

## Méthodes radio-isotopiques d'étude du fonctionnement des dérivations du liquide céphalo-rachidien

J.C. DEPRESSEUX(\*) et A. STEVENAERT

*Clinique Neuro-Chirurgicale (Pr BONNAL) et Clinique Médicale B (Pr NIZET),  
Université de Liège, 4000 Liège, Belgique*

### Introduction

Les troubles de circulation ou de résorption du liquide céphalo-rachidien (LCR) peuvent être traités par dérivation liquidienne au moyen d'un système de valve, généralement à partir d'un ventricule latéral vers un compartiment sanguin (dérivation ventriculo-cardiaque) ou séreux (dérivations ventriculo-péritonéale ou ventriculo-pleurale). D'autres méthodes font appel à des dérivations intracrâniennes, soit au procédé ventriculo-cisternal de Torkildsen, soit à la ventriculostomie du 3<sup>e</sup> ventricule par perforation de la lame sus-optique ou, selon GUIOT, du plancher ventriculaire.

Dans les dérivations, l'occlusion de la voie de drainage est un problème fréquent (STRENGER, 1963 ; OVERTON et SNODGRASS, 1965 ; ALKER et coll., 1973). Il est d'un grand intérêt pratique de pouvoir apprécier aussi objectivement que possible le fonctionnement de ces systèmes dans le décours de l'évolution, de manière à guider l'attitude thérapeutique en cas d'obstruction. Celle-ci peut s'exprimer cliniquement selon quatre modalités principales : un arrêt de l'évolution clinique favorable, une régression neurologique, un syndrome aigu ou chronique de décompensation ou, encore, une infection. De plus, l'occlusion peut être permanente ou intermittente, complète ou incomplète.

Outre l'étude clinique, plusieurs méthodes permettent de juger de manière plus précise du fonctionnement des dérivations de LCR par valve. Les dérivations intracrâniennes posent des problèmes techniques qui leur sont, en partie, propres et qui ne seront pas considérées ici. On peut se référer à ce propos aux travaux d'AKERMAN et coll. (1970 a, 1970 b, 1972).

(\*) Chercheur au F.R.S.M.

*Mots clés* : Radio-isotopes. Hydrocéphalie. Valves de dérivation. Tests fonctionnels. Mesures quantitatives.

*Tirés à part* : J.C. DEPRESSEUX, à l'adresse ci-dessus.

La palpation du système, avec pompage digital, apporte des éléments utiles, mais laisse aussi subsister des incertitudes (NULSEN et SPITZ, 1951 ; KAGEN et coll., 1973 ; RUDD et coll., 1973).

Les examens radiologiques sont également une aide précieuse. L'étude radiologique localise les parties radio-opaques du système et démontre parfois une mauvaise position des extrémités proximale ou terminale du cathéter ou une déconnexion. L'aspect radiologique des complications crâniennes, cardiovasculaires, pulmonaires et péritonéales des dérivations est revu par ALKER et coll. (1973). La valvographie par injection directe dans le système d'une substance radio-opaque hydrosoluble (EVANS et coll., 1975) permet de visualiser la lumière du cathéter distal. L'encéphalographie ou la ventriculographie gazeuse au protoxyde d'azote permettent, sans risque d'embolie gazeuse, l'évaluation du volume des ventricules cérébraux des patients opérés par dérivation du LCR (STEVENAERT et coll., 1972 a ; PHILIPPART et coll., 1974 ; STEVENAERT et THIBAUT, 1974).

L'enregistrement de la pression intracrânienne est également une donnée très précieuse dans le bilan postopératoire de ces patients (STEVENAERT et coll., 1972 a ; STEVENAERT, 1975).

### Principes généraux des méthodes radio-isotopiques

Les méthodes utilisant des indicateurs radioactifs occupent une place importante dans le bilan de fonctionnement des dérivations de LCR. Elles ont été développées depuis 1957 (BELL), ont fait l'objet d'une revue générale dès 1966 (DI CHIRO et GROVE) et ont connu de nouveaux développements récents (Tableau I).

Ces techniques ont pour principe commun l'étude du mouvement d'un indicateur radioactif à partir de son lieu d'administration dans un compartiment du LCR ; ce mouvement d'indicateur résulte, en proportion variable selon les cas, de sa diffusion passive et de son transport par le LCR. Les protocoles d'examen diffèrent par la nature et le lieu d'administration de l'indicateur, par son mode de détection et par les modèles d'interprétation mis en œuvre.

La compréhension des principes et des limites d'application et d'interprétation de ces méthodes exige un bref rappel de la structure générale des systèmes de dérivation externe du LCR, de leurs mécanismes d'occlusion, ainsi que des questions auxquelles une réponse est souhaitable.

LA STRUCTURE DES SYSTEMES DE DERIVATION de LCR, ventriculo-cardiaques et ventriculo-péritonéaux, en dépit de variétés, comprend généralement : un cathéter ventriculaire, pénétrant dans le ventricule latéral à travers un trou

TABLEAU I  
Synoptique des principales méthodes d'étude des dérivations externes de LCR au moyen d'indicateurs radio-actifs

	Type de dérivation étudiée	Indicateur	Activité utilisée	Lieu d'administration	Détection
Bell, 1957	ventriculo-péritonéale	<sup>131</sup> I sérum albumine	100 µCi	ventricule latéral	compteur Geiger
Atkinson et Foltz, 1962	ventriculo-cardiaque	<sup>131</sup> I sérum albumine	5 µCi	ventricule latéral	comptages sur le sang et le LCR
Migliore et coll., 1962	ventriculo-cardiaque	<sup>131</sup> I sérum albumine	50-200 µCi	ventricule latéral	comptages sur le sang et le LCR
Kagen et coll., 1963	ventriculo-cardiaque	<sup>131</sup> I sérum albumine	4-7 µCi	ventricule latéral	comptages sur le sang
Di Chiro et Grove, 1969	ventriculo-cardiaque	<sup>131</sup> I sérum albumine	50 µCi	espaces sous-arachnoïdiens	scintigraphe
Descuns et coll., 1968	ventriculo-cardiaque	<sup>99m</sup> Tc pertechnétate	100-500 µCi	tube ou ventricule latéral	
De Rougemont et coll., 1970	toutes les dérivations par valve	<sup>131</sup> I sérum albumine	1 µCi	corps de pompe	sonde à scintillations
Matin et coll., 1970	toutes les dérivations par valve	<sup>131</sup> I Na	10-20 µCi	corps de pompe	sonde à scintillations
Akerman et coll., 1972	toutes les dérivations	<sup>131</sup> I sérum albumine	75-200 µCi	espaces sous-arachnoïdiens	scintigraphe ou caméra à scintillations
Depresseux et coll., 1973	ventriculo-cardiaque	<sup>131</sup> I sérum albumine	50-150 µCi	ventricule latéral	scintigraphe ou caméra à scintillations
Gilday et Kellane, 1973	toutes les dérivations par valve	sulfure colloïdal de <sup>99m</sup> Tc	100 µCi	ventricule latéral	sonde à scintillations (foie)
Rudd et coll., 1973	toutes les dérivations par valve	<sup>111</sup> In DTPA	2 µCi/kg	soit esp. sous-ar., soit valve	caméra à scintillations
		<sup>99m</sup> Tc pertechnétate	25 µCi	corps de pompe	caméra à scintillations

de trépan et le parenchyme cérébral, un corps de pompe isolé par 2 valves et un cathéter distal, qui se termine dans l'oreillette droite ou dans le péritoine.

La connaissance des MECANISMES POSSIBLES D'OCCLUSION DU SYSTEME (FORREST et COOPER, 1968) est très importante dans l'élaboration de la méthode. La fréquence de l'occlusion des dérivations externes de LCR est estimée de 14 à 40 % selon les séries (JAMES et coll., 1972). L'élaboration des modèles d'interprétation de ces méthodes radio-isotopiques justifie la distinction de 5 types principaux d'occlusion, selon leur localisation et le type d'obstacle :

- les occlusions proximales, par frange de plexus choroïde, par débris tissulaire, par caillot ou par migration du cathéter dans le cerveau ;
- les blocages de la pompe, par débris tissulaire, caillot ou colonisation microbienne ;
- les occlusions distales, par les mêmes obstacles ou, chez l'enfant, par ascension relative du cathéter (due à la croissance), provoquant parfois une thrombose veineuse ;

- les déconnexions et les ruptures de cathéter ;
- les dysfonctionnements sans occlusion, liés à une trop grande résistance hydro-dynamique, relative ou absolue, du système.

LES QUESTIONS AUXQUELLES DEVRAIT REPONDRE UNE METHODE d'étude du fonctionnement des dérivations de LCR sont à la fois d'ordre dynamique et morphologique. Si la dérivation est fonctionnelle, la mesure du débit du LCR drainé constituera une valeur de référence pour des corrélations avec d'autres paramètres, par exemple la pression intracrânienne et le volume ventriculaire. Si, au contraire, l'examen démontre l'absence de fonctionnement, il devrait aussi visualiser le trajet des cathéters et de la pompe et localiser, soit un obstacle à l'écoulement, soit une fuite sous-cutanée de LCR à un endroit de rupture et de désinsertion. Certaines techniques apportent aussi des données indirectes sur la forme et la dimension des ventricules latéraux.

LES CRITERES DE CHOIX DE L'INDICATEUR RADIOACTIF comprennent des considérations d'ordre physique (énergie photo-électrique de l'émission et période de décroissance du radioélément traceur...), d'ordre toxicologique (tolérance de l'indicateur dans les espaces sous-arachnoïdiens ou ventriculaires...), d'ordre dosimétrique et d'ordre économique (disponibilité, coût...) (JAMES et coll., 1972). La diffusibilité et les propriétés biochimiques de la molécule sont également d'une grande importance. Si elle est introduite dans le LCR, la molécule choisie sera, en général, de faible diffusibilité, de manière à assurer une élimination préférentielle par le système de dérivation : sérum-albumine humaine marquée à l' $^{131}\text{I}$  (BELL, 1957, 1959 ; ATKINSON et FOLTZ, 1962 ; MIGLIORE et coll., 1962 ; KAGEN et coll., 1963 ; DI CHIRO et coll., 1964 ; MATIN et coll., 1970) ou au  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (DI CHIRO et coll., 1968), chélats tels que  $^{169}\text{Yb}$  DTPA (HOSAIN et coll., 1970),  $^{67}\text{Ga}$  DTPA et  $^{111}\text{In}$  DTPA (JAMES et coll., 1972). Si l'indicateur est injecté dans le dispositif de dérivation, c'est au contraire le critère de haute diffusibilité qui permettra de réaliser des études quantitatives, ainsi que l'ont montré DE ROUGEMONT et coll. (1970) avec le  $^{131}\text{INa}$  ; sont également utilisés le  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  pertechnétate de sodium (RUDD et coll., 1973) et le  $^{111}\text{In}$  DTPA (GILDAY et KELLANE, 1973). Si le passage de l'indicateur dans le sang est décelé par sa fixation dans un organe cible, ce sont les propriétés biochimiques qui sont au premier rang : fixation du  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -pertechnétate dans les glandes salivaires (DI CHIRO et GROVE, 1966) ; captation du sulfure de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  colloïdal dans les cellules de Kupffer du foie (DEPRESSEUX et coll., 1973).

### La cisternographie

La cisternographie par injection dans les espaces sous-arachnoïdiens lombaires ou occipitaux d'un indicateur radioactif à diffusibilité semblable à celle de l'albumine (DI CHIRO et coll., 1964) permet, dans certains cas, d'ap-

précier indirectement le fonctionnement d'une dérivation de LCR (MATIN et coll., 1970), généralement par comparaison avec un examen antérieur. Les critères d'interprétation sont analogues quel que soit l'indicateur utilisé (GLASAUER et coll., 1970 ; ALKER et coll., 1972 ; JAMES et coll., 1972 ; JAMES et coll., 1973).

Dans les cas d'hydrocéphalie non communicante, si l'examen cisternographique préopératoire témoigne d'un arrêt de diffusion de l'indicateur au niveau des citernes de la base, l'examen postopératoire peut démontrer une reperméabilisation des espaces sous-arachnoïdiens de la convexité hémisphérique cérébrale (JAMES et coll., 1972) ; il y a alors probabilité que la dérivation soit fonctionnelle. L'absence de normalisation de la cisternographie ne permet aucune conclusion.

Dans les cas d'hydrocéphalie communicante, la dérivation du LCR peut modifier la distribution dynamique de l'indicateur de plusieurs manières. Il peut persister un reflux cisterno-ventriculaire ; généralement les ventricules latéraux contiennent de l'indicateur dès la 3<sup>e</sup> heure après l'injection et sa concentration y diminue dès la 24<sup>e</sup> heure en cas de fonctionnement correct de la dérivation (ALKER et coll., 1974). La démonstration des ventricules latéraux par reflux cisterno-ventriculaire de l'indicateur permet, dans certains cas, de constater une nette diminution du volume ventriculaire apparent après dérivation de LCR (ALKER et coll., 1972 ; STEVENAERT et coll., 1972 b) (Fig. 1). L'indicateur peut, après dérivation, progresser plus loin dans les

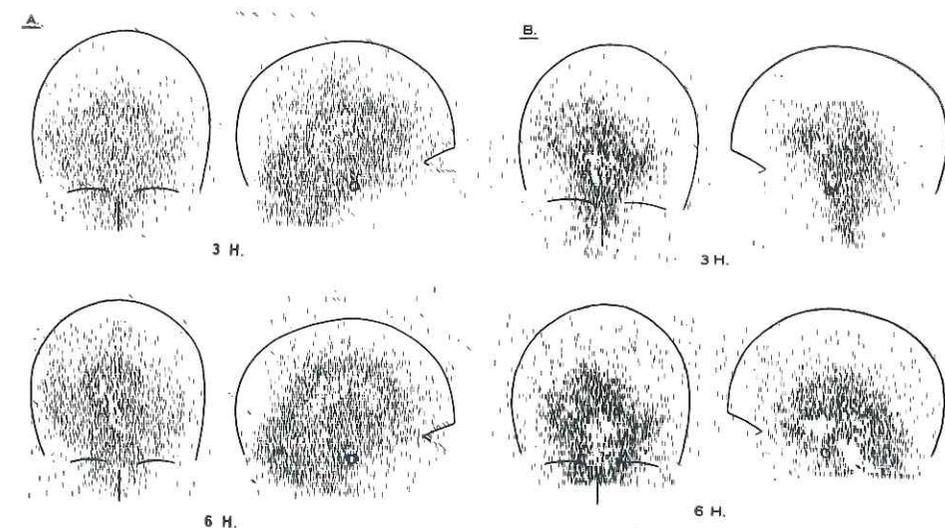


FIG. 1. — Cisternographie réalisée chez un adulte souffrant d'hydrocéphalie interne communicante secondaire à une hémorragie méningée sur anévrysme : A) Examen préopératoire ; B) Examen réalisé après 60 jours de fonctionnement correct d'une dérivation ventriculo-cardiaque.

espaces sous-arachnoïdiens de la base et de la convexité cérébrales qu'au cours de l'examen pré-opératoire, par reperméabilisation partielle de ces espaces. Enfin, le reflux cisternoventriculaire préopératoire peut disparaître après dérivation, bien que celle-ci soit fonctionnelle (JAMES et coll., 1972). Il existe alors vraisemblablement une transformation postopératoire de l'hydrocéphalie communicante en non communicante. Cette hypothèse a été vérifiée dans certains cas, chez lesquels une ventriculographie montre une sténose secondaire de l'aqueduc de Sylvius après la dérivation du LCR (FOLTZ et SHURTLEFF, 1963 ; STEVENAERT et THIBAUT, 1974).

### Les méthodes par injection ventriculaire

Plusieurs techniques procèdent par injection d'un indicateur radioactif dans un des ventricules latéraux, soit par la fontanelle, soit par un trou de trépan, soit par l'intermédiaire d'un réservoir de Rickham. L'étude se poursuit par une étude scintigraphique de la distribution de l'indicateur, ou par une mesure de l'évolution de la radioactivité ventriculaire globale ou sanguine, ou encore par la recherche de la fixation de l'indicateur dans un organe cible.

### Méthodes scintigraphiques

Ces méthodes étudient la distribution ultérieure de l'indicateur ventriculaire, au moyen d'un scintigraphe rectilinéaire ou d'une caméra à scintillations. Elles réalisent une ventriculographie par diffusion qui, dans certains cas, peut donner une idée de la morphologie et de la taille des ventricules latéraux. L'interprétation de ces images est cependant gênée par l'interférence de plusieurs facteurs : d'une part, la projection plane de la ventriculographie ne permet d'apprécier le volume de diffusion qu'en faisant appel à des reconstructions ellipsoïdes (AKERMAN et coll., 1970 a, 1970 b, 1972) ; d'autre part, le caractère non punctiforme de la collimation et la faible densité en information des images apportent une incertitude sur la définition des contours de l'image ventriculaire ; enfin, la diffusion transépendymaire de l'indicateur est une variable difficile à apprécier dans chaque cas particulier.

La mise en évidence de substance radioactive au niveau de la portion distale du cathéter, si elle est possible, confirme la perméabilité du système. Cette méthode convient à l'étude fonctionnelle des dérivations ventriculo-péritonéales ou ventriculo-pleurales, mais l'absence d'une activité distale est d'interprétation plus hasardeuse dans l'étude des dérivations ventriculo-cardiaques (JAMES et coll., 1971).

L'étude scintigraphique du cathéter lui-même est de réalisation plus difficile par suite des faibles niveaux de radioactivité à ce niveau ; une extravasation d'indicateur peut cependant être mise en évidence au niveau d'une désinsertion ou d'une rupture du système.

Toutes ces méthodes sont morphologiques et n'apportent aucun critère quantitatif du fonctionnement de la dérivation.

### Mesure de la radioactivité ventriculaire globale

La radioactivité ventriculaire globale peut être mesurée par détection externe, à des intervalles de 2, 4, 6 et 24 h après l'injection de l'indicateur dans le ventricule latéral (par exemple,  $^{169}\text{Yb}$  DTPA). Elle peut être exprimée en fonction de la valeur initiale, en respectant des conditions géométriques de détection constantes et en tenant compte de la décroissance physique du radioélément (JAMES et coll., 1972). La concentration ventriculaire de l'indicateur, exprimée par sa radioactivité, décroît et ces auteurs définissent une marge correspondant à un fonctionnement satisfaisant du système de dérivation.

AKERMAN et coll. (1972) injectent 50 à 150 microcuries de sérum-albumine dans un ventricule latéral. Des mesures de la radioactivité ventriculaire sont réalisées 1, 3 et 24 h après l'injection, au moyen d'un scintigraphe rectilinéaire ou d'une caméra à scintillations. La diminution de concentration de substance radioactive dans les ventricules latéraux est assimilée à une fonction monoexponentielle décroissante dont la pente est mesurable entre la 1<sup>re</sup> et la 3<sup>e</sup> heure. Les ventricules latéraux et le 3<sup>e</sup> ventricule sont réduits à un volume ellipsoïdal qui est estimé par planimétrie sur les projections scintigraphiques. Les auteurs obtiennent un index de débit de LCR drainé, par la formule : Index de débit =  $K \cdot VI$ , où  $K$  est la constante de décroissance monoexponentielle de l'activité ventriculaire entre la 1<sup>re</sup> et la 3<sup>e</sup> heure et où  $VI$  est le volume ventriculaire mesuré.

### Mesure de la radioactivité d'échantillons de sang et de LCR

La mesure de la radioactivité d'échantillons de sang et de LCR peut être réalisée dans les cas des dérivations ventriculo-cardiaques, après injection intraventriculaire de sérum-albumine radio-iodée (ATKINSON et FOLTZ, 1962). Une dérivation fonctionnelle se caractérise par une réduction après 24 h de l'activité du LCR ventriculaire à moins de 3 % de son activité après 1 h. La radioactivité sanguine augmente rapidement et brièvement lorsque la dérivation fonctionne, mais, d'après ces auteurs, l'absence d'augmentation significative ne permet pas de conclure que la dérivation n'est pas fonctionnelle. KAGEN et coll. (1963) décèlent, dans les cas fonctionnels, une augmentation rapide de la radioactivité sanguine, 1 h après l'injection ventriculaire, suivie d'une augmentation plus lente. Ils insistent sur l'utilité de comparer les courbes sanguines de radioactivité obtenues avant et après intervention.

### Fixation de l'indicateur au niveau d'un organe-cible

Le drainage d'un indicateur à partir du ventricule latéral vers le compartiment sanguin à travers une dérivation ventriculo-cardiaque peut être étudié par sa fixation au niveau d'un organe-cible.

Après injection de  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate, sans prémédication par perchlorate, dans le ventricule latéral d'un patient porteur d'une dérivation ventriculo-cardiaque fonctionnelle, la scintigraphie de la face latérale de la tête permet de visualiser la fixation parotidienne de l'indicateur et, parfois, le trajet du cathéter distal (DI CHIRO et GROVE, 1966).

La détection et l'enregistrement de l'activité de l'aire hépatique au moyen d'une sonde à scintillations, après injection intraventriculaire de sulfure colloïdal de  $^{99m}\text{Tc}$ , permet également de juger du fonctionnement d'une dérivation ventriculo-cardiaque. Le fonctionnement spontané et l'effet de manœuvres telles que le pompage digital peuvent ainsi être appréciés (DEPRESSEUX et coll., 1973).

### Méthodes par injection directe d'indicateur dans le réservoir

L'injection d'un indicateur peut être réalisée directement dans la valve au moyen d'une fine aiguille dans des conditions d'asepsie rigoureuses. Elle peut être répétée sans incident et sans créer de pertuis responsable d'une perte de l'étanchéité du corps de la pompe. DESCUNS et coll. (1968) injectent, après saturation thyroïdienne, 1 microcurie de  $^{131}\text{I}$ -sérum-albumine dans la valve de Pudenz. Des mesures de radioactivité par sonde à scintillations sont pratiquées au niveau de la valve et au niveau de l'aire cardiaque 20, 40, 60, 90, 120, 300 mn et, éventuellement, 24 h après l'injection. La radioactivité de la valve peut évoluer selon deux profils (Fig. 2). Lorsque le fonctionnement du système est satisfaisant, la radioactivité diminue rapidement durant 60 à 90 mn, puis se stabilise et décroît ensuite très progressivement. Lorsque la dérivation n'est pas fonctionnelle, le niveau de radioactivité reste stable, puis diminue ensuite très lentement. Cette méthode permet donc de démontrer l'éventuelle absence de fonctionnement de la valve; le caractère multi-compartimental des courbes empêche cependant toute étude quantitative. La longue durée des mesures reste contraignante et peut rendre difficile le maintien d'une géométrie constante de détection.

L'étude qualitative du fonctionnement des dérivations peut également être réalisée par la même injection d'un indicateur dans la pompe suivie d'une étude morphologique séquentielle à la caméra à scintillations. GILDAY et KELLANE (1973) injectent 1 ml de solution contenant 2 microcuries par kilo de poids corporel de  $^{111}\text{In}$ -DTPA dans le corps de pompe et étudient les images latérales de l'extrémité céphalique 15, 30, 45, 60 et 120 mn après l'in-

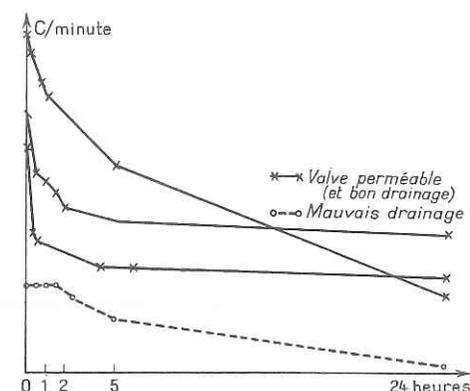


FIG. 2. — Evolution de la radioactivité de la région de la valve de Pudenz, après injection directe dans celle-ci de 1 microCi de  $^{131}\text{I}$  sérum-albumine (4 enfants examinés par DESCUNS et coll., 1967).

jection. Dans les cas de fonctionnement normal, les images démontrent le passage de l'indicateur dans le cathéter distal, puis la diminution progressive de la radioactivité dans le système. S'il existe un blocage proximal, le cathéter distal est démontré, par suite du volume assez important de solution injecté, mais il n'y a pas de diminution de la radioactivité témoignant d'un flux. S'il existe un blocage distal complet, dans la plupart des cas, c'est le cathéter proximal qui est injecté de manière rétrograde.

### Méthodes quantitatives

L'utilisation d'un indicateur très diffusible injecté directement dans le corps de la pompe permet une mesure du débit du LCR traversant le système.

#### Le modèle mathématique

Si  $R_t$  est, au temps  $t$  après l'injection, la quantité résiduelle d'indicateur radioactif au niveau du corps de la pompe, exprimée par sa radioactivité, on peut écrire :

$$dR_t = -\frac{D}{V} R_t dt$$

avec  $D$ , le débit de LCR traversant la section de sortie de la pompe et avec  $V$ , le volume de celle-ci. Cette formule n'est applicable que si l'indicateur est distribué uniformément dans le volume  $V$ .

Si  $R_0$  est la radioactivité initiale, également distribuée de manière homogène dans le volume  $V$ , et si le débit est constant dans l'intervalle temporel d'application de la formule, on peut résoudre l'équation différentielle ci-dessus et écrire :

$$R_t = R_0 e^{-\frac{D}{V} t}$$

Le modèle permet donc de prévoir que la radioactivité contenue dans le corps de la pompe, la décroissance physique étant négligeable ou corrigée, sera une fonction monoexponentielle décroissante de constante  $K$ , qui permet de calculer le débit de LCR drainé selon la formule :

$$D = KV$$

L'application de cette formule exige que plusieurs conditions soient réunies : l'indicateur doit être inerte et distribué de manière homogène dans le corps de la pompe ; il ne doit se produire aucune fuite d'indicateur ou de LCR par le pertuis de ponction, ni aucun reflux d'indicateur vers le cathéter proximal ; le volume  $V$  de la pompe est constant et connu ; le débit de LCR est constant et unidirectionnel dans l'intervalle d'analyse de la courbe de radioactivité ; enfin, la détection doit être de géométrie constante et limitée au tout ou à une partie du volume  $V$  de la pompe.

Si ce modèle est validé dans son application expérimentale, l'interprétation des résultats devra tenir compte que le débit mesuré est le débit moyen traversant la section de la sortie du corps de la pompe dans l'intervalle d'analyse de la courbe. Il ne peut permettre de calculer avec précision le débit du système durant une période plus longue, par exemple le nycthémère. Le résultat sera donc exprimé de préférence en ml/mn.

#### Méthode à l'iodure de sodium

Après saturation de la thyroïde par solution de Lugol, DE ROUGEMONT et coll. (1970, 1972) injectent dans la valve de HOLTER (volume intérieur égal à 0,2 ml) 0,1 ml de solution contenant de 10 à 20 microcuries de  $^{131}\text{I}$ Na. Une sonde à scintillations collimatée permet de mesurer la radioactivité du corps de la pompe, selon une géométrie constante.

Les courbes obtenues chez les patients porteurs de dérivations ventriculopéritonéales, aussi bien que sur ces systèmes perfusés expérimentalement par pompe de Harvard, ont une allure monoexponentielle décroissante (Fig. 3). Lors des perfusions expérimentales, ces auteurs mesurent le débit contrôlé avec une approximation de l'ordre de 10 à 15 %. La

méthode permet une mesure du débit du LCR dans les valves ventriculopéritonéales et ventriculocardiaques, à condition que la géométrie de comptage ne soit pas perturbée par les mouvements du patient.

Ces auteurs démontrent expérimentalement que la  $^{131}\text{I}$ -sérum-albumine, indicateur à moins grande diffusibilité et susceptible d'adsorption sur les parois du système, ne permet pas d'obtenir des courbes monoexponentielles et d'appliquer le modèle décrit.

#### Méthode au pertechnetate de sodium

RUDD et coll. (1973) injectent, dans le corps de la pompe, 25 microcuries de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  pertechnétate, dans un volume inférieur à 0,2 ml, et utilisent pour la détection une caméra à scintillations. Une image par cumul de 30 sec. est réalisée immédiatement après l'injection ; ensuite des comptages de 10 sec. sont réalisés durant 15 mn, avec un blindage permettant la détection sélective de la pompe ; enfin, une dernière image est réalisée, avec d'éventuels pompages digitaux.

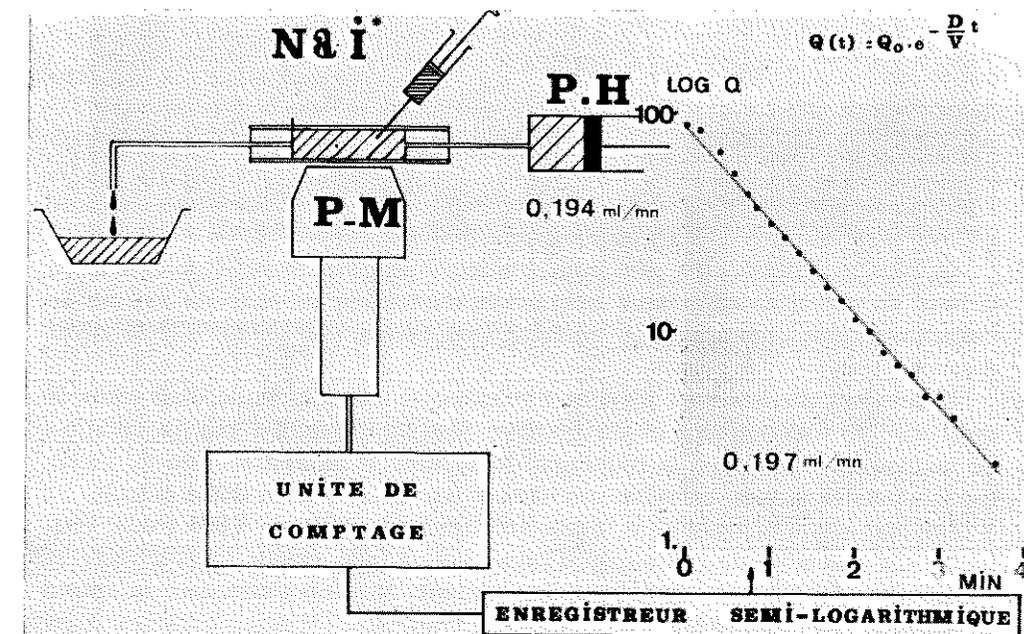


FIG. 3. — Evolution de la radioactivité du corps de la pompe d'une valve de Holter perfusée à débit continu par pompe de Harvard, après injection de  $^{131}\text{I}$ Na. Dans le cas particulier, la corrélation obtenue entre les débits imposé et mesuré est satisfaisante. (d'après DE ROUGEMONT et coll., 1970).

Les cas normaux se caractérisent par une élimination spontanée de l'indicateur selon une décroissance monoexponentielle. Le cathéter distal est visualisé dès la première image et les valeurs de débit obtenues sont de 0,050 à 0,250 ml/mn. Les cas de fonctionnement anormal au moment de la mesure montrent soit des courbes en plateau, avec débit nul, soit des courbes à pente retardée, avec débit trop lent, soit des courbes à pente discontinue, à débit intermittent.

ORGOGOZO et coll. (1975) assurent, par pompe de Harvard, un débit constant de LCR artificiel à travers une valve de Cordis-Hakim, modèle adulte, d'un volume intérieur de 0,2 ml. De 100 à 200 microCi de  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate, dans un volume de 0,1 ml, sont introduits rapidement, mais sans brutalité dans le corps de la valve au moyen d'une aiguille à insuline. La radioactivité de la valve est détectée sélectivement et selon une géométrie constante par une sonde à scintillations collimatée, avec enregistrement analogique. La pente exponentielle de la courbe de radioactivité ainsi obtenue est estimée par méthode graphique, avec retranscription semilogarithmique. Les auteurs obtiennent une corrélation satisfaisante entre les valeurs de débits mesurés et les débits imposés, entre 0,085 et 1,7 ml/mn.

#### Expérience personnelle

Dans notre laboratoire, le débit des valves ventriculocardiaques et ventriculopéritonéales (type Cordis-Hakim) est mesuré par injection dans le corps de la pompe de 0,1 ml d'une solution contenant 25 microcuries de  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate. La solution d'indicateur est passée au travers d'un filtre mil lipore; toutes les manipulations ultérieures sont faites en asepsie stricte. L'injection dans la valve après préparation chirurgicale de la peau est faite au moyen d'une aiguille intradermique.

Le plus grand soin est pris pour n'injecter aucune trace d'indicateur en dehors du corps de la pompe lors de l'introduction ou lors du retrait de l'aiguille: cette contamination entraîne une erreur par défaut sur le débit mesuré.

Il convient d'autre part d'éviter d'injecter la moindre bulle d'air dans le système: le fonctionnement du système peut être modifié par la création de ménisques et de plus, la réduction du volume V de distribution de l'indicateur dans la pompe entraîne une erreur par excès sur le débit calculé.

Une caméra à scintillations, avec collimateur à grille de 4 800 trous, couplée à un ensemble de traitement Tridac, avec bande magnétique, détecte la radioactivité du profil céphalique du patient et l'enregistre sur le mode dynamique, par images de 5 sec., durant 15 mn.

Les images, affichées par cumul sur l'écran du Tridac, permettent un examen morphologique de la radioactivité de la partie cervicale du cathéter distal. D'autre part, elles montrent, entre l'image du corps de la pompe et

celle de ce cathéter, un collet caractéristique (Fig. 4), dû à l'absorption du rayonnement gamma par l'armature métallique du corps de la pompe et au rétrécissement du diamètre intérieur du système à ce niveau. Ce collet permet de définir, par index X et Y, une zone de détection correspondant à la pompe, à l'exclusion des structures voisines, et d'en tracer la courbe de radioactivité, par cumuls de 5 sec. Cette méthode présente un double avantage pour la précision de la mesure: d'une part, elle évite de recourir à un dispositif de blindage pour empêcher la détection de la radioactivité du cathéter, elle améliore le rapport signal/bruit de la mesure et elle évite ainsi une erreur par défaut sur le débit; d'autre part, la sélection de la zone d'intérêt sur une image du dispositif permet de ne pas contaminer la courbe par une activité distale, éliminant une autre erreur par défaut sur la mesure du débit.

L'analyse des points obtenus, en régression monologarithmique décroissante, est programmée sur calculateur Multi-8, par approximation aux moindres carrés (Fig. 5). Le débit est mesuré en ml/mn. L'erreur statistique sur

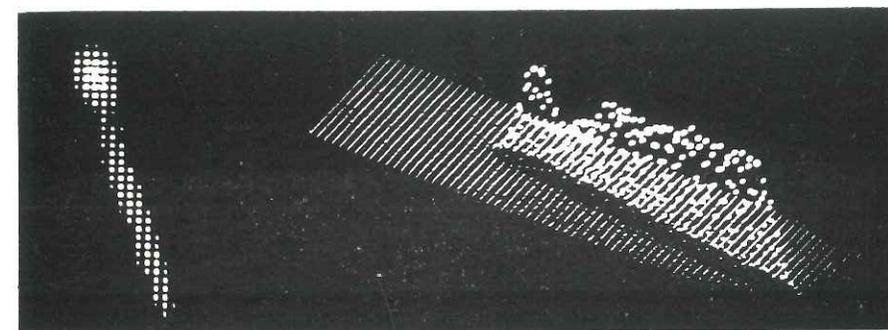


FIG. 4. — Image à la caméra à scintillations d'une valve de Hakim, modèle adulte, après injection directe dans celle-ci de 25 microcuries de  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate, sous un volume de 0,1 ml (cumul de 0 à 60 sec.). Un collet sépare l'image du corps de la pompe de celle du cathéter distal.

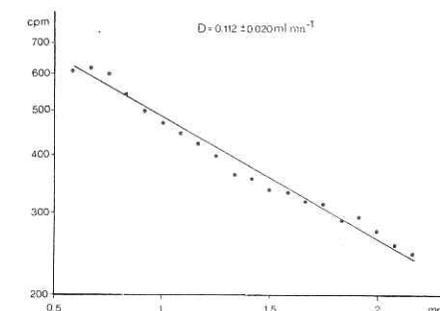


FIG. 5. — Mesure du débit de LCR drainé par dérivation de Hakim, réalisée chez un enfant de 3 ans, en position couchée.

ce débit est calculée, après affichage par l'opérateur du coefficient  $t$  de Student (choisi en fonction du nombre de points,  $n-2$ , et de la précision statistique désirée). Cette erreur statistique résulte en partie du caractère aléatoire de la désintégration radioactive, mais elle est surtout utile pour juger de la légitimité d'assimiler la courbe à une fonction exponentielle décroissante. La connaissance de l'erreur statistique sur le débit démontre que la validité du modèle et la précision de la méthode sont meilleures si l'on néglige la radioactivité des 30 premières secondes. L'utilisation *in vitro* de niveaux de radioactivité plus élevés, pour réduire les erreurs de comptage et mieux étudier la dynamique de l'indicateur, permet de démontrer clairement que la pente de la partie initiale de la courbe est plus abrupte que son segment ultérieur (Fig. 6) : il s'agit vraisemblablement d'une distribution non encore homogène de l'indicateur, et peut-être d'une accélération transitoire du débit par l'élévation de la pression et par la légère augmentation de volume de la valve à la suite de l'injection.

Les courbes obtenues par injection de  $^{99m}\text{Tc}$ -sérum-albumine ne présentent pas de caractère monoexponentiel décroissant et ont une pente beaucoup plus faible que celles obtenues au moyen de  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate, toutes conditions étant égales dans une dérivation perfusée *in vitro* (Fig. 7).

La sérum-albumine peut être considérée comme un indicateur de distribution des protéines du LCR mais sa trop faible diffusibilité ne permet pas de l'utiliser comme indicateur de flux.

Lorsque les conditions optimales résumées dans le tableau II peuvent être respectées, cette méthode mesure *in vitro* le débit d'une valve de Hakim, type adulte, avec une erreur instrumentale inférieure à 3 % ( $2\sigma$ ) sur les débits de 0,075 à 0,5 ml/mn et avec une radioactivité de 25 microcuries de  $^{99m}\text{Tc}$ . Cette échelle de grandeur semble suffisante en pratique ; en effet la sécrétion du LCR est estimée à environ 0,35 ml/mn chez l'enfant (CUTLER et coll., 1968) et chez l'adulte (RUBIN et coll., 1966). Dans l'hydrocéphalie infantile ou

TABLEAU II

Résumé des conditions optimales d'application du modèle d'analyse monoexponentielle à la mesure du débit du LCR drainé par une dérivation externe.

## CONDITIONS D'APPLICATION DU MODELE

- Débit de LCR constant durant l'intervalle d'analyse
- Volume constant du corps de la pompe
- Indicateur inerte
- Indicateur de haute diffusibilité
- Pas de reflux d'indicateur par le pertuis de ponction ni vers le cathéter proximal
- Géométrie de détection constante limitée au tout ou à une partie de la pompe.

## PRECAUTIONS TECHNIQUES

- Pas d'injection d'indicateur en dehors de la pompe
- Pas d'injection d'air dans la pompe
- Élimination des premières secondes de la courbe
- Si possible, approximation aux moindres carrés.

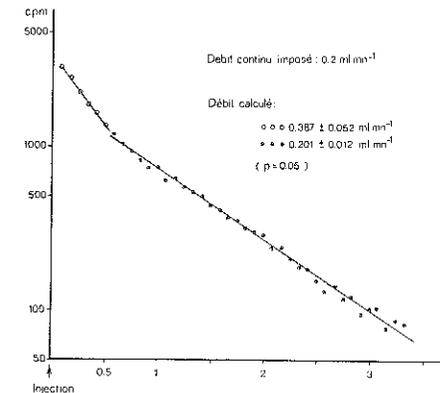


FIG. 6. — La radioactivité en fonction du temps au niveau du corps de pompe d'une valve de Cordis-Hakim traversée par un débit constant de LCR artificiel, assurée par pompe de Harvard (débit = 0,2 ml/mn; activité injectée = 350 microCi de  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate). La pente de la partie initiale de la courbe est plus abrupte que son segment ultérieur et surestime les valeurs de débit.

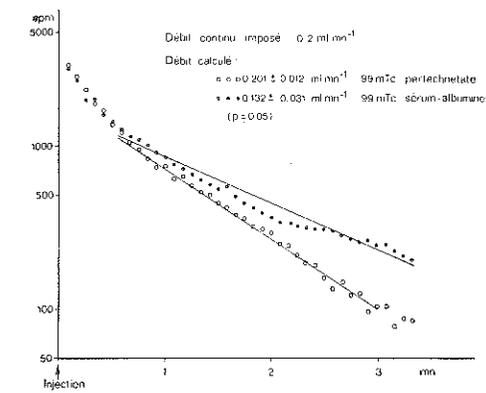


FIG. 7. — La radioactivité en fonction du temps au niveau du corps de pompe d'une valve de Cordis-Hakim traversée par un débit constant de LCR artificiel, assurée par pompe de Harvard (débit = 0,2 ml/mn; volume injecté = 0,1 ml; activité administrée = 350 mCi). Contrairement au  $^{99m}\text{Tc}$ -pertechnétate, la  $^{99m}\text{Tc}$  sérum-albumine ne permet pas de mesurer le débit de LCR par application du modèle monocompartimental : l'ajustement de la courbe à une fonction monoexponentielle est peu satisfaisant et sous-estime la mesure du débit.

adulte, des chiffres légèrement plus faibles ont été enregistrés (PAGE et coll., 1973, LORENZO et coll., 1974). Nous-mêmes avons mesuré chez 6 adultes atteints d'hydrocéphalie chronique une valeur moyenne de la sécrétion du LCR égale à  $0,28 \pm 0,09$  ml/mn (STEVENAERT et coll., 1975).

## Conclusion

De toutes les méthodes radio-isotopiques permettant d'apprécier le fonctionnement des dérivations externes du LCR, la préférence va actuellement à celles qui fournissent à la fois des renseignements morphologiques et une mesure précise du débit du LCR par le système.

C'est l'injection directe d'un indicateur très diffusible dans le corps de la pompe, avec détection de radioactivité à son niveau et analyse quantitative, qui répond le mieux à cet objectif.

Les avantages techniques de cette méthode résident dans sa rapidité d'exécution et dans la possibilité de répéter les mesures.

Lorsque la détection est réalisée au moyen d'une caméra à scintillations, le test apporte en outre des éléments morphologiques, avec démonstration du trajet du cathéter distal

Enfin, le débit de LCR est ainsi mesuré avec précision, permettant d'utiles corrélations avec les autres moyens d'étude du fonctionnement des valves, avec la pression intra-crânienne, le volume ventriculaire et d'autres paramètres cliniques. La connaissance précise de la pression intracrânienne et du débit de LCR drainé par une dérivation rend possible une étude hydrodynamique approfondie de ces systèmes.

### Résumé

Le travail présente une étude critique des principales méthodes radio-isotopiques d'appréciation du fonctionnement des dérivations chirurgicales de liquide céphalo-rachidien. Le problème est situé par rapport aux autres techniques disponibles et par rapport au contexte clinique.

La cisternographie conventionnelle, les méthodes par injection ventriculaire et les méthodes par injection dans la valve sont envisagées successivement.

Le modèle mathématique et les problèmes technologiques posés par cette dernière technique sont envisagés en détail, avec présentation de résultats personnels.

### Bibliographie

- 1 a. AKERMAN M., SAID G., DE TOVAR G. : Application de la scintigraphie au diagnostic et au contrôle postopératoire des hydrocéphalies. *J. Biol. et Méd. Nucl.*, 1970, 5, 7.
- 2 b. AKERMAN M., DEROME P., GUJOT G. : Le transit radio-isotopique dans les hydrocéphalies. *Neurochirurgie*, 1970, 16, 117-126.
3. AKERMAN M., DE TOVAR G., DEROME P. : La ventriculographie isotopique dans les hydrocéphalies. Application à la mesure du débit du LCR dans les dérivations chirurgicales. *Minerva Neurochirurgica*, 1972, 16, 203-213.
4. ALKER G.J., GLASAUER F.E., LESLIE E.V. : Long term experience with isotope cisternography. *J.A.M.A.*, 1972, 219, 1005-1010.
5. ALKER G.J., GLASAUER F.E., LESLIE E.V. : The radiology of cerebrospinal fluid shunts and their complications. *Brit. J. Radiol.*, 1973, 46, 496-503.
6. ATKINSON J.R., FOLTZ E.L. : Intraventricular « RISA » as a diagnostic aid in pre- and postoperative hydrocephalus. *J. Neurosurg.*, 1962, 19, 159-166.
7. BELL R.L. : Isotope transfer test for diagnosis of ventriculo-subarachnoidal block. *J. Neurosurg.*, 1957, 14, 674-679.
8. BELL R.L. : Isotope transfer test in the diagnosis and treatment of hydrocephalus. *Int. J. Appl. Radiat.*, 1959, 5, 89-93.
9. CUTLER R.W.P., PAGE L., GALICICH G., WATERS G.V. : Formation and absorption of cerebrospinal fluid in man. *Brain*, 1968, 91, 707-720.
10. DEPRESSEUX J.C., BROTCHE J., MERCHIE G. : Un test de perméabilité des valves ventriculo-cardiaques utilisant le sulfure colloïdal de technétium-99m. *Proc of the 11th Intern. Symp. on Nucl. Med.*, Carlsbad, 1973, 247-250.
11. DE ROUGEMONT J., VERRAIN A., BARGE M., BENABID A.L. : Le débit dans les dérivations ventriculopéritonéales. Sa mesure par le  $\text{Na}^{131}\text{I}$ . *Neuro-Chirurgie*, 1970, 16, 307-318.

12. DE ROUGEMONT J., VERRAIN A., BARGE M., BENABID A.L. : Etude du débit du LCR dans les dérivations ventriculopéritonéales par l'iodure radioactif de sodium. *Minerva Neurochirurgica*, 1972, 16, 199-202.
13. DESCUNTS P., LEBATARD-SARTRE R., GUTHARD D., GILLOT F., ARNAUD P., COLLET M., BODIN B. : Etude de 33 cas de dérivation ventriculo-atriale pour hydrocéphalie non tumorale. *Neuro-Chirurgie*, 1968, 14, 79-84.
14. DI CHIRO G., REAMES P.M., MATTHEWS W.B. Jr : RISA-ventriculography and RISA-cisternography. *Neurology*, 1964, 14, 185-191.
15. DI CHIRO G., GROVE A.S. : Evaluation of surgical and spontaneous cerebrospinal fluid shunts by isotope scanning. *J. Neurosurg.*, 1966, 24, 743-748.
16. DI CHIRO G., ASHBURN W.L., BRINER W.H. : Technetium-99m serumalbumin for cisternography. *Arch. Neurol.*, 1968, 19, 218-227.
17. EVANS R.C., THOMAS M.D., WILLIAMS L.A. : Shunt blockage in hydrocephalic children. The use of the valvogram. *Communication on 19th Annual Meeting of the Society for Research into Hydrocephalus and Spina Bifida. Glasgow*, 1975.
18. FOLTZ E.L., SHURTLEFF D.B. : Five-year comparative study of hydrocephalus in children with and without operation (113 cases). *J. Neurosurg.*, 1963, 20, 1064-1078.
19. FORREST D.M., COOPER D.G.W. : Complications of ventriculo-atrial shunts. A review of 455 cases. *J. Neurosurg.*, 1968, 29, 506-512.
20. GILDAY D.L., KELLANE J. :  $^{111}\text{In}$ -DTPA evaluation of CSF diversionary shunts in children. *J. Nucl. Med.*, 1973, 14, 920-923.
21. GLASAUER F.E., ALKER G.J., LESLIE E.V. : Isotope cisternography and ventriculography. Evaluation of hydrocephalus in children. *Amer. J. Dis. Child.*, 1970, 120, 109-114.
22. HOSAIN F., SOM P., DELAND F.H., JAMES A.E. Jr., WAGNER H.N. Jr. :  $^{169}\text{Yb}$ -calcium-Diethylenetriaminepentaacetate : a new agent for cisternography. *J. Nucl. Med.*, 1970, 11, 328.
23. JAMES A.E., HELLER R.M., HURLEY P.J., FREEMAN J.M. : Cisternography in pediatric patients. *Ann. Radiol.*, 1971, 14, 591-600.
24. JAMES A.E., DEBLANC H.J. Jr., DELAND F.H., MATTHEWS E.S. : Refinements in cerebrospinal fluid diversionary shunt evaluation by cisternography. *Amer. J. Roentgenol.*, 1972, 115, 766-773.
25. KAGEN A., TSUCHIYA G., PATTERSON V., SUGAR O. : Test for patency of ventriculovascular shunt for hydrocephalus with radioactive iodinated serum albumin. *J. Neurosurg.*, 1963, 20, 1025-1028.
26. LORENZO A.V., BRESNAN N.J., BARLOW C.F. : Cerebrospinal fluid absorption deficit in normal pressure hydrocephalus. *Arch. Neurol.*, 1974, 30, 387-393.
27. MATIN P., GOODWIN D.A., DE NARDO G.L. : Cerebrospinal fluid scanning and ventricular shunts. *Radiology*, 1970, 94, 435-438.
28. MIGLIORE A., PAOLETTI P., VILLANI R. : Radioisotopic method for evaluating the patency of the Spitz-Holter valve. *J. Neurosurg.*, 1962, 19, 605.
29. NULSEN F.E., SPITZ E.B. : Treatment of hydrocephalus by direct shunt from ventricle to jugular vein. *Surg. Forum*, 1951, 2, 399-403.
30. ORGOGOZO J.M., CASTEL J.P., COHADON F., DUCASSOU D. : Mesure du débit dans la valve de dérivation ventriculaire type Cordis-Hakim, utilisée pour la surveillance des hydrocéphalies dérivées. Etude expérimentale. *J. Radiol. Electrol.*, 1975, 56, 513-516.
31. OVERTON M.C., SNODGRASS S.R. : Ventriculovenous shunts for infantile hydrocephalus : review of five years experience with this method. *J. Neurosurg.*, 1965, 23, 517-521.
32. PAGE L.K., BRESNAN M.G., LORENZO A.V. : Cerebrospinal fluid studies in childhood hydrocephalus. *Surg. Neurol.*, 1973, 1, 317-320.
33. PHILIPPART C., STEVENAERT A., THIBAUT A. : Encephalography and ventriculography with nitrous oxide after ventriculo-atrial shunt. *Progress in Paediatric Neurosurgery*. Ed. by Bushe, Spoerri and Shaw, Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1974, 161-163.
34. RUBIN R.C., HENDERSON E.S., OMMAYA A.K., WALKER M.D., RALL D.P. : The production of cerebrospinal fluid in man and its modification by Acetazolamide. *J. Neurosurg.*, 1966, 25, 430-436.
35. RUDD T.G., SHURTLEFF D.B., LOESER J.D., NELP W.B. : Radionuclide assessment of cerebrospinal fluid shunt function in children. *J. Nucl. Med.*, 1973, 14, 683-686.
- 36 a. STEVENAERT A., THIBAUT A., DEPRESSEUX J.C. : Considérations sur les critères de régression d'une hydrocéphalie communicante de l'adulte. *Acta Neurol. Belg.*, 1972, 72, 406-415.

- 37 b. STEVENAERT A., DEPRESSEUX J.C., THIBAUT A., BONNAL J. : L'intérêt de la cisternographie isotopique dans l'hydrocéphalie communicante de l'adulte. *Minerva Neurochir.*, 1972, 16, 217-224.
38. STEVENAERT A., THIBAUT A. : Study of the variations in ventricular volume following internal drainage for hydrocephalus. *Progress in Paediatric Neurosurgery*, ed. by Bushe, Spoerri and Shaw, Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1974, 157-160.
39. STEVENAERT A. : Hydrocéphalie et pression intracrânienne. *Prix de Neurochirurgie « Drs Paul et Philippe Martin »*, 1975.
40. STEVENAERT A., DEPRESSEUX J.C., GODIN D. : Intérêt de la méthode de perfusion de Pappenheimer dans l'hydrocéphalie normotensive de l'adulte. *Communication au XXV<sup>e</sup> Congrès de la Société Française de Neuro-Chirurgie Lausanne*, 1975.
41. STRENGER L. : Complications of ventriculovenous shunts. *J. Neurosurg.*, 1963, 20, 219-224.

### Summary

#### CSF shunt testing by radio-isotopes

by J.C. DEPRESSEUX (Liège, Belgique)

The article presents a general and critical review of the radio-isotopic methods for assessing the function of the surgical shunts of cerebrospinal fluid (CSF).

The radio-isotope cisternography may indirectly demonstrate the function of the shunt by the postoperative modification of the eventual ventricular reflux and of the permeability of the subarachnoid spaces on the cerebral convexity.

The methods of direct ventricular injection of the indicator permit a more direct assessment of the drainage, as based on a scintigraphy, or on the quantitative study of the cephalic radio-activity, or on the demonstration of radio-activity on a target-organ.

The direct injection of a highly diffusible indicator in the valve allows a quantitative measurement of the flow of CSF in the shunt and brings morphological arguments for the localization of the eventual occlusion.

The technical aspects of the latter method are critically discussed and illustrated by personal results.

(*Neuro-Chirurgie*, 1976, 22, 411-428)