Dormois D, Perier C, Frey J, Geyssant A, Denis C. Enzyme adaptations of human skeletal muscle during bicycle short-print training and detraining. *Acta Physiol Scand* 161 : 439-445, 1997.

- Liu Y, Schlumberger A, Wirth K, Schmidtbleicher D, Steinacker JM. Different effects on human skeletal myosin heavy chain isoform expression: strength vs. combination training. *J Appl Physiol* 94 : 2282-2288, 2003.
- Logan P, Fornasiero D, Abernethy P, Lynch K. Protocols for the assessment of isoinertial strength. In : Gore CJ ed. *Physiological tests for elites athletes*. Human Kinetics Champaign : 200-221, 2000.
- Lombardi VP. *Beginning Weight Training: The Safe and Effective Way*. Brown Company Publishers 1989.
- Luhtanen P, Komi PV. Segmental contribution to forces in vertical jump. *Eur J Appl Physiol* 38 : 181-188, 1978.
- MacDougall JD, Hicks AL, MacDonald JR, McKelvie RS, Green HJ, Smith KM. Muscle performance and enzymatic adaptations to sprint interval training. *J Appl Physiol* 84 : 2138-2142, 1998.
- MacDougall JD, Ray S, Sale DG, McCartney N, Lee P, Garner S. Muscle substrate utilization and lactate production during weightlifting. *Can J Appl Physiol* 24 : 209-215, 1999.
- Madsen N, McLaughlin T. Kinematic factor influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Med Sci Sports Exerc* 16 : 376-381, 1984.
- Maganaris C. Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 172 : 279-285, 2001.
- Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle. *J Appl Physiol* 93 : 2089-2094, 2002.
- Manou V, Arsiou P, Gerodimos V, Kellis S. Test-retest reliability of an isokinetic muscle endurance test. *Isokin Exerc Sci* 10 : 177-181, 2002.
- Maquet D, Forthomme B, Demoulin C, Jidovtseff B, Crielaard JM, Croisier JL. Isokinetic strength and fatigue of the elbow flexors and extensors in sedentary women. *Isokin Exerc Sci* 12 : 203-208, 2004.
- Marsh GD, Paterson DH, Govindasamy D, Cunningham DA. Anaerobic power of the arm and legs of young and older man. *Exp Physiol* 84 : 589-597, 1999.
- Marx JO, Ratamess NA, Nindl BC, Gotshalk LA, Volek JS, Dohi K, Bush JA, Gomes AL, Mazzetti SA, Fleck SJ, Häkkinen K, Newton RU, Kraemer W. Low volume circuit versus high volume periodized resistance training in women. *Med Sci Sports Exerc* 33 : 635-643, 2001.
- Mastropaolo JA. A test of the maximum-power stimulus theory for strength. *Eur J Appl Physiol* 65 : 415-420, 1992.
- Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9 : 39-46, 1999.
- Mathiassen SE. Influence of angular velocity and movement frequency on development of fatigue in repeated isokinetic knee extensions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 59 : 80-88, 1989.
- Mayhew JL, Ball TE, Ward TE, Hart CL, Arnold MD. Relationships of structural dimensions to bench press strength in college males. *J Sports Med Phys Fitness* 31 : 135-141, 1991.
- Mayhew JL, Ball TE, Arnold MD, Bowen JC. Relative muscular endurance performance as a predictor of bench press strength in college men and women. *J Appl Sport Sci Res* 6 : 200-206, 1992.

- Mayhew JL, Prinster JL, Ware JS, Zimmer DL, Arabas JR, Bemben MG. Muscular endurance repetitions to predict bench press strength in men of different training levels. *J Sports Med Phys Fitness* 35 : 108-113, 1995.
- Mayhew JL, Ware JS, Cannon K, Corbett S, Chapman PP, Bemben MG, Ward TE, Farris B, Juraszek J, Slovak JP. Validation of the NFL-225 test for predicting 1-RM bench press performance in college football players. *J Sports Med Phys Fitness* 42 : 304-308, 2002.
- Mazzetti SA, Kraemer WJ, Volek JS, Duncan ND, Ratamess NA, Gomez AL, Newton RU, Häkkinen K, Fleck SJ. The influence of direct supervision of resistance training on strength performance. *Med Sci Sports Exerc* 32 : 1175-1184, 2000.
- McCall GE, Byrnes WC, Dickinson A, Pattany PM, Fleck SJ. Muscle fibre hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in college men after resistance training. *J Appl Physiol* 81 : 2004-2012, 1996.
- McComas AJ. Skeletal Muscle. Form and Function. *Human Kinetics* Champaign, 1996.
- McCurdy K, Langford G. Comparison of unilateral squat strength between the dominant and non-dominant leg in men and women. *J Sports Sci Med* 4 : 153-159, 2005.
- McCurdy K, Langford GA, Cline AL, Doscher M, Hoff R. The reliability of 1- and 3RM tests of unilateral strength in trained and untrained men and women. *J Sports Sci Med* 3 : 190-196, 2004.
- McKelvie RS, Hicks A, O'Brein J, Green H, MacDougall JD. Large increases in skeletal muscle Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>-ATPase concentration after high intensity sprint training 1318. *Med Sci Sports Exerc* 29 (5) : S230, 1997.
- McLester JR. Muscle contraction and fatigue. The role of adenosine5-diphosphate and inorganic phosphate. *Sports Med* 5 : 287-305, 1997.
- Mero A, Komi PV. Effects of supramaximal velocity on biomechanical variables in sprinting. *Int J Sport Biomech* 1 : 240-252, 1985.
- Mero A, Komi PV. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 55 : 553-561, 1986.
- Mero A, Luhtanen P, Viitasalo T, Komi. Relationship between maximal running velocity, muscle fibre characteristics, force production and force relaxation of sprinters. *Scand J Sports Sci* 3 : 16-22, 1981.
- Mikeski AE, Edwards JE, Wigglesworth JK, Kunkel S. Eccentric and concentric strength of the shoulder and arm musculature in collegiate baseball pitchers. *Am J Sport Med* 34 : 638-642, 1995.
- Miller C. Développement des capacités musculaires. In : *Entraînement de la force - spécificité et planification. Les cahiers de l'INSEP* 21 : 49-84, 1997b
- Miller C. Evaluation des capacités musculaires. In : *Entraînement de la force - spécificité et planification. Les cahiers de l'INSEP* 21 : 35-45, 1997a
- Missitzi J, Geladas N, Klissouras V. Heritability in neuromuscular coordination: implications for motor control strategies. *Med Sci Sports Exerc* 36 : 233-240, 2004.
- Mognoni P, Narici MV, Sirtori MD, Lorenzelli F. Isokinetic torques and kicking maximal ball velocity in young soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 34 : 457-361, 1994.
- Monti RJ, Roy RR, Hodgson JA, Edgerton VR. Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *J Biomech* 32 : 371-380, 1999.

- Morin JB, Hintzy F, Belli A, Grappe F. Relations force-vitesse et performances en sprint chez des athlètes entraînés. *Sci Sports* 17 : 78-85, 2002.
- Moritani T. Motor unit and motoneurone excitability during explosive movement. In : Komi PV ed, *Strength and power in sport*. Blackwell Publishing Oxford : 27-49, 2003.
- Morlock MM, Bonin V, Müller G, Schneider E. Trunk muscle fatigue and associated EMG changes during a dynamic iso-inertial test. *Eur J Appl Physiol* 76 : 75-80, 1997.
- Morrissey MC, Harman EA, Frykman PN, Han KH. Early phase differential effects of slow and fast barbell squat training. *Am J Sports Med* 26 : 221-230, 1998.
- Morrissey MC, Harman EA, Johnson MJ. Resistance training modes: specificity and effectiveness. *Med Sci Sports Exerc* 27 : 648-660, 1995.
- Moss BM, Refsnes PE, Abildgaard A, Nicolaysen K, Jensen J. Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75 : 193-199, 1997.
- Motzkin NE, Cahalan TD, Morrey BF, An KN, Chao EY. Isometric and isokinetic endurance testing of the forearm complex. *Am J Sports Med* 19 : 107-111, 1991.
- Mullany H, O'Malley M, St.Clair Gibson A, Vaughan C. Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol* 12 : 375-384, 2002.
- Müller R, Büttner P. A critical discussion of intraclass correlation coefficients. *Stat Med* 13 : 2465-2476, 1994.
- Munich H, Cipriani D, Hall C, Nelson D, Falkel J. The test-retest reliability of an inclined squat strength test protocol. *J Orthop Sports Phys Ther* 26 : 209-213, 1997.
- Munn J, Herbert RD, Hancock MJ, Gandevia SC. Resistance training for strength: effect of number of sets and contraction speed. *Med Sci Sports Exerc* 37 : 1622-1626, 2005.
- Murphy AJ, Wilson GJ, Pryor JF. Use of the iso-inertial force mass relationship in the prediction of dynamic human performance. *Eur J Appl Physiol* 69 : 250-257, 1994.
- Murphy AJ, Wilson GJ. The ability of tests of muscular function to reflect training-induced changes in performance. *J Sports Sci* 15 : 191-200, 1997.
- Murphy AJ, Wilson GJ. The assessment of human dynamic muscular function: A comparison of isoinertial and isokinetic tests. *J Sports Med Phys Fitness* 36 : 169-177, 1996.
- Nadeau M. Force, puissance ou vitesse. *STAPS* 19 : 39-44, 1989.
- Nardone A, Romano C, Schieppati M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol (Lond)* 395 : 363-381, 1988.
- Nevill ME, Boobis LH, Brooks S, Williams C. Effect of training on muscle metabolism during treadmill sprinting. *J Appl Physiol* 67 : 2376-2382, 1989.
- Newsholme EA. Metabolic control and its importance in sprinting and endurance running. *Med Sport Sci* 17 : 1-8, 1984.

- Newton RU, Häkkinen K, Häkkinen A, McCormick M, Volek J, Kraemer W. Mixed-methods resistance training increase power and strength of young and older men. *Med Sci Sports Exerc*, 34 : 1367-1375, 2002.
- Newton RU, Kraemer W, Häkkinen K. Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. *Med Sci Sports Exerc* 31 : 323-330, 1999.
- Newton RU, Kraemer WJ, Häkkinen K, Humphries BJ, Murphy AJ. Kinematics, kinetics and muscle activation during explosive upper body movements. *J Appl Biomech* 12 : 31-43, 1996.
- Newton RU, Murphy AJ, Humphries BJ, Wilson GJ, Kraemer WJ, Häkkinen K. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75 : 333-342, 1997.
- Newton RU. Expression and development of maximal muscle power. [Thèse de Doctorat]. University of Queensland, Australie. 1997.
- Nielsen OB, Clausen T. The Na<sup>+</sup>/K<sup>+</sup> - pump protects muscle excitability and contractility during exercise. *Exerc Sport Sci Rev* 28 : 159-164, 2000.
- O'Conner B, Simmons J, O'Shea P. Weight training today. *West publishing* : 26-33, 1989.
- Odegaard TT, Risberg MA. Warm-up exercise prevents acute knee and ankle injuries in young handball players. *Aust J Physiother* 51 : 131, 2005.
- Oppenheim AV, Willsky AS. Signals and systems. *Prentice Hall Publisher* New Jersey, 1996.
- Ortenblad N, Lunde PK, Levin K, Andersen JL, Pedersen PK. Enhanced sarcoplasmic reticulum Ca(2+) release following intermittent sprint training. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 279 : 152-160, 2000.
- Osternig L, Bates B, James S. Isokinetic and isometric torque force relationships. *Arch Phys Med Rehabil* 58 : 254-257, 1977.
- Pappas AM, Zawaki RM, Sullivan TJ. Biomechanics of baseball pitching: a preliminary report. *Am J Sport Med* 13 : 216-22, 1985.
- Parcell AC, Sawyer RD, Tricoli VA, Chinevere TD. Minimum rest period for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. *Med Sci Sports Exerc* 34 : 1018-1022, 2002.
- Parra J, Cadefau JA, Rodas G, Amigo N, Cusso R. The distribution of rest periods affects performance and adaptations of energy metabolism induced by high-intensity training in human muscle. *Acta Physiol Scand* 169 : 157-165, 2000.
- Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle Nerve* 23 : 1727-1735, 2000.
- Patton RW, Hinson MM, Arnold BR Jr, Lessard B. Fatigue curves of isokinetic contractions. *Arch Phys Med Rehabil* 59 : 507-509, 1978.
- Paul L, Wood L. Skeletal Muscle fatigue. *Phys Therapy Rev* 7 : 123-132, 2002.
- Pedegana LR, Elsner RC, Roberts D, Lang J, Farewell V. The relationship of upper extremity strength to throwing speed. *Am J Sports Med* 10 : 352-354, 1982.
- Pereira MI, Gomes PS. Movement velocity in resistance training. *Sports Med* 33 : 427-438, 2003a.

- Pereira MI, Gomes PS. Muscular strength and endurance tests: reliability and prediction of one repetition maximum. Review and new evidence. *Rev Bras Med Esporte* 9 : 336-346, 2003b.
- Perrin DH. Isokinetic exercise and assessment. *Human Kinetics* Leeds, 1993.
- Person R. Rhythmic activity of a group of human motoneurons during voluntary contraction of a muscle. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 36 : 585-595, 1974.
- Pilegaard H, Domino K, Noland T, Juel C, Hellsten Y, Halestrap AP, Bangsbo J. Effects of high-intensity exercise training on lactate/H<sup>+</sup> transport capacity in human skeletal muscle. *Am J Physiol* 276 : E255-E261, 1999.
- Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extension. *J Biomech* 39 : 246-254, 2006.
- Pirnay F, Crielaard JM. Mesure de la puissance anaérobie alactique. *Med Sport* 53 : 13-16, 1979.
- Pocholle M. L'isocinétisme aujourd'hui : les tests. *Ann Kinésithér* 28 : 208-221, 2001.
- Poortmans JR, Boisseau N. Biochimie des activités physiques. *DeBoeck Université* Bruxelles, 2002.
- Portero P, Maïsetti O. Entraînement de la force. Des principes fondamentaux aux adaptations du système neuromusculaire. In : *Didier JP ed. La plasticité musculaire. Springer-Verlag* Paris : 235-281, 2004.
- Pousson M, Amiridis IG, Cometti G, Van Hoecke J. Velocity-specific training in elbow flexors. *Eur J Appl Physiol* 80 : 367-372, 1999.
- Proske U, Morgan DL, Brockett CL, Percival. Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. *Clin Experim Pharmac Physiol* 31 : 546-550, 2004.
- Pryor JF, Wilson GJ, Murphy AJ. The effectiveness of eccentric, concentric and isometric rate of force development tests. *J Human Mov Studies* 27 : 153-172, 1994.
- Racinais S, Blonc S, Hue O. Effects of active warm-up and diurnal increase in temperature on muscular power. *Med Sci Sports Exerc* 37 : 2137-2139, 2005.
- Rahmani A, Dalleau G, Viale F, Belli A, Lacour JR. Mesure de la force dynamique par un test balistique. *Sci Sports* 13 : 241-242, 1998.
- Rahmani A, Dalleau G, Viale F, Hautier C, Lacour JR. Validity and reliability of kinematic device for measuring the force developed during squatting. *J Appl Biomech* 16 : 26-35, 2000.
- Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol* 86 : 1445-1457, 1999.
- Reiser RF, Broker JP, Peterson ML. Inertial effects on mechanically braked Wingate power calculations. *Med Sci Sports Exerc* 32 : 1660-1664, 2000.
- Remple MS, Bruneau RM, VandenBerg PM, Goertzen C, Kleim JA. Sensitivity of cortical movement representations to motor experience: evidence that skill learning but not strength training induces cortical reorganization. *Behav Brain Res* 123 : 133-141, 2001.
- Richards JG, Quigley EJ, Castagno PW, Neeves RE. Validity and reliability of the BTE Dynatrac. *Med Sci Sports Exerc* 28 : 913-920, 1996.

- Rosentswieg J, Hinson M, Ridgway M. An electromyographic comparison of an isokinetic bench press performed at three speeds. *Res Q* 46 : 471-475, 1975.
- Ross A, Leveritt M. Long-term metabolic and skeletal muscle adaptation to short-sprint training. *Sports Med* 31 : 1063-1082, 2001.
- Rossi R, Maffei M, Bottinelli R, Canepari M. Temperature dependence of speed of actin filaments propelled by slow and fast skeletal myosin isoforms. *J Appl Physiol* 99 : 2239-2245, 2005.
- Rouillon JD, Candau R. La fatigue périphérique : sites subcellulaires et mécanismes biologiques. *Sci Sports* 15 : 234-241, 2000.
- Roy RR, Edgerton VR. Skeletal Muscle architecture and performance. In : Komi PV, ed. *Strength and power in sport*. Blackwell Science Oxford : 115-129, 1992.
- Rutherford O, Jones D. The role of learning and coordination in strength training. *Eur J Appl Physiol* 55 : 100-105, 1986.
- Safran M, Garrett W, Seaber A, Glisson R, Ribbeck B. The role of warmup in muscular injury prevention. *Am J Sports Med* 16 : 123-129, 1988.
- Sahlin K, Henriksson J. Buffer capacity and lactate accumulation in skeletal muscle of trained and untrained men. *Acta Physiol Scand* 122 : 331-339, 1984.
- Sahlin K, Tonkonogi M, Söderlund K. Energy supply and muscle fatigue in humans. *Acta Physiol Scand* 162 : 261-266, 1998.
- Sahlin K. Metabolic factors in fatigue. *Sports Med* 13 : 99-107, 1992.
- Sale DG, MacDougall JD, Always SE, Sutton JR. Voluntary strength and muscle characteristics in untrained men and women and male bodybuilders. *J Appl Physiol* 62 : 1786-1793, 1987.
- Sale DG. Neural adaptation to strength training. In : Komi PV ed. *Strength and power in sport*. Blackwell Publishing Oxford : 281-314, 2003.
- Sale DG. Testing strength and power. In : MacDougall JD, Wenger HA, Green HJ, ed. *Physiological testing of the high-performance athlete*. Human Kinetics Champaign : 21-103, 1991.
- Sapega A, Nicholas J, Sokolow D, Saraniti A. The nature of torque "overshoot" in Cybex isokinetic dynamometry. *Med Sci Sports Exerc* 5 : 368-375, 1982.
- Sasaki K, Ishii N. Shortening velocity of human triceps surae muscle measured with the slack test in vivo. *J Physiol* 567 : 1047-1056, 2005.
- Scanlan JM, Ballmann KL, Mayhew JL, Lantz CD. Anthropometric dimensions to predict 1-RM bench press in untrained females. *J Sports Med Phys Fitness* 39 : 54-59, 1999.
- Schabert EJ, Hopkins WG, Hawley JA. Reproducibility of self-paced treadmill performance of trained endurance runners. *Int J Sports Med* 19 : 48-51, 1998.
- Schenck JM, Forward EM. Quantitative strength changes with test repetitions. *Phys Ther* 45 : 562-569, 1965.
- Schmidtbleicher D, Buehrle M. Neuronal adaptation and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. In: Jonsson B, ed. *Biomechanics*. Human Kinetics Champaign : 1987.

- Schmidtbleicher D, Haralambie G. Changes in contractile properties of muscle after strength training in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 46 : 221-228, 1981.
- Schmitz RJ, Arnold BI, Perrin D, Granata KP, Gaesser GA, Gansneder BM. Changes in the mechanical and electromyographic output during isotonic and isometric exercise in men and women. *Isokinetics Exerc Sci* 8 : 119-127, 2000.
- Schwid SR, Thornton CA, Pandya S, Manzur KL, Sanjak M, Petrie MD, McDermott MP, Goodman AD. Quantitative assessment of motor fatigue and strength in MS. *Neurology* 53 : 743-750, 1999.
- Setruk D, Fery Y, Ferry A, Rieu M. Perception subjective de la fatigue musculaire : utilisation de l'échelle de Borg. *Sci Sports* 10 : 209-210, 1995.
- Sharp RL, Costill DL, Fink WJ, King DS. Effects of eight weeks of bicycle ergometer sprint training on human muscle buffer capacity. *Int J Sports Med* 7 : 13-17, 1986.
- Siegel JA, Gilders RM, Staron RS, Hagerman FC. Human muscle power output during upper- and lower-body exercises. *J Strength Cond Res* 16 : 173-178, 2002.
- Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BD. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors. *J Neurophysiol* 60 : 1110-1121, 1988.
- Sleivert GG, Backus RD, Wenger HA. The influence of a strength-sprint training sequence on multi-joint power output. *Med Sci Sports Exerc* 27 : 1655-1665, 1995.
- Smith C. The warm-up procedure : To stretch or not to stretch. A brief review. *J Orthop Sports Phys Ther* 19 : 12-17, 1994.
- Stackhouse SK, Reisman DS, Binder-Macleod SA. Challenging the role of pH in skeletal muscle fatigue. *Phys Ther* 81 : 1897-1903, 2001.
- Starkey DB, Pollock ML, Ishida Y, Welsch EA, Brechue WF, Graves JE, Feigenbaum MS. Effect of resistance training volume on strength and muscle thickness. *Med Sci Sports Exerc* 28 : 1311-1320, 1996.
- Staron RS, Karapondo DL, Kraemer WJ, Fry AC, Gordon SE, Falkel JE, Hagerman FC, Hikida RS. Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. *J Appl Physiol* 76 : 1247-1255, 1994.
- Staron RS, Malicky ES, Leonardi MJ, Falkel JE, Hagerman FC, Dudley GA. Muscle hypertrophy and fast fiber type conversions in heavy resistance-trained women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 60 : 71-79, 1990.
- Staron RS. Human skeletal muscle fiber types: Delineation, development, and distribution. *Can J Appl Physiol* 22 : 307-327, 1997.
- Stathis CG, Febbraio MA, Carey MF, Snow RJ. Influence of sprint training on human skeletal muscle purine nucleotide metabolism. *J Appl Physiol* 76 : 11802-1809, 1994.
- Stauber WT, Barill ER, Stauber RE, Miller GR. Isotonic dynamometry for assessment of power and fatigue in the knee extensor muscles of females. *Clin Physiol* 20 : 225-233, 2000.
- Stephenson DG, Lamb GD, Stephenson GMM. Events of the excitation-contraction-relaxation (E-C-R) cycle in fast- and slow-twitch mammalian muscle fibres relevant to muscle fatigue. *Acta Physiol Scand* 162 : 229-245, 1998.

- Stone MH, Potteiger JA, Pierce KC, Proulx CM, O'Bryan HS, Johnson TL. Comparison of the effects of three different weight-training programs on the one repetition maximum squat. *J Strength Cond Res* 14 : 332-337, 2000.
- Stone MH, Sanborn K, O'Bryant HS, Hartman M, Stone ME, Proulx C, Ward B, Hruby J. Maximum strength-power-performance relationships in collegiate throwers. *J Strength Cond Res* 17 : 739-745, 2003.
- Stone MH, Sands WA, Pierce KC, Carlock J, Cardinale M, Newton RU. Relationship of maximum strength to weightlifting performance. *Med Sci Sports Exerc* 37 : 1037-1043, 2005.
- Sunnegardh J, Bratteby LE, Nordesjö LO, Nordgren B. Isometric and isokinetic muscle strength, anthropometry and physical activity in 8 and 13 years old Swedish children. *Eur J Appl Physiol* 58 : 291-297, 1988.
- Szentesi, Zaremba, van Mechelen W, Stienen GJM. ATP utilization for calcium uptake and force production in different types of human skeletal muscle fibres. *J Physiol* 531 : 393-403, 2001.
- Takarada Y, Hirano Y, Ishige Y, Ishii N. Stretch-induced enhancement of mechanical power output in human multijoint exercise with countermovement. *J Appl Physiol* 83 : 1749-1755, 1997a.
- Taylor RC. Force development during sustained locomotion: a determinant of gait, speed, and metabolic power. *J Experimental Biol* 115 : 253-262, 1985.
- Terzis G, Georgiadis G, Vassiliadou E, Manta P. Relationship between shot put performance and triceps brachii fiber type composition and power production. *Eur J Appl Physiol* 90 : 10-15, 2003.
- Tesch PA, Ekberg A, Lindquist DM, Trieschmann JT. Muscle hypertrophy following 5-week resistance training using a non-gravity-dependent exercise system. *Acta Physiol Scand* 180 : 89-98, 2004.
- Tesch PA, Thorsson A, Essen-Gustavsson B. Enzyme activities of FT and ST muscle fibers in heavy-resistance trained athletes. *J Appl Physiol* 67 : 83-87, 1989.
- Tesch PA, Wright JE, Vogel JA, Daniels WL, Sharp DS, Sjödin B. The influence of muscle metabolic characteristics on physical performance. *Eur J Appl Physiol* 54 : 237-243, 1985.
- Thomas M, Fiatarone MA, Fielding RA. Leg power in young women: relationship to body composition, strength, and function. *Med Sci Sports Exerc* 28 : 1321-1326, 1996.
- Thomis MA, Beunen GP, Maes HH, Blimkie CJ, Van Leemputte M, Claessens AL, Marchal G, Willems E, Vlietinck RF. Strength training: Importance of genetic factors. *Med Sci. Sports Exerc* 30 : 724-731, 1990.
- Thompson CJ, Bembien MG. Reliability and comparability of the accelerometer as a measure of muscular power. *Med Sci Sports Exerc* 31 : 897-902, 1999.
- Thorstensson A, Karlsson J. Fatigability and fibre composition of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 98 : 318-322, 1976.
- Thys H, Cavagna GA, Margaria R. The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. *Pflugers Arch* 354 : 281-286, 1975.
- Tihanyi J, Aport P, Feket G. Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol* 48 : 331-343, 1982.

- Trappe S, Gallagher P, Harber M, Carrithers J, Fluckey J, Trappe T. Single Muscle fibre contractile properties in young and old men and women. *J Physiol* 552.1 : 47-58, 2003.
- Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol* 513 : 295-305, 1998.
- Van den Tillaar R, Ettema G. A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *J Sports Sci Med* 3 : 211-219, 2004.
- Van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF, De Haan A. Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle ? *J Appl Biomech* 13 : 389-415, 1997.
- Van Someren KA, Palmer GS. Prediction of 200-m sprint kayaking performance. *Can J Applied Physiol* 28 : 505-517, 2003.
- Vanderthommen M, Duteil S, Wary C, Raynaud JS, Leroy-Willig A, Crielaard JM, Carlier PG. A comparison of voluntary and electrically induced contractions by interleaved 1H- and 31P-NMRS in humans. *J Appl Physiol* 94 : 1012-1024, 2003.
- Vandewalle H, Peres G, Heller J, Monod H. Intérêts et limites des relations force-vitesse chez l'homme. *Science et Motricité* 4 : 38-46, 1988.
- Verdera F, Champavier L, Schmidt C, Bermon S, Marconnet P. Reliability and validity of a new device to measure isometric strength in polyarticular exercises. *J Sports Med Phys Fitness* 39 : 113-119, 1999.
- Viitasalo JT, Häkkinen K, Komi PV. Isometric and dynamic force production and muscle fibre composition in man. *J Human Movement Stud* 7 : 199-209, 1981.
- Viitasalo JT. Evaluation of explosive strength for young and adult athletes. *Res Q Exerc Sport* 59 : 9-13, 1988.
- Viitasalo JT. Measurement of force-velocity characteristics for sportsmen in field conditions. In: *Winter DA, Norman RM, Wells RP, et al., eds. Biomechanics IX-A. Human Kinetics* Champaign : 96-101, 1985.
- Viitasalo T, Aura A. Seasonal fluctuations in force production in high jumpers. *Can J Appl Sport Sci* 9 : 209-213, 1984.
- Vøllestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods* 74 : 219-227, 1997.
- Vrijens J. L'entraînement raisonné du sportif. *DeBoeck* Bruxelles, 1992.
- Wagner LL, Evans SA, Weir JP, Housh TJ, Johnson GO. The effect of grip width on bench press performances. *Int J Sports Biomech* 8 : 1-10, 1992.
- Walshe AD, Wilson GJ, Ettema GJ. Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *J Appl Physiol* 84 : 97-106, 1998.
- Weineck J. Manuel d'entraînement. *Vigot* Paris, 1990.
- Weiss LW, Coney HD, Clark FC. Differential functional adaptations to short-term low-, moderate-, and high-repetition weight training. *J Strength Conditioning Res* 13 : 236-241, 1999.
- Welsh TT, Alemany JA, Nindl BC, Frykman PN, Tuckow AP, Montain, SJ. Monitoring warfighter's physical performances during sustained operations using a field expedient jumping test. *Proceedings of the 24<sup>th</sup> Army science conference*. Orlando, 8 p., 2004.

- Widrick JJ, Stelzer JE, Shoepe TC, Garner DP. Functional properties of human muscle fibres after short-term resistance exercise training. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 283 : R408-416, 2002.
- Widrick JJ, Trape S, Costill D, Fitts R. Force-velocity and force-power properties of single muscle fibers from elite master runners and sedentary men. *Am J Physiol* 271 : c676-c683, 1996.
- Wilk K, Escamilla R, Fleisig G, Barrentine S, Andrews J, Boyd M. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med* 24 : 518-527, 1996.
- Williams JH, Klug GA. Calcium exchange hypothesis of skeletal muscle fatigue: a brief review. *Muscle Nerve* 18 : 421-434, 1995.
- Williams M, Lissner HR, Leveau B. Biomécanique du mouvement humain. *Vigot Paris*, 1977.
- Willoughby DS. The effects of mesocycle-length weight training programs involving periodization and partially equated volumes on upper and lower body strength. *J Strength Cond Res* 7 : 2-8, 1993.
- Wilmore JH, Costill DL. Physiologie du sport et de l'exercice physique. *De Boeck Université Paris*, 1998.
- Wilson GJ, Murphy AJ. The efficacy of isokinetic, isometric and vertical jump tests in exercise science. *Austr J Sci Med Sport* 27 : 21-25, 1995.
- Wilson GJ, Murphy AJ, Giorgi A. Weight and plyometric training: effects on eccentric and concentric force production. *Can J Appl Physiol* 21 : 301-15, 1996a.
- Wilson GJ, Murphy AJ, Walshe AD, Ness K. Stretch shorten cycle performance: Detrimental effects of not equating the natural and movement frequencies. *Res Q Exerc Sport* 67 : 373-379, 1996b.
- Wilson GJ, Murphy AJ. The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Med* 22 :19-37, 1996.
- Wilson GJ, Newton RU, Murphy AJ, Humphries BJ. The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med Sci Sports Exerc* 25 : 1279-1286, 1993.
- Wilson GJ, Walshe AD, Fischer MR. The development of an isokinetic squat device: reliability and relationship to functional performance. *Eur J Appl Physiol* 75 : 455-461, 1997.
- Wilson GJ, Wood GA, Elliot BC. The performance augmentation achieved from the use of the stretch-shorten cycle: the neuromuscular contribution. *Aust J Sci Med Sport* 23 : 97-101, 1991.
- Wilson GJ. Strength and power assessment. In: Bloomfield, Ackland et Elliott eds. *Applied anatomy and Biomechanics in sport*. Blackwell Science Asia, 1994.
- Wisloff U, Castagna C, Helgerud J, Jones R, Hoff J. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *Br J Sports Med* 38 : 285-288, 2004.
- Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T, Cambier D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med* 31 : 41-46, 2003.
- Woledge RC, Curtin NA. The efficiency of energy conversion by swimming muscles of fish. *Adv Exp Med Biol* 332 : 735-743, 1993.
- Wolf SL, Segal RL. Reducing human biceps brachii spinal stretch reflex magnitude. *J Neurophysiol* 75 : 1637-1646, 1996.

Woods JJ, Furbush F, Bigland-Ritichie B. Evidence for a fatigue-induced reflex inhibition of motoneuron firing rates. *J Neurophysiol* 58 : 125-137, 1987.

Wrigley T., Strauss G. Strength assessment by isokinetics dynamometry. In : Gore C.J. ed. *Physiological tests for elite athletes*. Human Kinetics Champaign: 155-199, 2000.

Yoon J. Physiological profiles of elite senior wrestlers. *Sports Med* 32 : 225-233, 2002.

Yue G, Cole KJ. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol* 67 : 1114-1123, 1992.

# Annexes

---