



**9° COLLOQUE des MONITEURS du  
CENTRE**

**TOURS, 20 novembre 2004**

**LES PROCEDURES DE DECOMPRESSION**

Par **Jean-Louis BLANCHARD**  
Instructeur National  
Président de la Commission  
Technique Nationale de la  
FFESSM

## Introduction

Si les tables modernes fournissent des méthodes de décompression suffisamment fiables, aussi bien dans le cadre professionnel que dans celui de la plongée sportive, il n'en demeure pas moins que **la maîtrise totale du phénomène de charge et décharge en gaz inertes dans l'organisme n'est pas acquise**. On connaît bien actuellement les manifestations physiologiques et implications à long terme de l'exposition inconsidérée à des pressions supérieures à la pression atmosphérique; accidents de décompression ou "maladies de décompressions", ces conséquences de l'apparition de phases gazeuses dans la circulation sanguine ou dans les tissus sont largement décrites dans divers ouvrages. Or le phénomène fondamental, indépendamment des techniques médicales de plus en plus sophistiquées pour traiter de l'accident à court terme ou des séquelles parfois définitives, est celui de la prévention de l'accident. Il y a bien sûr le facteur essentiel : la formation, l'entraînement et la sensibilisation du plongeur ou travailleur hyperbare; mais il y a aussi la conception de méthodes de décompression reconnues comme fiables.

Le problème se complique car d'une part la qualité de l'exposition (plongées multi-niveaux, enchaînements rapides d'augmentations et baisses successives de pression, vitesses de remontées. . . ) a au moins autant d'importance que la seule quantification de la dose reçue (ce que sans l'ignorer passaient volontiers sous silence certains modèles), et d'autre part, dans le domaine de la plongée de loisir, du moins, **la population** à laquelle est destinée un modèle de décompression **est de plus en plus vaste et mal approximée** en termes d'échantillonnage statistique.

Toutefois il faut reconnaître que les modèles actuels, en partie grâce à la validation et à la prospective, garantissent un niveau d'efficacité et de sécurité suffisantes pour considérer qu'à défaut de maîtrise totale, les méthodes de décompression ont atteint l'âge adulte. Une dernière source de questions concerne l'apparition des décompressimètres électroniques immergeables, communément appelés "ordinateurs de plongée", qui ont permis une évaluation instantanée de la charge en gaz inerte à tout moment de l'exposition, qui laissent espérer une personnalisation de plus en plus marquée des méthodes de décompression pour chaque utilisateur, mais qui ont bousculé les méthodes classiques, traditionnellement fondées sur l'exposition "carrée" dans laquelle le calcul se réfère à une durée donnée et à une pression absolue constante hormis la "descente" et la "remontée".

## L'Etape essentielle : John Scott HALDANE

La majorité des modèles actuels emprunte au modèle de HALDANE ; aussi allons nous nous étendre davantage sur cet épisode de l'Histoire de la décompression.

Au début du vingtième siècle l'intérêt de la conquête sous-marine n'échappa point aux militaires, et les diverses marines commencèrent à mettre en place des projets et des structures. En 1907 la Royal Navy, au Royaume Uni, chargea le physiologiste John Scott HALDANE d'étudier la décompression afin d'élaborer un modèle et une méthode fiables.

Quelques remarques et hypothèses guidèrent la réflexion de HALDANE, et ce sont d'ailleurs les résistances ou désaccords envers certains points suivants qui générèrent d'autres modèles plus tard :

- les gaz diluants du type azote n'ayant pas de transporteur actifs dans le sang, la quasi-totalité des diluants est transportée sous forme dissoute.
- la distribution de l'interface alvéolaire air/sang est optimale. De ce fait on peut considérer qu'il y a équilibre instantané entre la pression partielle d'azote (ou d'hélium) alvéolaire et la tension d'azote (ou d'hélium) dissous dans le lit veineux pulmonaire.
- de même à l'interface sang/tissu on peut considérer qu'il y a équilibre instantané entre la quantité entrante et celle sortante du tissu. De ce fait, outre la solubilité de l'azote (ou de

l'hélium) dans le sang et le tissu, l'agent essentiel de la charge et de la décharge est bien le débit sanguin qui irrigue le tissu considéré.

D'autre part, en s'appuyant sur la loi de HENRY, il y a proportionnalité entre la concentration de gaz diluant dissous et la tension de gaz dilant dans le sang. Ces différentes hypothèses de travail conduisirent finalement à l'équation de HALDANE.

Il restait à exprimer la phase de décompression, ce que fit HALDANE de la façon suivante :

- la loi est symétrique en situation "normale" c'est à dire hors bulles et accident, l'équation ci-dessus est réversible.

- la décompression normale "est" l'absence de bulles.

- l'anormalité, c'est à dire l'apparition de bulles et accident, survient lorsque la chute de pression absolue est trop importante par rapport à la tension d'azote (ou d'hélium) dans le tissu considéré, auquel cas le modèle est en défaut.

Pour comparer ces deux grandeurs (pression absolue ambiante et tension d'azote) exprimée par la même unité (par ex.: le bar), HALDANE définit des rapports appelés les rapports de saturation : où " $P_{N_2}$ " est la tension d'azote dans le tissu considéré et " $P_{abs}$ " est la pression absolue ambiante. La même méthode s'appliquerait à l'hélium.

L'expérimentation avec l'animal (entre autres avec des chèvres) permit de définir des valeurs maximum pour les rapports précédents. Ces seuils ou "coefficients de sursaturation critique" expriment la valeur maximum permise pour un rapport de sursaturation avant l'apparition de bulles. Incidemment, si le seuil est atteint avant que " $P_{abs}$ " ait atteint 1 bar (pression atmosphérique standard), la chute de pression doit être stoppée, on a là l'origine des fameux "paliers".

Or les tissus de l'organisme ne jouissent pas d'un taux de perfusion homogène. De même, et bien que HALDANE n'intègre pas dans son modèle les phénomènes de diffusion et de résistance mécanique, la géométrie des différents régions anatomiques devait être considéré. Ce fut la touche finale au modèle; une liste de "tissus" dont le comportement vis à vis de la charge et décharge en azote était spécifique. Chacun de ces tissus était défini comme homogène en charge à l'instant "t" considéré. En langage moderne on préfère dire "compartiment" pour désigner une entité mathématique ayant un même taux de perfusion et une répartition homogène de l'azote dissous.

Le choix d'un spectre de compartiments permettant d'approximer au mieux l'ensemble des tissus de l'organisme achevait le modèle de HALDANE.

L'intégration de l'équation de HALDANE conduisait, avec l'hypothèse simplificatrice d'une pression partielle d'azote constante (c'est le cas en plongée carrée) à la solution :

$$P(t) = P_0 + (P_f - P_0) \cdot (1 - e^{-kt})$$

$P(t)$  est la tension d'azote dans un tissu à l'instant "t".

$k$  est une constante dépendante entre autres du rapport du débit sanguin alimentant le tissu par le volume du tissu considéré (Ce rapport étant par définition le taux de perfusion; on dit du modèle de HALDANE qu'il s'agit d'un modèle reposant sur la perfusion).

$P_0$  est la tension d'azote initiale (instant  $t = 0$ ) dans le compartiment

$P_f$  est la pression partielle d'azote de l'air respiré (supposée constante jusqu'au moment où le plongeur décide de remonter).

Cette solution exponentielle permettait d'exprimer une progression géométrique en faisant intervenir le temps  $T$  avec lequel  $P(T)$  atteint la demi-saturation.

$T$  est appelé la période, comme toujours dans une progression géométrique (ou demi-période chez nos amis anglo-saxons).

Une relation simple existant entre la période et la constante  $k$  :  $k \cdot T = \ln 2$ , la période  $T$  devenait donc, à l'instar du taux de perfusion exprimé dans  $k$ , caractéristique du compartiment considéré. Aussi le spectre de compartiments choisi par HALDANE fut-il associé à une liste de périodes.

En définitive on avait un modèle par perfusion, reposant sur l'équation de HALDANE, avec une liste de compartiments caractérisés par leur période T et leur coefficient de sursaturation critique Sc. Ce modèle fort souple (on peut modifier le nombre de compartiments, les paramètres T et Sc) a perduré jusqu'à aujourd'hui et est communément désigné par modèle exponentiel, ou encore modèle haldanien. A partir du modèle, et pour toute exposition (temps/pression), HALDANE disposait alors d'abaques, c'est à dire d'une liste de courbes exponentielles. A la fin de l'exposition et pendant que la pression absolue chute, il se peut que l'une des courbes induise l'atteinte du seuil Sc associé, auquel cas le compartiment "fautif" devient compartiment directeur provisoire et impose un arrêt de la chute de pression ambiante, autrement dit impose un palier. Pour des raisons de commodité les paliers furent échelonnés de 10 pieds en 10 pieds, ce qui justifie que dans les tables modernes les paliers aillent en général de 3 mètres en 3 mètres.

Observons que la vitesse de remontée du plongeur n'est pas prédite, et pour cause, par le modèle de HALDANE. On verra plus loin que seuls les modèles contemporains tentent d'expliquer et de justifier les "bonnes" vitesses de remontée, ainsi que les "bons" profils de plongée. A l'époque, HALDANE choisit arbitrairement une vitesse de remontée qui semblait acceptable avec les résultats de l'expérimentation (à titre d'information signalons qu'actuellement il est rare qu'un modèle autorise plus de 20 mètres par minute, et que la tendance générale est à la baisse).

Ne pas tenir compte de certains faits : diffusion, hétérogénéité des tissus, mauvaise vascularisation de certains tissus. . . , ne signifie pas que HALDANE les méconnaissait. Mais les considérant comme négligeables ou du moins bien approximés par son modèle, la détermination des paramètres (Sc. . .) suffisait à gommer la difficulté.

Encore une fois à l'heure actuelle la grande majorité des modèles sont haldaniens (du moins haldaniens adaptés) en particulier dans les algorithmes des ordinateurs de plongée, ce qui tend à réaffirmer la pérennité du modèle, non dans son exactitude absolue, mais dans sa souplesse d'utilisation. L'histoire et les idées qui ont suivi HALDANE peuvent s'exprimer comme réaction envers certaines des hypothèses de HALDANE, ou développent des points qu'il avait omis.

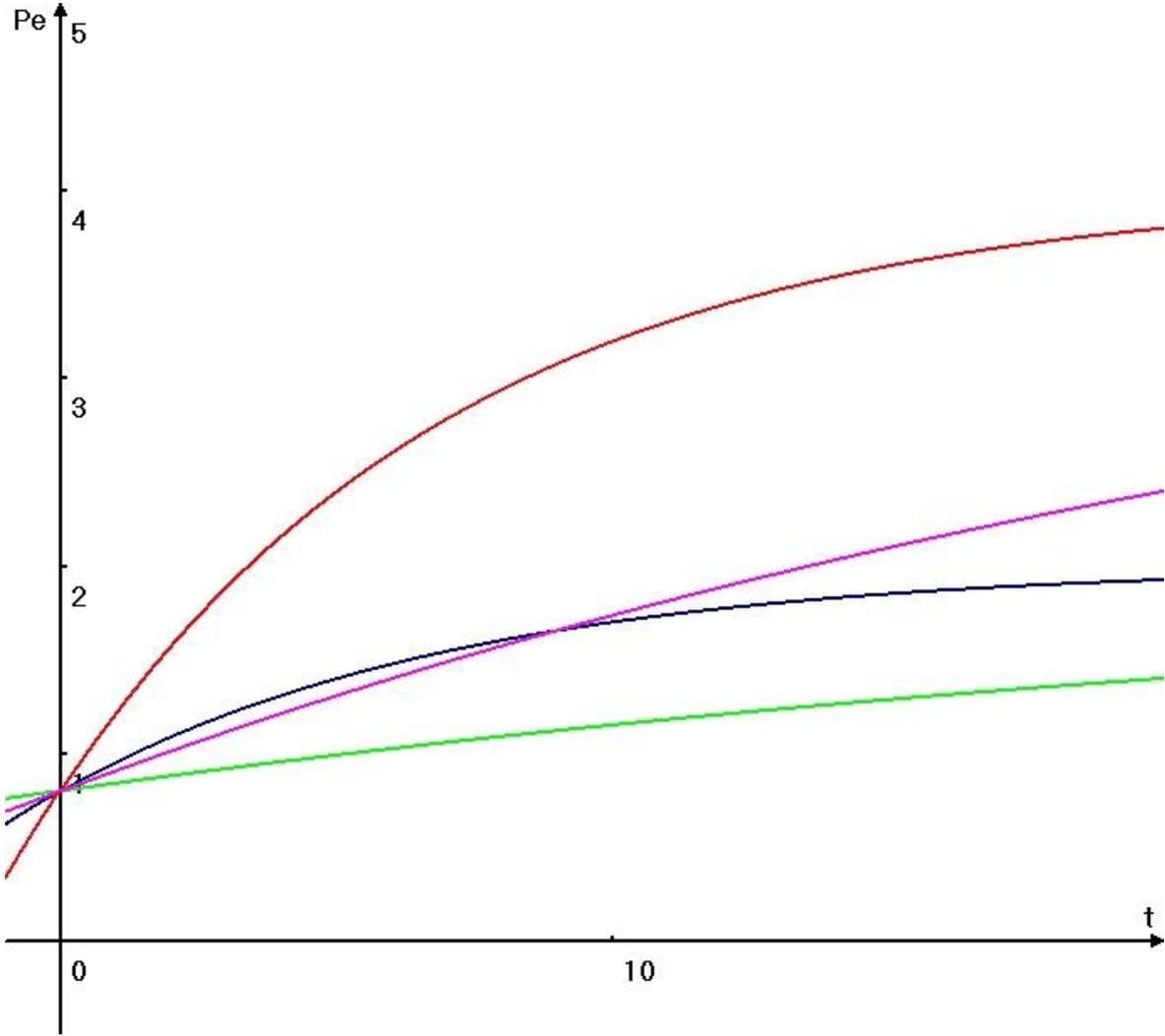
### **HEMPLEMAN et le modèle par diffusion**

Une des difficultés conceptuelles du modèle haldanien était d'approximer une situation d'hétérogénéité des tissus par une liste de compartiments chacun homogène vis à vis de la charge et de la décharge en azote. Par ailleurs le modèle par perfusion limitante expliquait mal la réponse de certaines régions anatomiques à l'azote dissous : tendons, cartilages ...; aussi HEMPLEMAN à partir de 1958 construisit-il en Angleterre avec le RNPL (Royal Navy Physiological Laboratory) un modèle basé sur les lois de la diffusion (équations de FICKS) qui l'amena à l'expression d'une solution fort simple en ce qui concerne la "courbe de sécurité" c'est à dire la durée maximum permise à une profondeur donnée sans faire de paliers.

Ce modèle, remanié depuis, s'inscrit dans toute une école qui produit des courbes de sécurité de type hyperbolique :  $(\text{profondeur})^a \cdot (\text{temps})^b = \text{constante}$ .

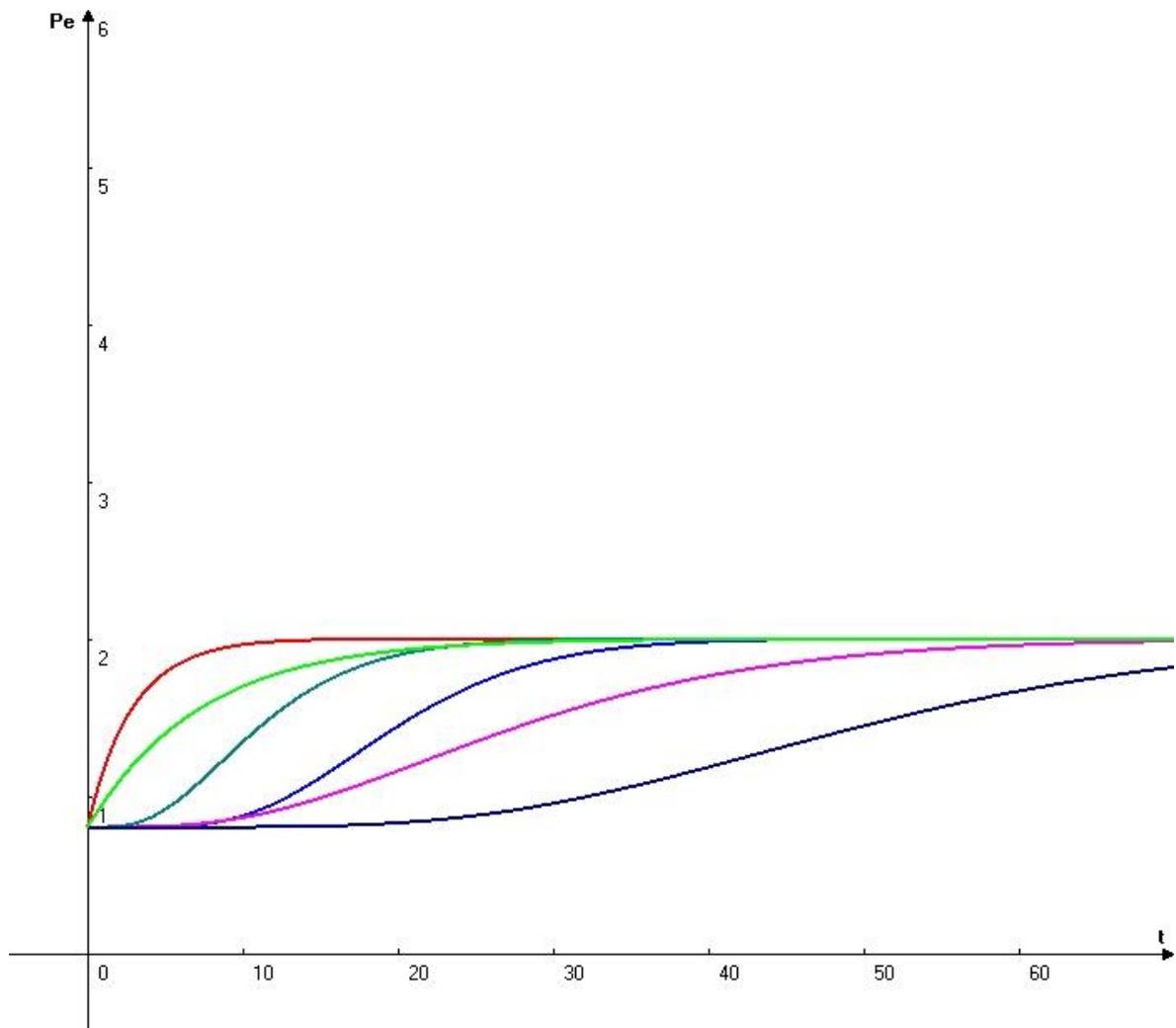
Sous l'hypothèse retenue par HEMPLEMAN le facteur essentiel de la charge/décharge en azote est la diffusion limitante plutôt que la perfusion limitante: recevant par le sang de l'azote dissous, le tissu n'en prélève qu'une partie car il y a limitation due à la lente diffusion de l'azote dans ce tissu. Ce modèle s'harmonisait bien avec la compréhension de la charge/décharge dans les tissus cartilagineux, mais certaines hypothèses simplificatrices dans l'application des lois de la diffusion soulevaient au moins autant de questions que le problème haldanien.

**Courbes de charge de type haldanien :**



	$P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/5$ $T=5$ Min
	$P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/20$ $T=20$ Min
	$P_a=4$ Bars (30 m) et $K=\ln(2)/5$ $T=5$ Min
	$P_a=4$ Bars (30 m) et $K=\ln(2)/20$ $T=20$ Min

**Courbes de charges à délais (modèles sigmoïdaux, modèles à compartiments en série, etc...) :**



	Modèle Haldanien $P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/2$ $T=2$ Min
	$N=4$ $P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/2$ $T=2$ Min
	$N=7$ $P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/2$ $T=2$ Min
	Modèle Haldanien $P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/5$ $T=5$ Min
	$N=4$ $P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/5$ $T=5$ Min
	$N=7$ $P_a=2$ Bars (10 m) et $K=\ln(2)/5$ $T=5$ Min

### **Les bulles là où on ne les attend pas**

Le modèle haldanien put être mis en défaut dès les années quarante : les échanges gazeux sont perturbés pendant la décompression, une phase gazeuse apparaît et elle n'obéit plus au modèle haldanien du fait qu'elle modifie l'évolution de la décharge de l'azote encore dissous : diffusion bulles/plasma, micro-embolie, redissolution du gaz bullaire pour pouvoir franchir la membrane alvéo-capillaire. . .

L'existence de ces bulles "silencieuses" devait connaître son heure de gloire à partir des années 70 où grâce à l'utilisation de techniques nouvelles (effet DOPPLER, puis plus tard échographie) des chercheurs, tels SPENCER aux Etats Unis (Institut de Médecine et Physiologie Appliquée, SEATTLE, Washington) quantifièrent le taux de bulles silencieuses. Ainsi fut confirmé la présence de VGE (embolies gazeuses veineuses) à un haut degré après les plongées, y compris les plongées sans paliers. Ainsi l'ancienne équivalence "pas de bulle pas d'accident" du modèle haldanien était dépassé. Or, comme on l'a dit, ces bulles silencieuses sont asymptomatiques. De ce fait un nouveau critère appréhendé par SPENCER se fit jour : un modèle de décompression ne doit pas prétendre qu'il n'y ait aucune bulle dans une décompression normale, mais doit plutôt définir un taux acceptable de bulles.

L'estimation statistique du taux acceptable de bulles conduisit SPENCER à modifier les paramètres du modèle utilisé par l'US Navy jusque là (modèle haldanien) et à produire ses propres tables. Les progrès dans la précision de la détection des bulles circulantes par effet DOPPLER ont ouvert de nouveaux champs d'investigation : en abandonnant tout modèle déterministe on peut construire des tables à partir de la seule observation de l'effet DOPPLER (exemple : les tables DCIEM au Canada).

### **Les modèles Néo-Haldaniens**

Le modèle de HALDANE fut, on l'a dit, remanié maintes et maintes fois par modification du nombre de compartiments, des périodes et des paramètres de remontée. Avec l'US Navy et la Marine Nationale Française notamment, divers auteurs apportèrent leur contribution à l'édifice, pour par exemple aboutir aux tables dites MN90 utilisées dans la Marine et par la FFESSM (Fédération Française d'Etudes et de Sports Sous-Marins) dans le cadre de la formation des plongeurs.

Or une adaptation fructueuse se dégagait pour être définitivement structurée par WORKMAN en 1965 aux Etats Unis ; la variation des seuils de sursaturation critique en fonction de la profondeur. Plutôt que d'associer à chaque compartiment un seul coefficient "Sc" comme dans le modèle haldanien d'origine, WORKMAN attribua à chaque plage de profondeur (de 10 pieds en 10 pieds) son propre seuil, appelé M-value. Une M-value, ou valeur maximum, est pour une profondeur donnée et un compartiment donné, la tension maximum admissible d'azote à cette profondeur.

$M = M_0 + a.D$  où : D est la profondeur et  $M_0$  est la tension maximum admissible quand  $D = 0$ . a est un coefficient déterminé expérimentalement. De même, en Suisse cette fois, un chercheur particulièrement fécond et bien connu des plongeurs français, le Professeur BULHMANN, choisit des seuils variables comme critère de remontée à partir d'un modèle haldanien. Chaque compartiment étant muni de deux coefficients, a et b (les "coefficients de BULHMANN") déterminés expérimentalement, le seuil est défini par la pression absolue minimum admissible à la remontée.

Pabs. Admissible =  $(PN_2 - a).b$ , où  $PN_2$  est la tension d'azote dans le compartiment considéré.

### **Bulles et noyaux gazeux**

Le modèle HALDANE ainsi que les modèles dérivés s'intéressaient à la quantification de la charge et de la décharge des tissus en azote, mais pas du tout à la genèse des bulles

apparaissant de façon asymptomatiques. A partir des années 70 les études portèrent davantage sur les bulles elles-mêmes.

Dès 1966 HILLS en Australie s'intéressa à la thermodynamique des bulles. Une publication de HILLS en 1971 mettait en lumière une distinction jusque là peu développée : l'accident de type articulaire d'une part, l'accident neurologique d'autre part. En effet par simple modification du profil de remontée, HILLS démontra qu'il pouvait au choix induire chez le cobaye animal, un accident de type articulaire ou neurologique ! La distinction trouvait dès lors toute son importance et chez les auteurs modernes on classe désormais les accidents de décompression en deux catégories : le type I (douleurs articulaires ou bends) et le type II (accident neurologique).

En fait les travaux de HILLS suggéraient que si les accidents de type I sont à relier à la charge d'azote reçue, donc aux modèles déterministes de type haldanien, en revanche les accidents de type II relèvent des mauvais profils de plongée et de la production d'un surcroît de bulles circulantes.

Des études sur les conditions d'équilibre intravasculaires furent menées par YOUNT à Hawaii à partir de 1980, et conduisirent au modèle dit **VPM** (perméabilité variable de bulles). Ce modèle mit l'accent sur la notion de noyau gazeux, par opposition aux bulles, et sur le rôle de ces noyaux dans la production de bulles circulantes asymptomatiques ou pathogènes.

La théorie du volume critique des bulles fut énoncée dès 1977 par HEMPLEMAN et HENNESSY. Il ressort de cette théorie que:

- les noyaux gazeux sont produits en permanence dans l'organisme par cavitation (niveau cardiaque) et par frottements (tribonucléation).
- sans exposition hyperbare ces noyaux demeurent des noyaux, mais s'ils apparaissent dans un contexte où la tension de gaz inerte environnante est plus élevée que la pression ambiante, les noyaux se transforment en bulles en se nourrissant de l'azote dissous voisin, du gaz carbonique tissulaire et de la vapeur d'eau due à la cavitation.
- si les bulles sont générées dans les tissus articulaires (tendons...) des douleurs locales apparaissent : c'est l'accident de type I
- si les bulles sont générées dans les capillaires, elles vont être transportées jusqu'au filtre pulmonaire. Et là, l'accumulation des bulles entraîne une baisse de la performance du filtre pouvant aller jusqu'à des "shunts" pulmonaires. Or si une bulle est réinjectée dans la circulation artérielle, elle peut migrer en aval vers le système nerveux, lequel est déjà chargé en azote dissous à cause de sa richesse en lipides. Dans un tel site la bulle n'aura plus qu'à se nourrir d'azote, grossir et provoquer l'ischémie du tissu et enfin l'accident neurologique : le type II.

D'autres facteurs favorisants ont été repérés : en particulier le shunt cardiaque par la perméabilité du foramen ovale. En effet les travaux récents (1992) de CROSS, EVANS, THOMSON, LEE et SHIELDS font état que 30% environ de la population présente un foramen ovale plus ou moins perméable.

L'importance des mauvais profils de plongée (remontée trop rapides, profils yo-yo, successives rapprochées, plongées en dents de scie) est enfin expliquée dans l'apparition des accidents de type II :

- d'une part les remontées trop rapides engorgent le filtre pulmonaire en bulles et donc peuvent entraîner des shunts pulmonaires et des passages vers la circulation artérielle puis le système nerveux.

- ensuite les recompressions intempestives réduisent, la loi de MARIOTTE oblige, le volume des bulles agglomérées dans le filtre pulmonaire, et favorisent le passage vers le système artériel.

Se trouvent ainsi légitimés des conseils largement connus depuis longtemps des plongeurs, mais mal argumentés jusque là :

- remonter lentement
- éviter les profils inversés, c'est à dire avec faible profondeur au début de plongée et profondeur plus importante en fin de plongée.
- éviter les yo-yo, plongées en dents de scie, et les successives rapprochées.

Enfin aux Etats Unis, Wienke développa le modèle **RGBM**, très à mode actuellement...

### **Les limites et le devenir des modèles déterministes**

Si les modèles haldaniens ou néo-haldaniens ont permis de comprendre et de limiter les accidents de type I, alors que les modèles sur les bulles permettaient de relier l'importance des profils de plongée aux accidents de type II, il n'en demeure pas moins que la maîtrise du phénomène n'est pas acquise. La faiblesse de certaines hypothèses du modèle par perfusion limitante, l'importance du phénomène de diffusion, la difficulté à quantifier le nombre de noyaux gazeux initiaux et à repérer leurs lieux d'apparition, la susceptibilité individuelle et la qualité variable du filtre pulmonaire, montrent que les modèles déterministes peuvent encore apporter à la compréhension globale.

Actuellement le mariage entre modèles par perfusion et les modèles par diffusion est consommé, et on s'intéresse à des compartiments en série, ou bien à la diffusion à l'intérieur de chaque compartiment. De même le raisonnement hérité de la théorie du volume critique des bulles s'adapte bien aux modèles haldaniens : par exemple les derniers travaux de BUHLMANN, décédé récemment, ont conduit à l'algorithme ZH-L 8 ADT présent sur certains ordinateurs de plongée de dernière génération. Dans cet algorithme, BUHLMANN évalue le taux de bulles circulantes en fonction des profils de plongée, et déduit ainsi des procédures de décompression plus ou moins sévères.

### **La clef de voûte d'un modèle de décompression moderne: l'estimation statistique**

Face à une science non exacte la seule approche efficace est l'estimation statistique. Utilisant des techniques analogues à celles de la pharmacologie, les concepteurs s'intéressent à des échantillons supposés représentatifs de la population visée. Respectant des méthodes de prise de décision (statistique inférentielle, tests d'hypothèses, méthode du maximum de vraisemblance,...) on valide ou on rejette un modèle.

Or les modèles actuels souffrent du manque de validation statistique, soit parce qu'ils ont été conçus et testés à une époque où les tests de validation étaient loin de répondre aux critères actuels, soit parce qu'ils ont été effectivement testés par une méthodologie irréprochable, mais pour une population (travailleurs hyperbares, militaires,...) particulière qui n'est pas

assimilable à la population des plongeurs de loisirs. En effet dans le cadre de la plongée loisir, l'âge, l'embonpoint, la méforme, le stress, la prise de médicaments,...) ne sont pas des critères de non-pratique alors que l'on sait qu'ils sont précisément des facteurs favorisant l'accident de décompression. C'est pour cela qu'actuellement, des banques de données se constituent dans le monde de la plongée sportive et de loisir, avec des réticences et des difficultés opérationnelles, dans le but de disposer d'échantillons représentatifs sur lesquels on puisse faire de l'estimation.

### **Les tendances actuelles**

Paradoxalement c'est l'arrivée de la plongée tek qui a relancé les spéculations sur les « bonnes » méthodes de décompression. En effet, après des plongées profondes et des expositions à des gaz diluants tels que l'Hélium, les critères de remontée (vitesses, paliers profonds ou pas), les mélanges de décompression (O<sub>2</sub> pur ou pas) ont du être à nouveau passés au crible.

Les modèles VPM et RGBM ont popularisé l'idée des vitesses de remontée très lentes, accompagnées de paliers profonds, tandis que les paliers de proximité ont été considérés comme optimum sous O<sub>2</sub> pur.

Nonobstant une quasi absence de validation statistique, de nombreux logiciels ont vu le jour, la plupart téléchargeables sur le net !

(voir dans le Manuel du Moniteur, chapitre Trimix, une liste non exhaustive)

Très récemment la campagne de recherche menée conjointement par la Marine Nationale et par la Comex est venue prendre le contre pied des tendances actuelles (VPM, RGBM).

### **Conclusions de Medsubhyp Ajaccio en octobre 2004 :**

Si après des plongées profondes (60 mètres) on ralentit trop les vitesses initiales au fond et qu'on fait des paliers profonds, on « paye » après la sortie de l'eau (notion de « bombe à retardement »).

Idem pour paliers O<sub>2</sub> pur : c'est trop brutal pour le gradient N<sub>2</sub> ; la physiologie ne suit plus. En ce qui concerne les vitesses : après plongée à l'air une vitesse max de 15 m/mn est **confirmée**. Dès qu'il y a de l'He, passer à 10 m/mn.

Conséquence : contrairement à ce qui a été dit dans la presse spécialisée, **la MN devrait garder telles quelles ses tables MN90 modifiées 1996.**

Les bulles d'He détectées au Döppler (degré 3) sont suivies de 2% d'accident  
Les bulles de N<sub>2</sub> détectées au Döppler (degré 3) sont suivies de 8% d'accident.  
**Donc il y a moins de pathogénéité avec la bulle He qu'avec la bulle N<sub>2</sub>.**