

COMMENT J'EXPLORE ...

Une sclérodermie cutanée d'une manière non invasive

A.L. FRAITURE (1), F. HENRY (2), V. GOFFIN (3), G.E. PIÉRARD (4)

RÉSUMÉ : Il existe plusieurs types cliniques de sclérodermie dont la plupart présentent des manifestations cutanées. L'atteinte de la peau peut être isolée (morphée) ou faire partie d'une atteinte systémique. Des évaluations fonctionnelles objectives et non invasives sont utiles afin de mieux apprécier la sévérité et l'évolution de la maladie, ainsi que l'effet des traitements. A ce titre, les mesures de l'épaisseur et des propriétés mécaniques de la peau, ainsi que la visualisation du flux sanguin cutané, sont très informatives.

INTRODUCTION

Diverses méthodes physiques d'exploration fonctionnelle de la peau ont vu le jour et se sont raffinées ces 20 dernières années. Elles ont, en particulier, permis de mieux comprendre par quels mécanismes la peau assure une résistance mécanique et une adaptation permanente aux différentes sollicitations physiques auxquelles elle est soumise. Les mesures des propriétés mécaniques de la peau permettent de quantifier certaines de ses fonctions primordiales et tendent à refléter son organisation architecturale (1, 2).

La sclérodermie, qu'elle soit généralisée ou localisée, constitue un cadre pathologique propice à la mise en œuvre de diverses évaluations fonctionnelles cutanées non invasives. Ces explorations permettent un suivi évolutif des malades atteints de sclérodermie, au même titre que les épreuves fonctionnelles respiratoires ou la manométrie œsophagienne. Ces méthodes permettent également de quantifier l'efficacité d'un traitement dans cette affection.

L'extensibilité est certainement la fonction mécanique de la peau la plus accessible à l'examen clinique (1-3). Des différences d'extensibilité de la peau s'observent dans de nombreuses pathologies du tissu conjonctif dont la sclérodermie. Cette fonction peut être explorée perpendiculairement ou parallèlement à la surface cutanée.

EXTENSIBILITÉ PERPENDICULAIRE À LA SURFACE CUTANÉE

La méthode de mesure est basée sur le principe de succion (2-4). Deux appareils sont actuellement disponibles sur le marché (Cutometer SEM 474[®], C+K Electronic, Cologne,

HOW I EXPLORE CUTANEOUS SCLERODERMA USING NON-INVASIVE METHODS

SUMMARY : There exists several clinical types of scleroderma. Most of them show cutaneous manifestations. Skin involvement may be isolated (morphea) or be part of a multi-organ systemic disease. Objective non-invasive functional methods are useful in order to better assess the severity and evolution of the disease and the effects of treatments. Measurements of the thickness and mechanical properties of the skin as well as the visualization of the cutaneous blood flow prove to be informative.

KEYWORDS : *Scleroderma - Mechanical properties - Scanning laser Doppler imaging - Ultrasound*

Dermaflex[®], Cortex Technology, Hadsund). Une aspiration est appliquée perpendiculairement à la surface cutanée au moyen d'une dépression constante ou progressive. La déformation verticale de la peau est alors mesurée. La déformation initiale de la peau est constituée de deux parties. La partie initiale représente la déformation immédiate dite élastique et une phase distale curviligne qui tend vers une asymptote représentant la déformation retardée (fig. 1). A la brusque suppression de la traction, la courbe descendante de rétraction comporte également deux parties : une restauration élastique immédiate et une restauration retardée où la peau tend à rejoindre sa position initiale, mais avec un retard qui témoigne de l'existence d'une viscosité. Cette dernière propriété est également exprimée par l'hystérèse (fig. 2). Il existe une diminution de l'extensibilité verticale dans l'acroscélrose et la morphée (1-9).

EXTENSIBILITÉ PARALLÈLE À LA SURFACE CUTANÉE

Deux méthodes sont possibles, soit par tension uniaxiale, soit par torsion.

La méthode pour tension uniaxiale consiste à solliciter linéairement la peau en l'étirant dans une direction donnée pour étudier son comportement mécanique *in vivo* (10). L'Extensometer[®] (Cutech-Siefel[®]) est constitué de deux patins collés sur la peau au moyen d'un adhésif double face. L'un des patins est fixe, l'autre s'écarte à vitesse constante. Le mouvement de cette partie mobile provoque un étirement de la peau. La résistance à la fois élastique et visqueuse de la peau a pour effet d'induire une force sur chaque bras porteur d'un patin. La force globale est décelée par des jauges de contrainte solidaires de ces bras. Celles-ci, après amplification, trans-

(1) Assistant clinique, (2) Assistant de Recherche, (3) Chargé de Recherche, (4) Chargé de Cours, Chef de Service, Université de Liège, Service de Dermatopathologie.

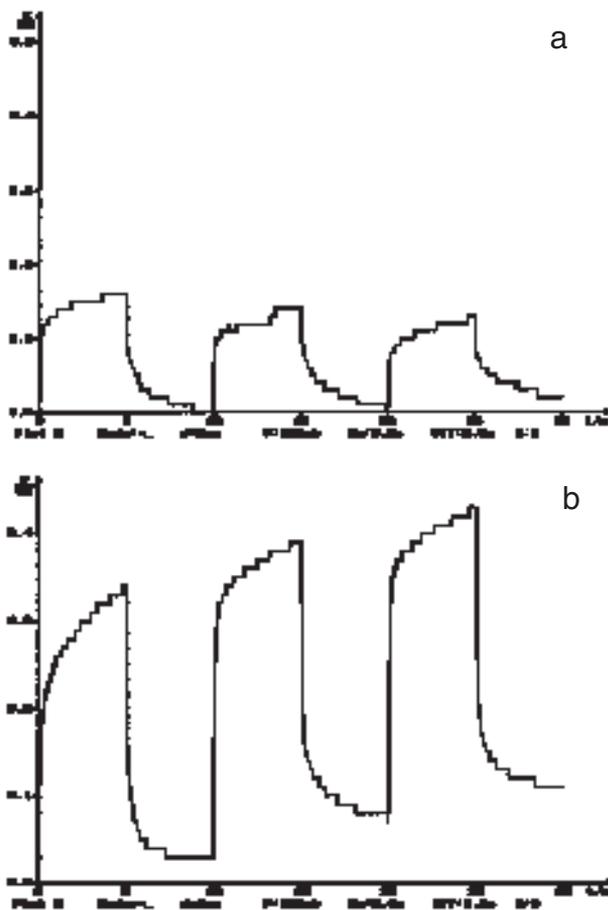


Fig. 1. Test de traction-relaxation verticale de la peau en 3 cycles consécutifs. L'extensibilité (E) est nettement diminuée sur une plaque de morphee (a) par rapport à la peau saine controlatérale (b).

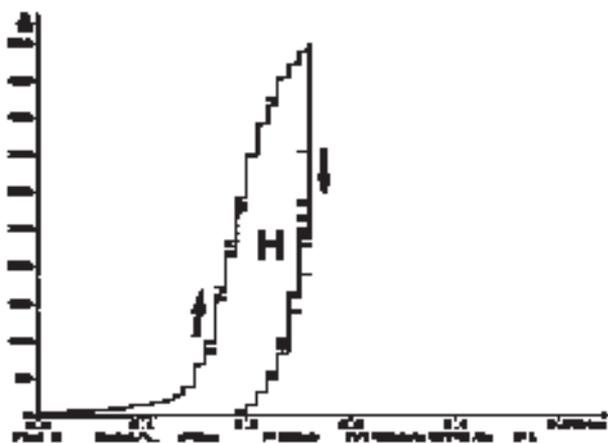


Fig. 2. Test de traction-relaxation sur le mode progressif révélant une hystérèse (H) entre la courbe de mise sous tension et celle du retour progressif de la peau à sa position initiale

mettent à l'ordinateur les informations recueillies sous forme d'une tension.

Pour cette méthode, le test le plus couramment utilisé est celui de traction-relaxation (10). Il comprend d'abord une phase de traction, reflet du caractère élastique de la peau. Au cours de

celle-ci, la vitesse de déplacement de la peau est donc également constante. On peut alors suivre l'évolution de la force induite au cours de la déformation; cette charge résulte de la résistance mécanique de la peau à l'étirement. La relation charge-déformation est pratiquement linéaire, ce qui permet de calculer la raideur cutanée correspondant à la pente du tracé obtenu. La traction est suivie d'une phase de relaxation, reflet du comportement visco-élastique de la peau. Pendant cette phase, le patin mobile est stabilisé en fin de traction et on mesure l'évolution de la charge en fonction du temps. Celle-ci diminue régulièrement avec le temps pour tendre progressivement vers zéro.

La deuxième modalité de test dynamique, dite de fluage, consiste à imposer rapidement une force entre les deux patins. On mesure alors l'écartement entre les deux patins.

La méthode par torsion applique, sur une zone déterminée de la peau, une torsion d'axe perpendiculaire au revêtement cutané, ceci par l'intermédiaire d'un disque de métal mobile, rendu solidaire de la peau par un adhésif double face. Le déplacement angulaire de la peau se trouve localisé dans la couronne de peau limitée par un anneau de garde fixe et ce disque. Contrairement à la technique précédente, celle-ci permet de s'affranchir de l'anisotropie mécanique de la peau. La peau est soumise à un couple de torsion constant et la variation de rotation induite pendant une minute est enregistrée. Cette méthode doit être mise en œuvre dans des conditions strictes. En effet, la pression du disque sur la peau ou l'état d'hydratation du *stratum corneum* peuvent en modifier les résultats. Il existe une diminution de l'extensibilité des plaques de sclérodémie, qu'elles soient localisées, évolutives ou régressives. Ce type de variation est également présent dans la sclérodémie systémique.

AUTRES MÉTHODES PROSPECTIVES

L'impédance cutanée serait différente chez les malades sclérodermiques comparativement à des sujets contrôles. Une augmentation de la résistance électrique a été rapportée au niveau des couches épidermiques et dermiques sous-jacentes au *stratum corneum* (11).

Une méthode basée sur le principe des mesures de résonance mécanique peut également apprécier l'élasticité et la résistance mécanique cutanées chez des malades sclérodermiques (12). Un simple équipement d'indentation apporte une information moins rigoureuse (13).

La mesure de la vitesse de propagation d'une onde ultrasonore dans la peau (Reviscometer®,

C+K Electronic, Cologne) s'avère être une méthode très sensible pour détecter des modifications subtiles des propriétés mécaniques du derme (14, 15). Tant la phase œdémateuse de la sclérodermie que celle plus tardive de la sclérose peuvent être explorées par cette méthode. L'œdème ralentit cette propagation alors que la sclérose l'accélère.

MESURES DE L'ÉPAISSEUR CUTANÉE PAR ÉCHOGRAPHIE

Les applications des ultrasons en dermatologie permettent d'apprécier la structure et l'épaisseur de la peau (16). La mesure échographique de l'épaisseur cutanée consiste à enregistrer le temps de passage d'une onde ultrasonore à travers la peau et réfléchi à l'interface entre le derme et l'hypoderme. En connaissant la vitesse de propagation des ultrasons dans la peau, un rapide calcul permet d'estimer son épaisseur.

Les modifications de l'épaisseur cutanée dans la sclérodermie reflètent l'activité de la maladie (17), mais il n'existe pas de relation entre l'épaisseur cutanée et la durée d'évolution de la maladie (18). Chez les malades atteints de sclérodermie localisée, l'épaisseur des plaques évolutives de morphee est accrue comparativement à la peau saine controlatérale (16, 19-21). Les plaques situées vers les extrémités des membres seraient plus épaisses que les plaques localisées sur le tronc. Cependant, les plaques régressives ont une épaisseur diminuée par rapport au côté controlatéral (22). Les taches pigmentées associées fréquemment aux plaques de morphee ont également une épaisseur diminuée comparativement à la peau saine (20).

La distance épiderme-phalange est accrue au niveau de la face d'extension du troisième doigt chez des femmes sclérodermiques (21).

MESURES DU FLUX SANGUIN CUTANÉ

Les perturbations du flux sanguin cutané peuvent être visualisées par la méthode de vélocimétrie laser Doppler (23-25). Le principe de l'équipement moor LDI® (Moor Instrument, Millwey) consiste à présenter par imagerie en fausses couleurs les changements de fréquence d'une lumière monochromatique rouge produits par le mouvement des hématies. A la différence de la méthode conventionnelle, une large surface cutanée peut être explorée en un temps, ce qui permet de visualiser l'hétérogénéité du flux sanguin cutané (fig. 3).

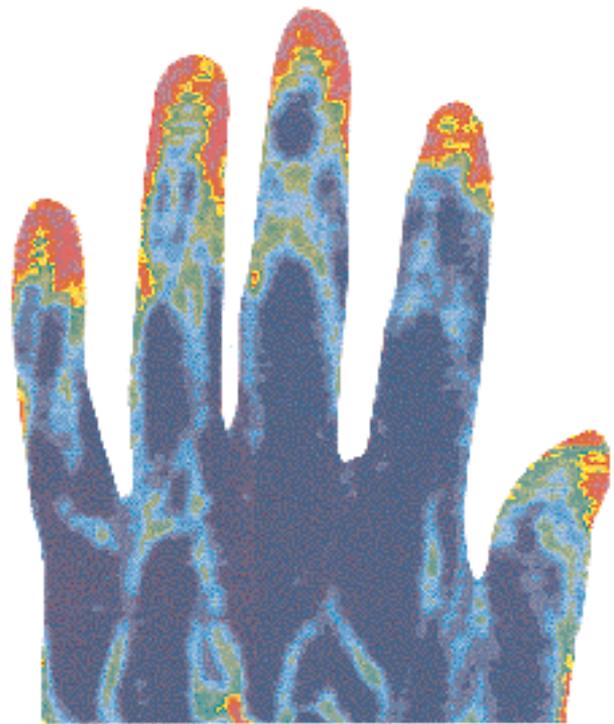


Fig. 3. Aspect d'une main en vélocimétrie laser Doppler.

CONCLUSION

La mesure de l'épaisseur et de l'extensibilité de la peau et la mesure de son épaisseur par ultrasons apparaissent utiles dans l'évaluation objective d'une sclérodermie. Ces méthodes fournissent des données quantifiables des paramètres physiques de la peau pathologique et permettent un suivi évolutif de l'efficacité des thérapeutiques (9, 26).

RÉFÉRENCES

1. Piérard GE, Lapière ChM.— Physiopathological variations in the mechanical properties of the skin. *Arch Dermatol Res*, 1977, **260**, 231-239.
2. Piérard GE, Masson P, Rodrigues L, et al.— EEMCO guidance to the in vivo assessment of tensile functional properties of the skin. Part 1 : Relevance to the structures and ageing of the skin and subcutaneous tissues. *Sin Pharmacol Appl Skin Physiol*, 1999, **12**, 352-362.
3. Piérard GE, Henry F.— Essai de classement catégoriel des propriétés biomécaniques de la peau. Evaluations par la méthode de succion. *Nouv Dermatol*, 1995, **14**, 630-636.
4. Piérard GE, Piérard-Franchimont C, Hermanns-Lê T.— Tensile properties of the skin, in *HRT and the skin*. Ed. Brincat MP, Publ. Parthenon Publ London 2001, 121-134.
5. Piérard GE.— Histological and rheological grading of cutaneous sclerosis in scleroderma. *Dermatologica*, 1989, **179**, 18-20.

6. Ishikawa T, Tamura T.— Measurement of skin elastic properties with a new suction device : systemic sclerosis. *J Dermatol*, 1996, **23**, 165-168.
7. Nikkels-Tassoudji N, Henry F, Piérard-Franchimont C, Piérard GE.— Computerized evaluation of skin stiffening in scleroderma. *Eur J Clin Invest*, 1996, **26**, 457-460.
8. Drobev HP.— In vivo study of skin mechanical properties in patients with systemic sclerosis. *J Am Acad Dermatol*, 1999, **40**, 436-442.
9. Piérard GE, Hermanns-Lê T, Piérard-Franchimont C.— Skin tensile strength in scleroderma, in *Bioengineering of the skin. Skin Biomechanics*. Ed. Elsner P, Berardesca E, Wilhelm KP, Maibach H, Publ CRC Press, Boca Raton, 2001, 207-214.
10. Wan Abas WAB, Barbenel JC.— Uniaxial tension test of human skin in vivo. *J Biomed Eng*, 1982, **4**, 65-71.
11. Berardesca E, Borroni G, Gabba P, et al.— Dermal changes in progressive systemic sclerosis assessed by skin impedance measurements. *Bioeng Skin*, 1986, **2**, 181-189.
12. Bjerring P.— Skin elasticity measured by dynamic admittance. A new technique for mechanical measurements in patients with scleroderma. *Acta Dermatol Venereol*, 1981, **76** suppl 120, 83-87.
13. Enomoto DNH, Mekkes JR, Bossuyt MM, et al.— Quantification of cutaneous sclerosis with a skin elasticity meter in patients with generalized scleroderma. *J Am Acad Dermatol*, 1996, **35**, 381-387.
14. Hermanns-Lê T, Jonlet F, Scheen A, Piérard GE.— Age- and body mass index-related changes in cutaneous shear wave velocity. *Exp Gerontol*, 2001, **36**, 363-372.
15. Nizet JL, Piérard-Franchimont C, Piérard GE.— Influence of body posture and gravitational forces on shear wave propagation in the skin. *Dermatology*, 2001, **202**, 177-180.
16. Myers SL, Cohen JS, Sheets PW, Bies JR.— B-mode ultrasound evaluation of skin thickness in progressive systemic sclerosis. *J Rheumatol*, 1986, **13**, 577-580.
17. Steen VD, Medsger TA, Rodnan GP.— D-penicillamine therapy in progressive systemic sclerosis (scleroderma). *Ann Intern Med*, 1982, **97**, 652-659.
18. Kalis B, de Rigal J, Leonard F, et al.— In vivo study of scleroderma by non-invasive techniques. *Br J Dermatol*, 1990, **122**, 785-791.
19. Serup J.— Quantification of acrosclerosis : measurement of skin thickness and skin-phalanx distance in females with 15 MHz pulsed ultrasound. *Acta Dermatol Venereol*, 1984, **64**, 35-40.
20. Serup J.— Localized scleroderma (morphoea) : thickness of sclerotic plaques as measured by 15 MHz pulsed ultrasound. *Acta Dermatol Venereol*, 1984, **64**, 214-219.
21. Serup J.— Decreased skin thickness of pigmented spots appearing in localized scleroderma (morphea). Measurement of skin thickness by 15 MHz pulsed ultrasound. *Arch Dermatol Res*, 1984, **276**, 135-137.
22. Akesson A, Forsberg L, Herderström E, et al.— Ultrasound examination of skin thickness in patients with progressive systemic sclerosis (scleroderma). *Acta Radiol Diag*, 1986, **27**, 91-94.
23. Essex TJH, Byme PO.— A laser Doppler scanner for imaging blood flow in skin. *J Biomed Eng*, 1991, **13**, 189-194.
24. Clough GF, Bennett AR, Church MK.— Effects of H1 antagonists on the cutaneous vascular response to histamine and bradykinin : a study using scanning laser Doppler imaging. *Br J Dermatol*, 1998, **138**, 806-814.
25. Berardesca E, Lévêque JL, Masson P, et al.— EEMCO guidance for the measurement of skin microcirculation. *Skin Pharmacol Appl Skin Physiol* (sous presse).
26. Humbert P, Dupond JL, Rocherfort A, et al.— Localized scleroderma response to 1,25-dihydroxyvitamin D3. *Clin Exp Dermatol*, 1990, **15**, 396-398.

Les demandes de tirés à part sont à adresser au Pr. G.E. Piérard, Service de Dermatopathologie, CHU Sart Tilman, B-4000 Liège.