



DÉCOMPRESSION :

LE RÔLE EXACT DES TABLES DE PLONGÉE

**RÉFLEXION SUR LES MODÈLES À MICRO-BULLES; À PHASES
LIBRES/DISSOUTES ET À COMPARTIMENTS**



2006 © www.marinventure.ca

Sources : Aresub, Naii, Marinventure, Octopus, JP Imbert,
B. Wienke, E. Baker&Yount, Pyle, Hamilton, Bühlmann.



La presque totalité des modèles de décompression repose sur le concept de HALDANE. L'hypothèse de HALDANE conduit à une solution dite exponentielle car la courbe représentative de la tension de gaz inerte en fonction du temps est, en termes mathématiques ou physiques, une courbe exponentielle.

Pourtant nous montrerons que le modèle de HALDANE est biologiquement faux, il est en effet incapable de décrire les phénomènes tels qu'ils sont enregistrés chez l'être vivant. Ne nous empressons pas d'en déduire que nos tables sont mauvaises ! Bien au contraire, les tables actuelles sont largement éprouvées pour les profils classiques, de même que les modèles haldaniens sous-jacents.

En effet, aucune autre méthode de calcul n'est arrivée à détrôner HALDANE, ni à faire la preuve de sa supériorité.

On trouvera donc en premier lieu des modèles de décompression, avec une large discussion sur le modèle de HALDANE ; des descriptifs des différents concepts développés souvent des modèles haldaniens ainsi que l'approche probabiliste des phénomènes de décompression pratiquée et développée par l'école américaine.

Depuis quelques années, on voit apparaître de nouveaux concepts de décompressions, basés sur des modélisations parfois très différentes les unes des autres. Phases libres, phases dissoutes, rayons critiques et perméabilités, paliers profonds, autant de nouveaux termes physiques et physiologiques appliqués dans les nouvelles tables qui nous donnent à penser si au début, nous ne faisons pas tous des profils de plongée complètement aléatoires... Qui a tort, qui a raison? RGBM? VPM? Bühlmann? quel ordi acheter, sachant qu'il en existe autant de différents que de tables différentes...

Les recherches très approfondies en milieu de plongée offshore, grâce à des milliers d'heures de saturation et d'études sur le dégazage des gaz inertes comme l'hélium, ont permis à la plongée sportive de voir le jour. L'utilisation de mélanges binaires ou ternaires est maintenant chose classique dans une formation technique et les limites de plongées deviennent carrément extrêmes maintenant avec les recycleurs...

Les termes «fenêtre Oxygène» et contre diffusion apparaissent maintenant dans le vocabulaire du nouveau plongeur, mais sait-il seulement ce que cela implique?... On croise des palanquées à 250ft de jeunes certifiés avec 1 an d'expérience et qui ne jurent que par *V-Planner* ou *Deco-Planner*, mais savent-ils au moins que ces deux algorithmes sont totalement différents?... Les programmes de décompressions informatisés sont rendus tellement simples à utiliser qu'un plongeur de niveau 1 peut planifier une *trimix* dans son salon...

Alors avant de débouler vers les grands fonds avec toute la boutique sur le dos, essayons de comprendre les trois principaux protagonistes actuels qui sont les RGBM, les VPM et les Bühlmann.



Commençons par le commencement! Le concept de Haldane :

Afin de mener à bien les expériences il a fallût trouver une espèce animale proche de l'homme pour expérimenter les effets de la décompression. Le choix de HALDANE se porta sur la chèvre parce que c'était un animal facile à se procurer en Grande-Bretagne, et que sa physiologie était parfaitement connue. En particulier, son rapport masse grasse/masse maigre et son taux de perfusion (débit cardiaque/masse corporelle) sont voisins de ceux de l'homme. Une étude préalable avait montré que cet animal était capable de présenter des ADD ayant la même expression que chez l'homme, et en particulier les Bends. Le primate fut éliminé du fait de son attitude « peu calme » face à la douleur...

La démarche de HALDANE et de ses collaborateurs a été de rechercher la relation entre une pression P1, à laquelle séjourne un animal pendant un temps prolongé, et la pression P2 à laquelle il faut décompresser rapidement pour qu'il développe un ata.

Pour commencer, ils exposèrent des chèvres à une profondeur de 45 pieds (14 m) durant 2 heures puis les décompressèrent rapidement : seules quelques chèvres ressentaient, semblait-il, quelques douleurs : ils en conclurent donc qu'une différence de pression de 1 ata pouvait être tolérée. Dans une deuxième série d'expérience, ils exposèrent des chèvres à 6 ata. Contrairement à leur première hypothèse, ils observèrent qu'il était possible de les décompresser jusqu'à 3 ata sans accidents ; de même, après exposition prolongée à 8 ata, il fut possible de décompresser les animaux jusqu'à 4 ata. La conclusion s'imposait d'elle-même : le facteur pathogène n'était pas la différence de pression P1-P2, mais le rapport P1/P2. Avec P1/P2 égal à 2 aucun signe ata n'était à craindre.

HALDANE émit alors l'hypothèse suivante :

Hypothèse 1 : si tous les tissus d'un organisme sont équilibrés avec la pression ambiante à la suite d'un séjour prolongé à cette pression, alors le rapport 2/1 est applicable dans toutes les situations de décompression, pour tous les tissus de cet organisme. Dans la réalité, les séjours des scaphandriers ou des tubistes ne dureraient pas nécessairement aussi longtemps, et le retour à la pression atmosphérique ne s'effectuait pas par réductions successives de la pression de moitié. Il était donc nécessaire de déterminer comment se faisaient les échanges dans l'organisme lorsque le séjour était interrompu avant que tous les tissus fussent saturés. Pour cela, on considère un homme respirant de l'air à la pression atmosphérique normale, qui est brutalement élevé au temps $t=0$, à la pression P1. Cette nouvelle pression d'air se transmet instantanément aux gaz contenus dans les alvéoles pulmonaires. L'azote de ce mélange se dissoudra donc dans le tissu pulmonaire, puis dans la circulation pulmonaire. On sait que les molécules de gaz mettent 0.01 seconde pour atteindre le capillaire et que le temps de présence du sang dans le lit capillaire pulmonaire est d'environ 1 seconde. HALDANE en déduit donc une deuxième hypothèse.

Hypothèse 2 : à la sortie des poumons, le sang artériel est complètement équilibré avec la pression des gaz régnant dans les voies aériennes. Si les pressions de gaz respirés changent, alors les pressions des gaz dissous dans le sang artériel changeront instantanément de la même façon. Le sang artériel distribue ainsi les gaz dissous à tous les tissus de l'organisme. Pour pouvoir calculer ce qui se passe dans un tissu donné, HALDANE fait les hypothèses supplémentaires suivantes :

Hypothèse 3 : la pression des gaz dissous est uniforme à l'intérieur d'un tissu. En effet, les vitesses de diffusion des molécules de gaz sont très grandes au regard des distances inter capillaires, et pourvu que le tissu soit de composition homogène, l'existence de gradient de pression de gaz n'y est pas possible.

Hypothèse 4 : par analogie avec les échanges pulmonaires, on considère qu'à la sortie du tissu, le sang veineux est complètement équilibré avec la pression du gaz dissous dans le tissu. Par conséquent, puisque la pression du gaz est homogène dans le tissu, la pression du gaz dissout dans le sang veineux est égale à la pression du gaz dissout dans le tissu.

Hypothèse 5 : le tissu est isolé. Il n'échange de gaz qu'avec la circulation sanguine et elle seule. Dans ces conditions, on considère un tissu de volume V dans lequel un gaz, ayant un coefficient de solubilité s_2 est dissout à la pression P . Il est vascularisé à un débit de volume v (ml/s). Le débit sanguin afférent (artériel) est forcément égal au débit sanguin efférent (veineux) sans quoi le tissu serait le siège d'une variation de volume. Le gaz est dissout dans le sang avec un coefficient de solubilité s_1 .

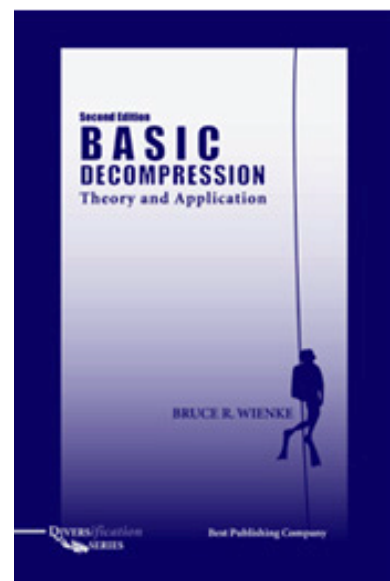
Hypothèse 6 : pendant toute la durée de la plongée et de la dé-saturation le taux de perfusion des différents tissus demeure constant. Notons au passage que cette expression n'est vraie que pour P constant, c'est-à-dire pendant le séjour sur le fond ou au palier. Une des propriétés de la fonction exponentielle, est qu'elle peut se caractériser par sa période T , intervalle de temps pendant lequel sa valeur double ou diminue de moitié. HALDANE fit donc l'hypothèse complémentaire suivante.

Hypothèse 7 : l'organisme est composé de 5 tissus, de périodes 5, 10, 20, 40 et 75 minutes.

NB : les raisons pour lesquelles la période de 75 minutes a été choisie plutôt que 80 demeurent obscures. Une explication possible est que HALDANE considérait ce tissu comme saturé à 95 % au bout de 5 heures (4 périodes de 75 min) HALDANE pensait en effet qu'il fallait seulement 4 périodes pour que le corps humain soit équilibré avec une nouvelle pression extérieure.

HALDANE conçut trois tables séparées : la première concernait les plongées qui demandaient moins de 30 minutes de décompression, la seconde concernait celles qui demandaient plus de 30 minutes de décompression et la dernière concernait les plongées profondes de plus de 100 mètres. Toutes les décompressions étaient caractérisées par une remontée rapide jusqu'au premier palier puis une remontée lente des paliers à la surface : *Cette approche est restée longtemps valable.*

Grâce à ce concept la Maladie De Décompression (MDD) s'explique ainsi : Il y a saturation d'un tissu lorsque l'équilibre est atteint ; égalité entre la pression du gaz libre et la tension du gaz dissous ; autant de molécules de gaz à entrer qu'à sortir du tissu. La dé-saturation d'un tissu survient lors de la décompression : les molécules de gaz inertes quittent les tissus, selon une courbe exponentielle inverse de la saturation. La sursaturation est un état instable où la somme des pressions partielles des gaz dissout est supérieure à la pression ambiante : la vitesse de décompression excède la vitesse à laquelle le gaz inerte peut-être éliminé des tissus, la formation de bulles survient alors au-delà d'un certain seuil critique, défini par un coefficient de sursaturation (P_p gaz dissous dans le tissu / P hydrostatique) voisin de 2. Au cours de la plongée à l'air, à la descente, il y a compression des gaz inhalés : leurs P_p augmentent (P_p : Pression partielle). Il se crée un gradient de pression de l'alvéole vers les tissus via le sang avec augmentation de la P_{pAir} , transmise à l'alvéole puis au sang puis à l'ensemble des tissus.



L'azote se dissout jusqu'à l'équilibre entre les différents compartiments et s'accumule donc dans les tissus. La saturation est atteinte si la durée d'immersion est suffisamment longue et à une profondeur suffisante. Elle dépend aussi des différents tissus, définis par leurs périodes, ceux contenant des graisses ayant une affinité majorée pour l'azote par rapport à l'eau. Une importante vascularisation ou circulation (travail, chaleur, exercice...) favorisera de même la saturation.

A la remontée, se crée une décompression avec par conséquent un gradient de pression inverse et donc une redistribution des gaz des tissus vers le sang : c'est la dé-saturation grâce au relargage alvéolaire. Elle peut être explosive si la remontée est trop rapide (gradient de pression trop important) avec sursaturation critique dépassée dans certains tissus : des bulles se forment in situ (intra vasculaires ou intra tissulaires) probablement à partir de noyaux gazeux préexistants, générés par des mécanismes de cavitation et de frottements visqueux : tribonucléation (VANN 1993). Elles sont ensuite drainées par la circulation veineuse. Théoriquement, les Pp des gaz artériels sont en équilibre avec celles des gaz alvéolaires : pas de sursaturation artérielle. Donc des bulles en réseaux artériels sont passées par un shunt D / G (foramen ovale perméable)

CRITIQUE DU MODELE DE HALDANE :

Le modèle de HALDANE constitue la première approche de modélisation mathématique de la décompression. Mais il repose sur certaines hypothèses simplificatrices qui peuvent être discutées.

* Le coefficient de sursaturation (hypothèse 1) est mis en défaut par sa validité limitée à un domaine d'application extrêmement étroit. Le fait qu'il soit inapplicable dans les décompressions de saturation en est la démonstration.

* L'hypothèse 2 décrit les échanges pulmonaires de gaz inertes selon un modèle à perfusion limité. Or des expérimentations permettent d'émettre des réserves sur ce modèle.

De plus, la somme des pressions partielles des gaz inertes dissout devient de façon transitoire supérieure à la pression atmosphérique ambiante, et donc à la somme de la pression partielle des gaz alvéolaires. Le calcul montre que cette sursaturation isobare ne peut être expliquée par l'inégalité des rapports ventilation/perfusion, ni par l'existence de shunts intra pulmonaires. On est donc conduit à envisager une limitation par diffusion des échanges alvéolo-capillaires des gaz inertes, ce qui revient à dire que contrairement à ce que pensait HALDANE, les échanges gazeux ne sont pas complets en un seul passage, et que le sang artériel n'est pas en équilibre à la sortie des poumons, avec le gaz alvéolaire. Ces phénomènes seront plus tard étudiés en laboratoire et mettront en évidence un principe de sous-saturation latente, plus connu sous le nom de «fenêtre Oxygène»

* Il en est de même pour les échanges capillo-tissulaires (hypothèse 4).

* L'hypothèse 3 qui pose l'homogénéité d'un compartiment tissulaire est contredite par les expérimentations de LIGHTFOOT et Coll. (1986) qui démontre que, quelle que soit la plus petite fraction de tissu vivant que l'on considère, il n'est pas possible de décrire les échanges de gaz inertes en son sein avec moins de deux exponentielles. Elles correspondent en fait à la solubilisation des gaz dans la fraction aqueuse et dans la fraction lipidique du tissu.

* L'hypothèse 5 ne peut non plus se justifier sur le plan anatomophysiologique. Il n'existe aucune raison pour qu'un compartiment de l'organisme soit isolé de manière étanche des compartiments qui l'entourent. L'eau du milieu interstitiel suffit à elle seule pour assurer la continuité matérielle...

* L'hypothèse 6, que le taux de perfusion reste fixe pendant toute la durée de la plongée et de la décompression est une approximation qui ne peut se justifier que pour des plongées suivies de décompressions de courte durée (pas ou peu de palier)

* L'hypothèse 7, illustre le caractère arbitraire du modèle construit par HALDANE. Le nombre de compartiments n'a en effet aucune signification anatomophysiologique.



En conclusion, cette discussion aboutit à mettre en question un certain nombre d'idées toutes faites qui semblent s'être perpétuées de génération en génération de plongeur. La première réalité est que le modèle de HALDANE est biologiquement faux : il est en effet incapable, quelles que soient les triturations qu'on lui fasse subir, de décrire les phénomènes tels qu'ils sont enregistrés chez l'être vivant.

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 approximatifs par son modèle, la détermination des paramètres comme la sursaturation critique suffisait à gommer les difficultés. Le travail de HALDANE ne doit être considéré ni comme un modèle, ni comme une théorie, mais beaucoup plus simplement comme une technique de calcul.

Malgré tout ceci, la méthode de HALDANE reste l'outil le plus employé pour le calcul des décompressions. Aucune autre méthode de calcul n'est arrivée à la détrôner, ni à faire la preuve de sa supériorité. La méthode de HALDANE, grâce à son approximation et l'indéterminisme de ses paramètres, permet de s'adapter à toutes les situations.

LE CONCEPT DE HEMPLEMAN :

En vue de la préparation des nouvelles tables *Royal Navy*, un développement nouveau et intéressant fut introduit par HEMPLEMAN en 1952. Celui-ci suggéra qu'une simple approche mono-tissulaire puisse donner une solution satisfaisante aux problèmes de la décompression. Il avait remarqué que les ADD (les bends) survenaient après des plongées profondes de courtes durées ou des plongées à faible profondeur, mais longues. Il en conclut qu'un seul tissu était incriminé dans les bends : le cartilage articulaire peu vascularisé, et que celui-ci ne pouvait supporter qu'une quantité critique de gaz sans avoir apparition de la douleur. Il supposa alors que les capillaires étaient rangés en nappes et parallèlement autour des cartilages. Afin d'exprimer la diffusion des molécules de gaz à travers le tissu cartilagineux (avasculaire), il considéra que le tissu était irrigué par une mince couche de sang entouré par des couches de tissus infiniment épaisses.

A l'inverse de HALDANE qui supposait la symétrie entre l'absorption et l'élimination du gaz inerte par le corps, HEMPLEMAN considérait que l'élimination du gaz était une fois et demi plus lente que l'absorption. Ce modèle s'harmonisait bien avec la compréhension de la charge et 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 modèle haldanien.

Il apparaissait inconcevable d'assimiler un organisme humain à un feuilletage uniforme, tranche infiniment fine entourée de deux couches infiniment épaisses ! ...

Le modèle haldanien pût être mis en défaut dès 1942. En effet, BEHNKE (2), aux États Unis, mettait en évidence l'existence de bulles asymptomatiques dans toute situation de décompression, y compris les décompressions « indemnes ». Ainsi les échanges gazeux sont perturbés pendant la décompression ; la phase gazeuse n'obéit plus au modèle haldanien et modifie l'évolution de la décharge de l'azote encore dissoute.

L'existence de ces bulles « silencieuses » devait connaître son heure de gloire avec SPENCER.

LE MODELE DE SPENCER :

Dans les années 1970, le Dr M. SPENCER aux États Unis, observa la présence de bulles détectées par l'intermédiaire d'un doppler dans le sang des plongeurs après qu'ils aient effectué des plongées n'ayant produit aucun symptôme de décompression.

Plus précisément cette détection par ultrason mettait l'accent sur des embolies de gaz veineuses (appelées « venous gas emboli » ou VGE) et que celles-ci étaient en complète corrélation avec l'apparition des bends. Aucun bend ne se développait sans une détection antérieure de VGE. Le concept actuel des US Navy qui voulait qu'il n'y ait aucun problème lors de la remontée pour un temps illimité passé à 9 mètres était loin d'être confirmé.

Diverses expériences de plongées exécutées en mer démontrèrent une augmentation d'apparition de VGE et de bends sensibles par rapport à celles exécutées en atmosphère sèche (caisson). Ce qui revient à penser qu'une table développée à partir d'un caisson est moins sécurisante qu'une table établie à l'aide d'expérimentation in situ.

En utilisant le modèle de décompression de HALDANE, on exposa à diverses pressions des plongeurs humains et on observa à l'aide du doppler l'apparition et le pourcentage des VGE développés en comparant ces données (donnant des bends et des VGE) avec d'autres tables (US Navy, British Navy, HEMPLEMAN...)

On considéra que 20 % d'apparition de bulles et moins de 5 % de douleurs articulaires faibles (qui se résolvent avec l'absorption de 2 aspirines) représentaient un compromis raisonnable. En extrapolant ces données expérimentales de 20 % de VGE, on déduisit une courbe limite de décompression entre 6 et 60 mètres.

Les résultats sont très voisins, avec SPENCER plus sévère. Certains ordinateurs de plongée actuellement sur le marché, intègrent les tables de SPENCER dans leur algorithme.

LE MODELE CANADIEN DU DCIEM :

Les progrès dans la précision de la détection des bulles circulantes par effet doppler ont ouvert de nouveaux champs d'investigations : d'une part il n'est plus utile d'aller avec le cobaye observé jusqu'à l'accident, ensuite cette technique permet d'évaluer l'efficacité d'une table de plongée, enfin en abandonnant tout modèle déterminisme on peut construire des tables à partir de la seule observation de l'effet doppler. Par exemple, RON NISHI au Canada pour les tables DCIEM, entre 1983 et 1986, tous les profils de plongées testés furent contrôlés par un microprocesseur.

Les plongées successives furent testées jusqu'à trois plongées mais par contre, la correction due à l'altitude ne fut pas vérifiée. Ce modèle a l'originalité d'avoir lié l'effet de perfusion d'un tissu par un gaz inerte introduit par HALDANE, avec l'effet de la diffusion décrit par HEMPLEMAN. De plus à l'inverse de nombreux modèles, celui-ci a servi réellement à l'élaboration de tables utilisées encore aujourd'hui. On peut même dire qu'actuellement, c'est la table qui a été la plus testée parmi celles utilisées dans le monde, et est encore plus conservatrice que les tables de l'US Navy, de la Royal Navy et les tables BÜHLMANN.

LE MODELE DE BÜHLMANN : ZHL 16

De même, en Suisse cette fois, le Pr. BÜHLMANN choisit des seuils variables comme *critère d'ascension* à partir d'un modèle haldanien. Chaque compartiment étant muni de 2 coefficients a et b déterminés expérimentalement, le seuil est défini par la pression absolue minimum (seuil vers lequel le tissu commence à dé-saturer - «start offgasing» chez VPM) admissible à la remontée :

$$P \text{ admissible} = (PN_2 - a).b$$

(PN_2 : tension d'azote dans le compartiment considéré).

Mais l'apport essentiel de BÜHLMANN, mis à part le fait qu'il travaille sur 16 puis 32 compartiments (Logiciel Abyss) concerne la plongée en altitude. En effet, il prit l'air alvéolaire comme référence de gaz respiré ; or en altitude le pourcentage d'azote dans l'air alvéolaire s'éloigne nettement du pourcentage usuel reconnu dans l'air (79 % environ) :

- d'une part la pression de vapeur d'eau reste à peu près fixe malgré la modification d'altitude.
- d'autre part la pression partielle de gaz carbonique n'évolue que très peu (et si elle varie en altitude, c'est à cause de l'hyperventilation générée par l'hypoxie).

Par complémentarité, la pression partielle d'azote n'est pas celle que fournit la loi de DALTON appliquée à l'air respiré. A partir de ses travaux, BÜHLMANN produisit des jeux de tables mer / altitude utilisés en Suisse, Allemagne et largement dans les algorithmes d'ordinateurs de plongée du marché actuel. Notons toutefois que certains auteurs tels LE PECHON signalent qu'en haute altitude, l'hypoxie de fait est un facteur favorisant et aggravant de l'accident de décompression, ce qui devrait conduire à rendre nettement plus sévères les tables de plongée en altitude, option que ne retient pas BÜHLMANN.



LE CONCEPT DU VOLUME CRITIQUE DES BULLES :

Le modèle de 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 asymptomatique. 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 (le critère d'ascension) 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 ADD en deux catégories : le type I (douleurs articulaires ou bends) et le type II (accident neurologique) Les termes I et II étant par définition trop associés à la gravité de l'accident, on utilise plus facilement l'expression «articulaire» ou «neurologique»

En fait les travaux de HILLS suggéraient que si les accidents de type I sont reliés à la charge d'azote reçue, donc aux modèles déterministes de type haldaniens, en revanche les accidents de type II relèvent des mauvais profils de plongée et de la production d'un surcroît de bulles artérielles. Des études sur les conditions d'équilibre des bulles intra-vasculaires furent menées, notamment par CLEMENT au Laboratoire de Mathématiques Appliquées de l'École Centrale en France, puis YOUNT à Hawaï à partir de 1980, et conduisirent au modèle dit VPM (modèle à perméabilité variable des 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 :

- une bulle ou un noyau gazeux est une phase gazeuse limitée par une interface gaz/tissu ou gaz/liquide. Mais :
- une bulle suit la loi de MARIOTTE. De diamètre allant de quelques dizaines de microns jusqu'au millimètres, elle est sphérique (du moins en milieu liquide et isotrope).
- un noyau gazeux est de diamètre très faible (le micron). Ses variations de volume n'obéissent pas à la loi de MARIOTTE, de même que la perméabilité au gaz ne suit pas les lois de diffusion. En particulier, pour éliminer un noyau gazeux, il faut une pression nettement supérieure à celle envisagée habituellement pour réduire les bulles.

La théorie du volume critique des bulles fut énoncée à peu près à la même époque par HEMPLEMAN et HENNESSY, et reprise d'ailleurs plus tard en France par IMBERT pour évaluer l'influence des profils de plongée, à l'occasion de la conception des Tables du Ministère du Travail, dites MT92.

Enfin HENNESSY a proposé récemment une structuration du modèle. Il ressort de cette théorie que :

- *les noyaux gazeux sont produits* en permanence dans l'organisme *par cavitation* (niveau cardiaque) *et par frottements* (tribo-nucléation).
- 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 qu'à se nourrir d'azote, grossir, provoquer l'ischémie du tissu et enfin l'accident neurologique : le type II.

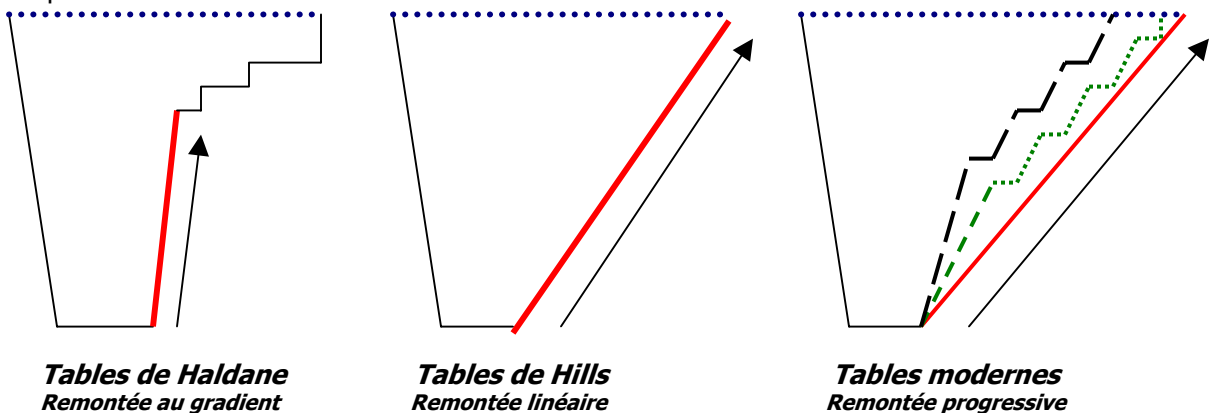
Il faut ajouter les shunts cardiaques comme facteurs favorisants, avec le foramen ovale pour lequel il y aurait perméabilité. En effet des travaux en 1992 de CROSS, EVANS, THOMSON, LEE et SHIELDS font états que 30% environ de la population présente un foramen ovale plus ou moins perméable.

L'importance des mauvais profils de plongée (remontées 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 re-compressions 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 en début de plongée et profondeur plus importante en fin de plongée ; éviter les yo-yo, plongées en dents de scie, et les successives rapprochées.

QUELQUES NOTIONS DE BIOPHYSIQUE ET DE BIOCHIMIE :

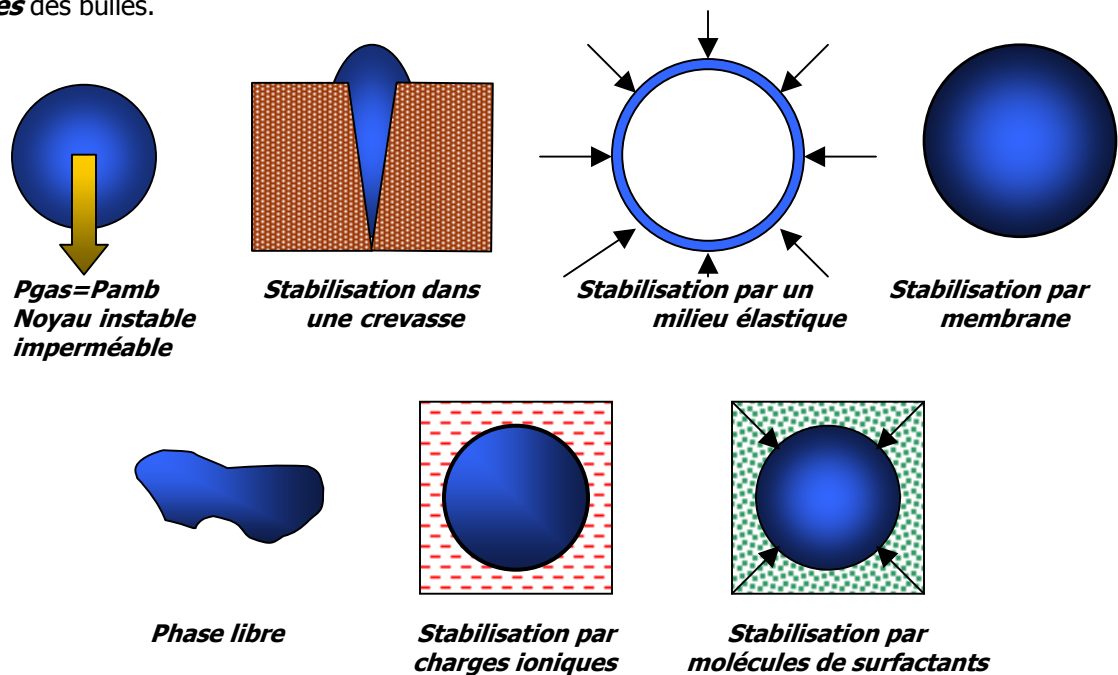
Le noyau gazeux : L'aventure commence au début de la remontée. Les tissus sont chargés, le gaz reste à éliminer et les bulles à contrôler. Le profil de remontée prendra la forme que lui donne notre idée de la sécurité. Quel phénomène critique prendrons-nous en considération? La quantité de gaz dissoute, la sursaturation des tissus, le volume des bulles ou le rayon des micro-bulles? Cela s'appelle **le critère d'ascension...** En effet, il entre en scène une fois que le plongeur a « accroché » un tissu car il faut un minimum de saturation pour générer des bulles et un problème!



NOTIONS DE MODÉLISATION DES DIFFÉRENTES PHASES :

Libres, gazeuses, dissoutes.

Comme nous l'avons vu plus haut, les gaz transférés ont plusieurs phases. Au niveau alvéolaire, la molécule est **libre** et dès son passage à travers la membrane perméable elle devient *gazeuse*. À ce stade de son état, le gaz a une forme de *bulle*. La phase dissoute commence au moment du transport et elle est reliée proportionnellement à la pression, la nature du gaz et la solubilité des liquides. Certaines tables de plongée ont basées leur modélisation sur une saturation et désaturation d'un état **Libre-Libre** de la bulle et d'autres se sont basés sur les phases **Libres-Dissoutes** des bulles.



NOTIONS DE FACTEURS DE CONSERVATISMES : *par gradient; par M-value.*

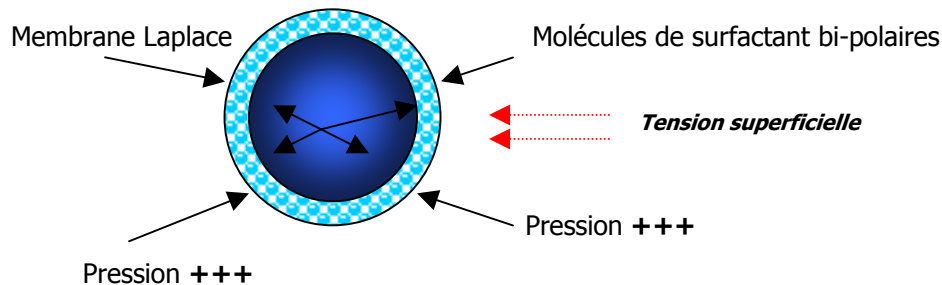
Les bulles se forment dans l'organisme par des phénomènes particuliers dont le plus connu est la différence de tension et de pression ambiante dans les tissus. Nous avons déjà vu que cette différence peut être calculée et maîtrisée par un facteur nommé **gradient**. Certaines tables considèrent le gradient –ou le *coefficient* Sc vu plus haut- comme étant la phase critique à laquelle un tissu *accroche* et commence sa décompression et que ce gradient doit être d'au moins 2 fois la valeur de la tension de N^2 . La notion de **conservatisme** apparaît sur la valeur du gradient qui tend à diminuer pour atteindre 1.45 sur les dernières modélisations des tables comme les RDP Padi. Ce qui revient en fait à la différence des NDL des tables, de la durée et la profondeur des paliers pour un même profil mais sur des tables différentes.

Alors que le gradient représente une valeur de pression, un autre facteur appelé **M-value** (M pour maximum) détermine le seuil critique de saturation d'un tissu avant que celui-ci ne provoque des problèmes lors de sa désaturation. En fait, la modification des *M-values* revient à gérer le pourcentage qu'un tissu peut se saturer. D'après le travail du Dr Workman, ce type de modélisation se réfère plus au concept de la *tension critique* et a permis le développement des tables modernes d'aujourd'hui. Si vous continuez à raisonner en terme de *Noyaux gazeux dissous* et non de *bulles en circulation*, vous obtiendrez des tables de décompression moins *agressives* pour l'organisme et qui vous font décompresser plus tôt que des tables à *gradients*.



Comprendre le principe de modélisation des tables que vous utilisez vous permettra d'adapter votre facteur de conservatisme aux types de plongées que vous entreprenez.

Avant d'évoquer les bulles, on parle de Phase gazeuse, informe et qui s'adapte au milieu comme de l'air dans un sac en plastique. Sa pression interne est égale à sa pression ambiante et elle est aussi gérée par la loi de Mariotte. Puis vient la bulle ronde, cette forme caractéristique cherche à minimiser l'énergie de surface lorsque deux milieux sont en présence. Par exemple, un gaz et un liquide. Cet effet est celui de la **tension superficielle**. C'est comme une pression qui s'oppose à une croissance, comme une résistance élastique. Elle se nomme **Laplace**.



Cette pression dépend du rayon; plus le rayon est petit, plus la tension superficielle est importante et plus la pression qu'elle exerce est forte. Un peu comme lorsque l'on souffle dans un ballon pour enfant; au début il faut souffler fort mais lorsque le ballon grandit cela devient plus facile.

Quand la bulle prend sa forme ronde, le gaz qu'elle contient a une pression supérieure à la pression ambiante et l'équilibre de sa forme est précaire.

La moindre variation du rayon entraîne des variations de pression importantes qui vont faire évoluer la bulle vers un autre destin...

Lorsque le rayon grandit, la bulle perd sa forme sphérique et devient une phase gazeuse. Lorsque le rayon diminue, la tension superficielle augmente rapidement et la bulle a tendance à s'écraser sur elle-même. On l'appelle le **rayon critique**. Dès que le rayon est inférieur au rayon critique, ce noyau gazeux « disparaît » sous la forme de **Nuclei**. Ces Nucleis sont présents à tous les stades de la saturation des tissus et même à des pressions ambiantes infimes. Ils représentent la quantité de gaz dissout dans un fluide même après un parfait état d'équilibre. Prenez par exemple un simple verre d'eau et agitez-le puis observez les millions de bulles microscopiques qui tournoient dans le liquide... Sans oublier celles qui restent accrochées à la paroi du verre...

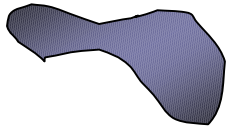
Un nouvel élément entre depuis peu en ligne de compte et vient compliquer un peu l'affaire; c'est une couche de surfactant qui enveloppe la bulle... Ce sont des molécules bi-polaires dont une extrémité aime l'eau, l'autre pas...

Elles vont s'opposer à toutes réductions de surfaces pour rester en place. Le noyau gazeux peut donc résister à la dilatation et à la compression et dans certain cas, la couche de surfactant peut devenir imperméable aux gaz...

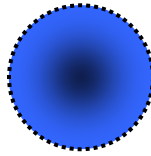
Ce modèle de calcul deviendra plus tard le « **Varying Permeability Model** » VPM du Dr Yount. Le noyau gazeux devient pratiquement indestructible et son principe est maintenant intégré dans le calcul moderne des décompressions. Si vous raisonnez en terme de gaz dissout et du modèle Haldane, il faut avoir entamer une remontée significative pour « accrocher » un tissu et son gradient de sursaturation pour le faire décompresser.

Alors que si vous parlez en terme de noyaux gazeux, on obtient un contrôle des remontées beaucoup plus lentes et les fameux paliers profonds que tout le monde attend.

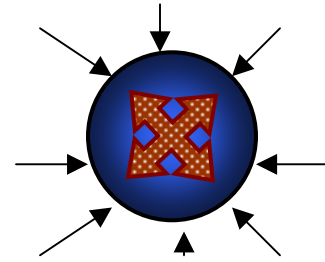
Par la suite, de nouvelles notions ont été intégrées et des modèles de simplification ont donné les RGBM « **Reduced Gradient Bubble Model** » avec Bruce Wienke et un autre modèle très utilisé en décompression, le V-Planner de Yougblood.



Phase gazeuse



Bulle



Noyau gazeux

LES PHASES DISSOUTES ET LIBRES.

Tous les gaz sont solubles dans les liquides; mais le degré de solubilité est extrêmement variable et implique donc de nombreuses possibilités de dissolution dans les tissus.

La pression partielle d'un gaz dissout à saturation dans un liquide et la relativité de sa concentration est donnée par la *loi de Henry*.

Par convention, la pression partielle d'un gaz fait référence à sa **phase libre** alors que sa tension réfère à sa **phase dissoute**.

Quand on observe une différence ou « **gradient** » entre la phase libre et la phase dissoute - selon la variation de concentration et de solubilité du gaz considéré- il y a « **transfert** » des gaz vers les parties les moins saturées. Ce mouvement est en fait la pierre angulaire des problèmes de décompression. De plus, le transfert se faisant par la circulation sanguine, il est continuellement altéré par des variations de flux, de température, de vascularité et de différence de concentration osmotique déjà présente dans les tissus...

Certains algorithmes considèrent les phases dissoutes et la quantité et taille des bulles circulantes pour élaborer leurs tables en y intégrant des facteurs de conservatisme alors que d'autres utilisent la concentration des noyaux gazeux et leurs perméabilités. Le nombre de compartiments à lui aussi largement augmenté et les modèles de calcul les plus utilisés sont ceux de Bühlmann avec 16 compartiments. Considérant maintenant les innombrables possibilités de décompression comme, les modèles E-E, les pires! Ceux qui gèrent la remontée comme un « accident contrôlé » et mènent les tissus à 2 fois leurs gradients; les modèles E-L avec un facteur de conservatisme travaillé par Workman et la USN; les VPM du Dr Yount qui ont ouvert la porte à Becker et Pyle pour sortir le Z-Plan et par la suite le V-Plan de Yougblood.

Nombreuses sont les tables qui travaillent sur des modèles modifiés de la ZHL-16 A ou B de Bühlmann et y intègrent des principes de « paliers profonds » comme GAP, Abyss, Deco-Planner afin de réduire le plus possible la concentration de noyaux gazeux.

PRINCIPE DE « DIFFUSION » *pénétration des gaz par transfert.*

Le passage alvéolo-capillaire est un phénomène de diffusion régit par un processus physique qui veut que les molécules passent d'un environnement hautement concentré vers un de moindre concentration (principe opposé à l'osmose) à travers une membrane perméable. Le poids moléculaire de chaque gaz lié à sa concentration entre l'alvéole et le vaisseau capillaire autorise les gaz les moins denses à *diffuser* plus vite que d'autres.

CONCEPT DE « PERFUSION » *distribution par le flux sanguin.*

À pression ambiante stabilisée, il persiste toujours une légère différence de pression externe et de tension interne due à la présence des forces osmotiques. La tension interne est *inférieure* à la pression externe. Cela provient également des tensions osmotiques. Ce mécanisme permet de façon « normale » la dé-saturation des gaz présents dans l'organisme par les voies respiratoires et l'oxygénation des tissus. Le mécanisme de la perfusion est fonction principalement de la différence de P ambiante et de T interne. Plus l'écart entre P amb. et T int. est important, plus la perfusion est rapide. En terme de plongée, cela veut dire un état de saturation; la descente; et un état de sursaturation; la remontée. Cet échange se fait au niveau tissulaire et capillaire. La difficulté en décompression moderne est de calculer les vitesses de perfusion et la vitesse du flux sanguin en fonction de la densité moléculaire de chaque gaz.

Les meilleures tables de plongée calculent chaque profil avec chaque gaz individuellement et en déduisent un gradient de dé-saturation plus conservateur; les RGBM...

OSMOSE : *transfert moléculaire par action chimique.*

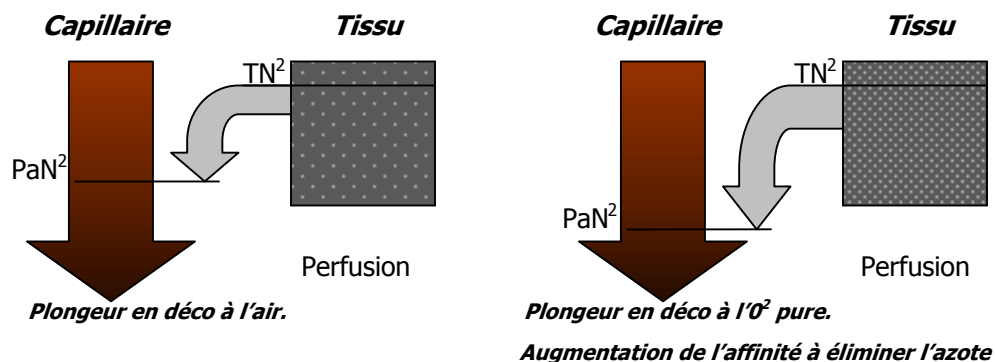
L'osmose est un phénomène de diffusion entre deux solutions de concentrations différentes et entre des membranes perméables ou semi-perméables. Le passage s'effectue de la solution la moins concentrée (hypotonique) vers la plus concentrée (hypertonique)

DÉCOMPRESSION : *le rôle exact de l'Oxygène.*

Il est facile de se donner bonne raison en modifiant des tables de décompression en y ajoutant de l'oxygène à tous les étages, mais encore faut-il bien comprendre le rôle exact et en doser les effets... La façon la plus simple de raisonner est d'utiliser le modèle de Haldane. Dans sa version canonique, le respect du critère de saturation est sensé éviter toutes formations de phases gazeuses. Cette façon de voir les choses simplifie énormément le problème car l'oxygène n'intervient plus dans le processus de sursaturation. On le néglige parce que le niveau d'O₂ tissulaire est très faible et pratiquement constant dû au métabolisme.

Dans l'hypothèse de l'échange par perfusion, le débit d'azote quittant le tissu est proportionnel au débit sanguin, mais aussi à la différence entre le gaz dissout dans le tissu et le gaz dissout dans le sang. Lorsque le plongeur respire de l'oxygène pur ou un mélange enrichi, le sang artériel ne véhicule plus d'azote -par augmentation de la concentration en O₂ dans le sang- donc les tissus éliminent plus vite l'excédent de gaz par différence *osmotique* et de *concentration*. L'azote sort *plus vite* en quelques sortes. Les échanges gazeux ressemblent aux écoulements de l'eau dans une rivière et vous savez que la vitesse de l'eau dépend de la pente de cette rivière. L'inclinaison de la pente dépend ici de la quantité de gaz dissout véhiculé. Si votre sang artériel ne contient plus -ou presque- d'azote, la pente va augmenter et entraîner avec elle les gaz dissout dans les tissus.

➔ Voilà pourquoi on utilise de l'Oxygène pour « *accélérer* » les décompressions. Le terme est ici employé pour désigner une modification significative du processus de dé-saturation par un ajout d'oxygène.



Les concepteurs de tables ont eu largement le temps de développer des méthodes douteuses et des principes de paliers modifiés. Confusion et approximation sont les deux ressources des tables dépassées, mais maintenant pour bien faire les choses, il faut réfléchir en terme de bulles et non de gaz dissout...

Si le critère de remontée s'applique à la phase gazeuse et qu'il s'agit de contrôler son volume et sa pression, il faut considérer maintenant la totalité des gaz en présence dans la bulle.

Si on considère un critère d'ascension appliqué à une bulle, il faut prendre en compte l'oxygène qui a diffusé dedans. Si on se tourne du côté sanguin, les échanges d'oxygène ne participent pas vraiment à la perfusion. La tension d'oxygène dissout dans le versant artériel est constante. Si on se tourne du côté tissulaire, l'oxygène est consommé sur place par les cellules et le niveau est pratiquement constant aussi. Entre les deux, on peut imaginer un gradient de diffusion linéaire. Selon ce gradient, la pression partielle d'oxygène dans la bulle sera plus ou moins élevée et voilà comment l'oxygène devient un gaz gênant dans la décompression... Plus question de l'ignorer et de « raccourcir » de façon drastique la durée des paliers comme on faisait auparavant, il faut calculer au plus exact sa valeur.

DÉCOMPRESSION : la « fenêtré oxygène »

C'est le Dr Behnke qui a forgé l'expression « *oxygen window* » que nous traduisons sans trop de conviction par « *fenêtré oxygène* ». Ce qu'il faut voir à travers cette fenêtré, c'est la découverte d'une sous-saturation naturelle des tissus liée au métabolisme.

Pour se jeter par la fenêtré oxygène, il faut suivre le cheminement des gaz du poumon jusqu'à la cellule et raisonner sur un seul gaz : l'oxygène. Les services fournis aux cellules par l'organisme inclus l'apport de nutriment et d'oxygène et l'élimination du CO₂ et de la chaleur. Pour l'oxygène, le voyage se déroule en plusieurs phases.

Le premier passage est celui de la fine membrane alvéolaire (diffusion) qui permet l'embarquement pour le transport sanguin.

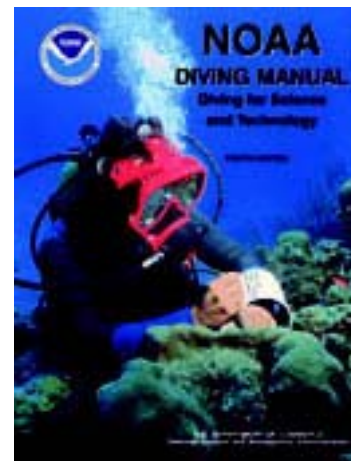
Les molécules de gaz qui ont franchi la membrane se dissolvent ensuite dans le liquide du sang et sont transportées vers les différents tissus (perfusions). La quantité de molécules transportée dépend d'abord du débit sanguin, un facteur lié au métabolisme du moment. Elle dépend ensuite de la capacité des molécules à se dissoudre dans le liquide sanguin. La relation est linéaire, plus la pression partielle du gaz est élevée, plus la quantité de molécules dissoute est grande.

Certains passagers bénéficient d'un statut privilégié. Ainsi, l'oxygène et le CO₂ ont-ils droit à un transport en *classe hémoglobine*, alors que l'azote – rappelons-le – est dissout dans le plasma. L'hémoglobine est une protéine spécialisée du globule rouge qui établit des liaisons avec l'oxygène. C'est toute la différence entre aller au travail à pied ou en autobus! On véhicule beaucoup de molécules d'oxygène avec l'hémoglobine que le sang ne pourrait en dissoudre dans son plasma.

L'oxygène existe toujours en phase dissoute dans le sang et les tissus mais le nombre de molécules dissoutes est très faible comparé à celles combinées à l'hémoglobine.

➔ *À cause de ce double transport, la relation entre la quantité totale de molécules d'oxygène transportée par le sang et la PpO₂ sanguine n'est plus linéaire.*

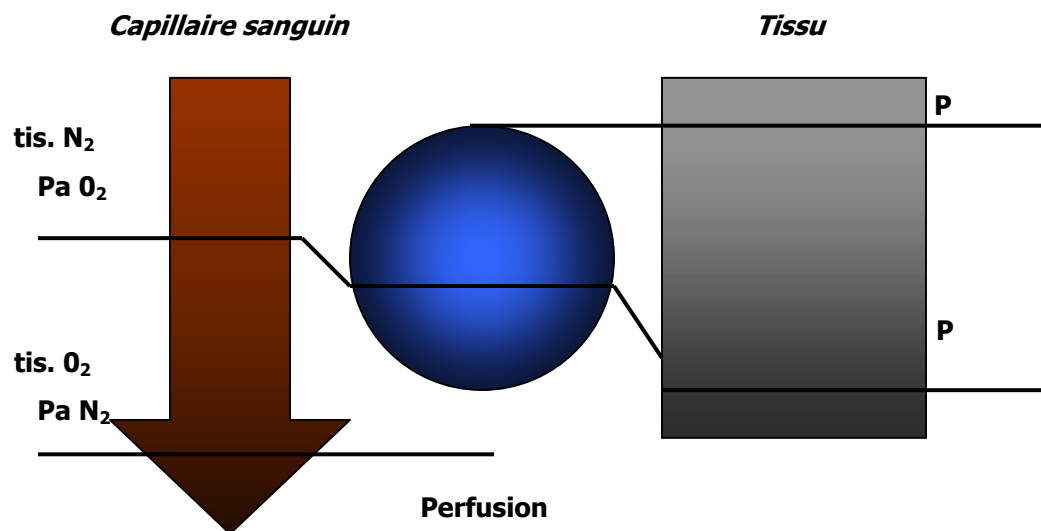
La sous-saturation des tissus varie entre 8 et 13% de la pression ambiante totale.



Enfin arrive la dernière étape du voyage, la diffusion des molécules d'oxygène à travers les membranes des capillaires vers les tissus avoisinants. Une partie de l'oxygène consommée est convertie en CO_2 . À cause de cette demande, la PpO_2 chute dans les tissus. Pendant ce temps-là, la PpCO_2 , elle, augmente dû au métabolisme. On observe donc un déficit entre le versant artériel et veineux. Il y a 2 raisons à cela; d'abord tout l'oxygène consommé n'est pas transformé en CO_2 et ensuite le CO_2 est 20 fois plus soluble que l'oxygène.



Ainsi au niveau tissulaire, à cause des différences de solubilité, la consommation d'oxygène entraîne des baisses de PpO_2 plus grande que l'augmentation de la PpCO_2 . Le résultat est une pression totale tissulaire inférieure à la pression ambiante ou encore une sous-saturation latente, appelée aussi « **inherent unsaturation** »



Le critère d'ascension s'applique à une phase gazeuse. Il doit prendre en compte tous les gaz présents dans la bulle et en particulier l'oxygène. Le profil d'équilibre de l'oxygène doit s'approcher de celui dessiné. En fonction de l'oxygène inspiré, la pression partielle d'oxygène dans la bulle influence la durée du palier... Plus question maintenant d'extrapoler la durée du palier à l' O_2 ...

Pour le plongeur, cette « fenêtre » est un facteur important dans le processus d'absorption et d'élimination des gaz inertes lors de la décompression.

Que se passe-t-il lors d'un changement de pression ambiante ou d'un changement de fraction (de %) d'oxygène? (Lorsque le plongeur respire un mélange plus riche en O_2) :

Le transport en classe hémoglobine est plein! La différence de tension entre les gaz dissous dans le phénomène de sous-saturation latente entraîne une modification dans les phases de transferts vers le versant veineux. Si le mélange reste constant, tout comme la pression, les valeurs de sous-saturations le restent aussi.

On observe une variation importante de la pente du versant artériel/veineux dans des valeurs alentours à 2b de PpO_2 . Une raison de plus pour avoir aussi limité les PpO_2 en dessous de cette valeur excessive.

En résumé, cette fenêtre est nécessaire pour faciliter le transfert d'oxygène « frais » dans les tissus et l'élimination du CO_2 .

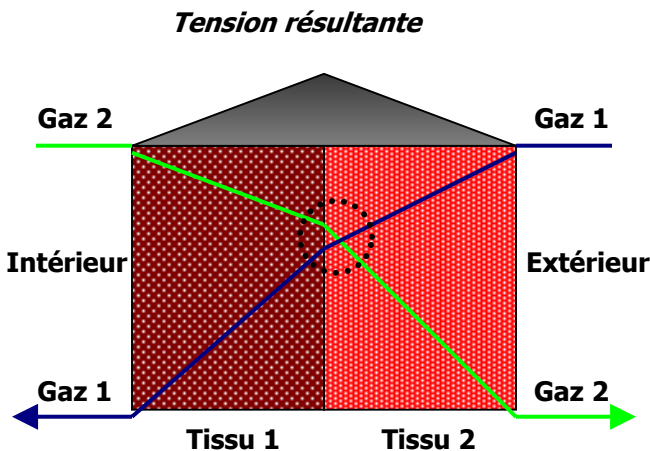
LA CONTRE-DIFFUSION ISOBARE (voir aussi article sur www.marinventure.ca)

Une des difficultés en plongée avec des mélanges ternaire est d'essayer d'optimiser le plus possible la fraction O_2 pour limiter la durée de la décompression tout en restant dans les protocoles sécuritaires des effets hypoxiques et hyperoxiques. Le problème devient plus complexe dans le choix des fractions des gaz de décompression après une plongée relativement profonde avec des mélanges de plus de 50% d'hélium.



Les effets de la contre diffusion se produisent sans changement de pression (profondeur) ils sont donc isobares et mettent en œuvre deux gaz qui diffusent en sens inverse.

La CDI est donc liée aux changements de gaz inertes. Un gaz doit entrer, l'autre doit sortir de l'organisme. Suivant les gaz, suivant la profondeur et suivant le sens des échanges, certaines des situations peuvent provoquer des surpressions locales : il y a possibilité d'accident de décompression et dans une situation très critique car elle intervient sous l'eau... aux paliers... Par contre, si on inverse le sens des gaz, la CDI peut entraîner des sous-saturations locales qui sont utiles lors de traitements d'accident de décompression aux mélanges.



Pour le plongeur technique qui respire un mélange contenant de l'hélium et de l'azote à grande profondeur, le dilemme est de trouver des valeurs de fractions et de P_p des mélanges de palier avec une proportion d'azote -ou d'hélium- qui ne provoquera pas de CDI. La contre diffusion implique essentiellement les gaz qui diffusent les plus rapidement et ceux qui sont les plus solubles.

Une plongée avec un mélange Trimix de 16% O_2 et 50% He contient encore 34% d'azote. Le choix des gaz de décompression et des gradients O_2 pour accélérer le transfert doit absolument prendre en compte la valeur de l'azote et la P_p à laquelle il va être utilisé afin de prévenir un risque d'accident *vestibulaire*.

Certaines plongées Trimix profondes vont nécessiter soit un troisième gaz de décompression qui contient aussi de l'hélium, soit de faire une *Héliox* afin d'éliminer toute trace d'azote. Dans une proportion quasi infime mais existante, l'Argon contenu dans les vêtements étanches lors de l'isolation provoque des phénomènes de contre diffusion si le plongeur respire un mélange Trimix.

L'autre gros soucis en ce qui concerne la CDI est l'apparition des symptômes d'accident *durant* la décompression... Relativement facile à traiter quand vous êtes dans un système de saturation commerciale mais très ennuyant en plongée sportive aux paliers... Les moments de changement de gaz demandent beaucoup d'attention... Le traitement des accidents de décompression, surtout vestibulaires, aux mélanges est un véritable casse-tête pour les spécialistes en hyperbarie qui doivent faire très attention à la CDI.

VPM POUR LES NULS ! Introduction au concept VPM.

1^{er} PARTIE

David Eugene Yount était un grand physicien de l'université de Hawaï où il fit carrière. Ses recherches théoriques très poussées sur les micro-noyaux gazeux et les bulles lui ont données toutes satisfactions. En effet, la physique des bulles fait appel à la diffusion des gaz, la perfusion, les surfactants et les tensions superficielles. Toute une machine mathématique lourde de modélisations mais qui va ouvrir la voie au concept des modèles à perméabilité variable...

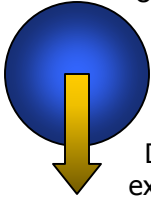
Le travail de Yount repose essentiellement sur l'étude des bulles dans un bac de gélatine avec une paroi de plexiglas. Il peut donc observer à travers cette paroi le comportement des bulles suivant un protocole de compression et décompression. Il les compte, les mesure, suit leur croissance et les classifie. Comme il trouve des bulles de différentes dimensions, il constate que les bulles ont des destins inégaux : les unes grossissent, les autres restent inchangées... Il introduit donc la répartition des bulles par la taille de leur rayon. Yount établit ensuite une relation entre le nombre de bulles et le gradient de sursaturation. C'est le concept de Haldane adapté à la gélatine et quantifié en nombre de bulles en fait! Il constate qu'il n'y a aucune relation linéaire... Il faut donc revoir son protocole et il décide de filtrer la gélatine et utilise de l'eau distillée : les bulles disparaissent presque! Ensuite il introduit des grumeaux dans la gélatine et remarque une nette augmentation du nombre de bulles : les bulles sont donc générées par des impuretés et conclut que les micro-noyaux sont pré-existants déjà dans l'eau... comment sont-ils générés et d'où viennent-ils ?...

Si ces nuclei sont présents dès le départ, essayons de les éliminer en les écrasant à une pression supérieure à la pression de saturation : il découvre alors que les bulles sont plus tenaces, deviennent plus petites mais sans jamais être éliminées... (Jim Bowden avait à un moment expérimenté cette idée en faisant une «pointe à grande profondeur» avant de réaliser son profile initial lors d'une exploration en caverne). Il existe donc de toute évidence un mécanisme de stabilisation des bulles. Yount explore toutes sortes d'hypothèses : micro cavités, cavitations des fluides, charge ionique, milieu élastique, barrière de diffusion et surfactants. Il se prononce donc pour une action des surfactants qui stabilisent la surface de la bulle et réduisent la diffusion des gaz : les bulles deviennent étanches au gaz...

Yount passera au modèle animal en étudiant les accidents de décompression chez les saumons qui remontent les barrages, puis au rat et à l'homme en publiant un principe général sur le calcul d'une table expérimentale basée sur le principe VPM. Les hypothèses étaient alors les suivantes : les micro-noyaux gazeux sont pré-existants dans les tissus, tout noyau gazeux d'un rayon supérieur à un rayon critique, lié à la profondeur de la plongée, sera activé et grossira pendant la décompression, l'objectif de la remontée est de maintenir le volume total des bulles en fin de décompression inférieur à un volume critique. Plus tard, alors que les plongeurs techniques sont à la recherche de tables profondes, deux personnages vont prendre le relais et adapter les travaux de Yount : Bruce Wienke qui sortira les RGBM et Eric Baker qui modélisera la plateforme des VPM que l'on connaît maintenant.



STABILISATION D'UNE MICRO-BULLE.



Une bulle dans un liquide possède une pression intérieure supérieure à la pression ambiante. La différence est due à la pression générée par les effets de tension superficielle. La tension superficielle s'oppose à la croissance de la bulle mais pas à sa réduction... Si le gaz dissout dans le liquide est à pression ambiante, le gaz diffuse de la phase gazeuse vers le liquide et la bulle s'écrase sur elle-même. Dans ces conditions, une bulle est instable et disparaît rapidement. Pourtant il existe des bulles stables, comme l'écume de mer par exemple. Pour conserver une bulle, il faut la stabiliser par un phénomène qui s'oppose à la pression de tension superficielle. Une autre hypothèse pour stabiliser la bulle est de supposer une réaction élastique du tissu environnant qui s'oppose à la réduction de la phase gazeuse. On peut encore imaginer une membrane à la bulle qui rend impossible tout échange de gaz vers l'extérieur. Yount introduisit la notion de surfactant, des molécules disponibles dans le liquide voisin avec un caractère «amphiphilique». Autrement dit, une molécule qui présente un bout qui aime l'eau et un bout qui aime le gaz. Cette molécule s'installe à la surface de la bulle, et s'oriente de façon à avoir une partie dans la bulle et l'autre dans le liquide. Une fois en place, il est difficile de la déloger. La surface de la bulle résiste donc à toute diminution et contrarie l'action de la tension superficielle. Cela permettrait de comprendre comment les surfactants arrivent à maintenir les bulles en vie pendant des heures, quelque soit leur diamètre.

DEUXIÈME PARTIE

De nos jours, les chercheurs Américains redécouvrent les travaux de Yount et publient leurs propres essais et adaptations. Les modèles RGBM et VPM se popularisent rapidement grâce à internet et à la publicité des industriels en plongée (ordinateurs nouvelle génération). Un récent sondage a démontré que 58% des plongeurs techniques utilisent un modèle VPM-B et 14% un autre modèle à gaz dissout ou micro bulles. Derrière tant de popularité il y a bien sûr un travail de mise en marché mais combien réellement savent ce que cache les théories de Yount et Baker???

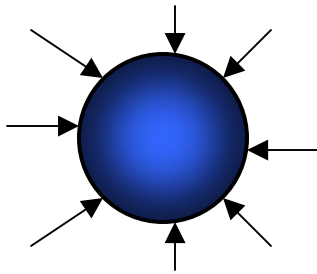


Pour construire un modèle VPM il faut réunir ces trois facteurs : comment se comporte une bulle; comment se comporte une population de bulles; que faut-il exiger d'une bulle pour que la décompression se fasse sans soucis.

En plongée, les bulles peuvent soit grandir soit rétrécir, il est rare qu'on leur laisse le temps de se stabiliser. Elles croissent ou rétrécissent donc en fonction des molécules de gaz qu'elles absorbent. La nature du gaz joue un rôle important à ce niveau et favorisera ou non la facilité à passer à travers leur surfactant ou pas. C'est la diffusivité, qui caractérise des gaz. C'est donc pourquoi une bulle d'hélium ne se comporte pas comme une bulle d'azote. Cela aussi dépend du gradient entre pression interne et externe qui «accélère» l'écoulement des gaz comme la pente d'une rivière (voir «Fenêtre Oxygène plus haut»).

La bulle doit gérer deux phénomènes contradictoires, un qui l'empêche de grandir; la tension superficielle, l'autre qui l'empêche de rétrécir; les surfactants.

Comme dans un ballon en caoutchouc, l'enveloppe s'oppose à sa croissance en exerçant une pression à la surface. On appelle ça une pression de tension superficielle. On comprendra donc que si la pression du gaz dans le ballon équilibre la tension de surface, il y a une forme stable qui s'installe, même si la pression dans le ballon est supérieure à la pression extérieure. L'analogie va plus loin, il est plus difficile de gonfler un petit ballon qu'un ballon déjà gros... pareil pour une bulle... Plus elles sont petites, plus la tension superficielle est forte. C'est d'ailleurs comme cela qu'elles «meurent», elles diminuent jusqu'à un rayon critique au-delà duquel elles s'écrasent sur elles-mêmes en expulsant leur gaz.



Noyau gazeux

Après avoir réalisé plusieurs expériences en laboratoire sur des caissons et des bacs de gélatines, les chercheurs arrivent à formuler les conclusions suivantes : 1- en diminuant la pression du plongeur de moins de la valeur de la pression de tension superficielle, la bulle diminue à cause de la tension des surfactants- au-delà elle augmente; 2- la pression de tension superficielle est plus importante chez les petites bulles que chez les grosses bulles; 3- il suffit d'une remontée de faible amplitude pour démarrer la croissance d'une grosse bulle; 4- il faut une remontée de grande amplitude pour démarrer la croissance d'une petite bulle. Les bulles sont «activées» en fonction de leur diamètre, un mot «clé» du vocabulaire des modèles VPM.

DERNIÈRE PARTIE

Yount et son collègue Hoffman ont conçu l'idée d'un modèle de décompression basée sur une population de bulles initiales qui suivraient pendant la décompression un modèle VPM. Nous avons vu d'abord que les bulles grossissent différemment lors de la remontée, certaines même ne changent pas. C'est donc leur rayon qui détermine cette action et leur capacité à résister à une pression donnée. Elles sont donc classées selon une «distribution». Nous avons donc affaire à une population de bulles dont la distribution serait exponentielle.

La difficulté est que le gradient qui définit la tension et donc le rayon critique de la bulle ne disparaît pas une fois arrivé à la surface. Il peut persister plusieurs heures (voire plusieurs jours) pendant lesquelles les bulles continuent à grossir. C'est pourquoi le modèle V-Planner vous demande de suivre les bulles pendant 24h, 48h ou 5 jours avant de commencer tous calculs de décompression. Pendant la remontée, les noyaux gazeux sont «activés» en fonction de leur taille. Ces noyaux sont soumis aux gradients qui s'exercent dans les compartiments. Seuls sont pris en compte, selon la modélisation du VPM, ceux dont le rayon est inférieur au rayon critique. Le volume de gaz produit dans chaque bulle s'accroît, proportionnellement au nombre de bulle, au gradient et au temps pendant lequel ce gradient s'applique. Finalement, le modèle VPM pourrait ressembler à un simple modèle à compartimentation avec intégration de gradient.

Ainsi VPM donne des paliers profonds, trop profonds et des paliers près de la surface trop courts. Ce modèle n'est malheureusement pas adapté à des temps de fond très long. La notion de conservatisme, basée sur la modification du gradient, permet d'ajuster les durées de décompression tout en gardant la notion de paliers profonds mais ne permet pas d'«activer» les bulles des compartiments plus lents. VPM est bon dans une utilisation «isolée» et non «répétée» pour des profils profonds et courts, des tables de contingence et la plongée multi gaz. La vérité se trouve peut-être entre Bühlmann et VPM, elle est encore à venir, avec les tables à bulles artérielles...



RGBM

Que choisir? Entre les modèles à micro-bulles, les modèles adaptés à phases de gaz libres et dissout, les tables à compartiments avec les coefficients de sursaturation ou celles élaborées au Doppler comme les DCIEM, il y a de quoi se poser la question. Peut-on réellement adapter sa table à sa plongée? Ou le contraire... Quoi faire en déco si la situation devient dramatique? Passer sur une table à micro-bulles pour sortir plus vite? Quelle vitesse de remontée? Progressive jusqu'au niveau où on «accroche» le tissu directeur ou linéaire avec arrêts profonds pour ralentir encore plus le gradient d'activation... Ne sommes-nous pas non plus un peu –voire beaucoup– influencé par des mises en marché agressives ou par nos agences de certifications qui poussent leurs développements ou leurs partenariats... Essayons d'y voir un peu plus claire et continuons notre réflexion avec les tables RGBM !

Aujourd'hui, les différents groupes scientifiques se rendent compte que le principe de Haldane –la base de tout en terme de décompression– n'a pas forcément répondu à toutes les questions. La compartimentation des tissus, retravaillé par Bühlmann et Hills et par la US Navy sert encore de base de données pour les nouvelles plateformes de recherches comme les modèles à micro-bulles et gradients ou à phases et M-Value. L'étude du comportement des bulles lors de la décompression dans le concept RGBM (Reduce Gradient Bubble Model) de Bruce Wienke ouvre une nouvelle vision sur la question. Récemment, de nombreux changements ont eu lieu dans l'utilisation des tables de plongée et dans le comportement des nouveaux plongeurs : Des temps de plongée sans décompression plus courts, des vitesses de remontées plus lentes et des paliers de sécurité plus fréquents. Ces modifications ont eu lieu aussi grâce au développement des techniques du

Doppler qui permet de détecter les bulles symptomatiques et aussi grâce aux nouvelles générations d'ordinateur de plongée.

MODÉLISATION PAR PHASES

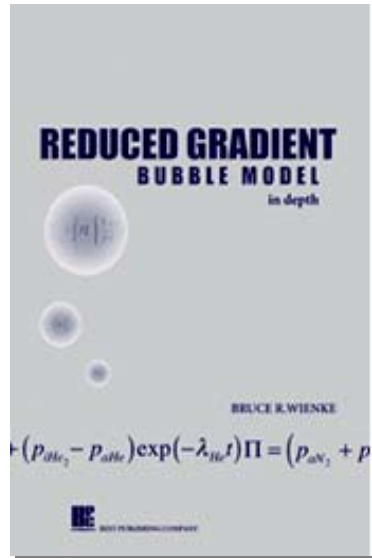
La mécanique des phases, tel qu'on la conçoit en plongée, commence par le concept que nos tissus contiennent déjà une certaine quantité de micro-nucléi. Ils peuvent être considérés comme des noyaux gazeux, comme le démontre le modèle VPM. Leur provenance n'est pas vraiment assimilée mais on peut dire qu'ils proviennent de cavitations lors du transport des fluides le long des parois irrégulières des vaisseaux et artères et aussi de bulles emprisonnées dans des «crevasses» dont la surface d'exposition est moins importante que la bulle dans sa totalité, donc n'est pas «activée» au même gradient que les autres.

La distribution et le développement des groupes de bulles et les problèmes qu'elles peuvent engendrer implique différents états bio-mécaniques et bio-physiques :

- 1- la «naissance» de la bulle
- 2- l'augmentation de la charge en gaz dissout dans l'organisme
- 3- «l'excitation» des micro-bulles et le développement entre les phases libres et dissoutes
- 4- le regroupement des bulles
- 5- les dégâts causés par ce regroupement et le grossissement des groupes de bulles

Alors que la pression diminue lors de la remontée, les gaz dissout –qui sont maintenant à pression supérieure dans les fluides que dans la bulle- commencent à diffuser à travers la membrane de la bulle vers son intérieur. Cela a pour effet de faire grossir la bulle, jusqu'à une nouvelle stabilisation. Dans ces conditions, les RGBM amènent le plongeur à un état de «super saturation» contrôlé en permanence par un état d'équation qui intègre Temps; Pression; Température. L'essentiel des tables RGBM de Wienke est de maintenir l'état de sursaturation du plongeur à une profondeur où les phases «d'écrasements» et de «développements» de la bulle à travers le surfactant est «contrôlé». Les RGBM déterminent un ratio de décompression qui limite et contrôle à la fois la taille et le regroupement des groupes de bulles pendant la phase d'ascension de la plongée en utilisant des états d'équations qui déterminent le ratio de diffusion à travers la membrane de la bulle et le changement de rayon de la micro-bulle lors de la compression-décompression. Un véritable umbroglio pour les modèles de décompression !

Le modèle RGBM est une double phase d'approche pour décompresser le plongeur sous une large application et conditions variables comme les plongées multiples, à multi niveaux, en altitude, sans décompression, aux gaz mélangés et en saturation. Les RGBM prennent en considération que pendant la phase de compression de la plongée, le rayon des micro-bulles diminue et elles auraient une apparente stabilité et que pendant la phase de décompression une partie des micro-bulles ayant un rayon donné va se séparer pour augmenter, en volume et en taille, alors que l'autre partie va diminuer et se contracter en volume et en taille. C'est durant cette phase fondamentale, entre la phase libre (bulle) et la phase dissoute, que les RGBM s'appliquent. De ce fait, le gradient des tables RGBM diminue avec la profondeur pour «éliminer» les bulles aux rayons critiques, alors que dans une table à modèle à phases dissoutes, le gradient augmente avec la profondeur. Les RGBM minimisent l'augmentation et le développement des groupes de bulles pendant les décompressions tout en réduisant les «agressions» physiologiques et les «surcharges» durant les temps de décompression.



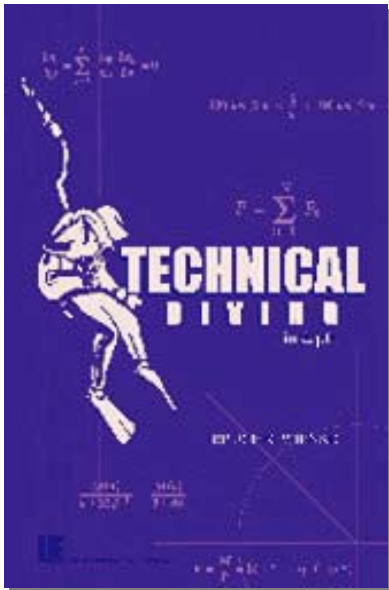
Les tables RGBM ont certainement changé radicalement certains protocoles de plongée avancée, tant dis qu'en plongée récréative les limites de non-décompression ont été largement réajustées. Ces tables requièrent souvent un palier de sécurité, limitent les niveaux de plongées profondes avec un intervalle de surface trop court et pénalisent les profils inversés. On retrouve des versions adaptées dans les nouvelles générations d'ordinateurs de plongée comme Suunto, Mares, Dacor mais aussi dans des logiciels de décompression très complets et performants comme GAP, Abyss et Hydro-Space avec Explorer.

LA RENCONTRE D'UN BESOIN

Les tables RGBM sont nées d'un besoin de la communauté de plongeurs techniques –et très largement appliqué par la suite au récréatif- à avoir des tables de décompression mieux adaptées en terme de paliers, basées sur un modèle à micro-bulles et à gaz dissout, pas juste sur un modèle Haldanien. Les variations de profondeur par mètres, les différents mélanges utilisables et les multiples possibilités de profils rencontrent parfaitement ce besoin. Dans le domaine récréatif, les besoins ont été de prendre en compte les profils inversés, les intervalles de surface trop courts des plongeurs et les expositions sur plusieurs jours. Toutes ces considérations n'étaient pas envisageables avec un simple modèle Haldanien. C'est grâce aussi à un travail énorme de mise en marché avec des partenaires internet, des jeux complets de tables et des programmes de formation utilisant ce concept, que les RGBM ont prises tant de popularité chez les adeptes.

Les raisons de ce succès sont pourtant très simples :

Les présentes notions sur la nucléation et les bulles suggèrent que la phase de séparation en décompression est aléatoire. Il est pourtant bien établi qu'une phase gazeuse va évoluer en acquérant son gaz provenant des tissus adjacents saturés en accordance avec la différence de tension et de rayon. Cependant, les échanges mécaniques sont mieux appréhendés et compris alors que les mécanismes de nucléations et de stabilisations restent incertains. Mais même avec peu d'information, les pratiques existantes et les dernières études dans le domaine des nuclei et des micro-bulles mettent la lumière sur le processus de développement et d'élimination des groupes de bulles dans une échelle de temps. La consistance de tels principes physiques donne la direction pour de nouvelles tables de plongée avec implémentation par mètre et évite ainsi toutes techniques d'extrapolations intermédiaires. En récupérant un algorithme à phase dissoute (gaz) pour des expositions courtes, les phases libres (bulles) utilisent un mécanisme à micro-bulles et volumes critiques. Par la simple vertu de sa mécanique à double phase, les RGBM incorporent toutes les implémentations indiquées ci-dessous et en plus supportent les nouvelles pratiques de plongées récemment suggérées :



- Durée de non-décompression plus courte
- Palier de sécurité dans la zone des 10-20ft (3-6m)
- Vitesse de remontée égale à 30ft/mn (9m/mn)
- Restriction sur les profils inversés et les pointes profondes
- Restriction sur les plongées répétitives, particulièrement au-delà des 100ft/30m
- Restriction sur la plongée sur plusieurs jours
- Protocole de plongée en altitude plus consistant
- Paliers profonds pour la plongée en milieu technique ou aux gaz mélangés et paliers plus courts particulièrement vers la surface
- Utilisation précise des mélanges hélium avec changement isobare au nitrox des gaz de décompression
- Utilisation de l'oxygène pure pour l'élimination à la fois des gaz inertes dissout et des bulles

Les modèles à micro-bulles prennent toute leur consistance avec l'utilisation des mesures détaillées plus haut et signent leur parfaite application dans tout le spectre d'activité en plongée. Ou, dit d'une autre manière, les modèles à micro-bulles sont plus puissants et plus corrects. Dans les propres termes des RGBM, la mécanique de l'absorption et l'élimination des gaz dissout, la diffusion des gaz inertes à travers les bulles, l'agitation et l'élimination persistante des bulles dans une échelle de temps allant d'une minute à plusieurs heures d'un tissu, d'un surfactant et de sa propriété, de l'expansion et des contractions de Boyle sous changement de pression ambiante sont suffisants pour s'arroger toutes les considérations mentionnées plus haut.

LES PALIERS PROFONDS, QUE SONT-ILS VRAIMENT ?

En fait, ils sont tout simplement ce que le nom suggère! Les paliers profonds sont des arrêts de décompression qui sont effectués plus profondément que ceux traditionnellement faits selon le concept de Haldane ou les algorithmes de Bühlmann. Ce principe est relativement récent (une quinzaine d'années) et suggéré particulièrement par la pratique d'une plongée plus technique (scientifique, commerciale, sportive) L'impact de l'intégration de paliers profonds venant des plongeurs techniques a été comme une révolution dans la pratique de la plongée en général et a influencé considérablement le comportement des plongeurs lors des choix de vitesse de remontée. Il en résulte une prise de conscience globale de la nécessité de ralentir sa vitesse d'ascension : soit par un arrêt d'une minute à mi-profondeur dans le domaine récréatif, tout comme le palier de principe récemment imposé, ou par une vitesse de 30ft/9m à la minute. Mais le palier profond n'est pas juste une manière de vous faire ralentir...

La profondeur à laquelle le palier profond peut être fait peut-être vraiment plus profonde que ceux traditionnellement suggérés. Par exemple, une plongée à 300ft/95m au trimix de 30 minutes, avec changements de gaz de déco progressif sur des mélanges enrichis à 120ft/39m, 70ft/21m et 20ft/6m commencerait sa remontée avec un arrêt à 250ft/75m... Une table conventionnelle vous ferait remonter à 100ft/30m seulement.

Alors que le concept de paliers profonds est regardé comme une avancée importante dans la pratique de la plongée, il est issu d'une longue série d'essais-erreurs. L'exploration et la cartographie d'un réseau de rivières sous-marines réalisée par le WKPP fut l'une des premières à utiliser ce concept dans la planification de la décompression d'un profil de plus de 6 heures à 280ft/ 84m. 12 heures seulement furent requises alors que 20 heures étaient nécessaires avec des tables conventionnelles.

Pourtant, cette science est bien connue des milieux et quasi simple. Il est juste question de la façon dont les gaz dissout et les bulles se comportent lors des phases de changement de pression. Nous avons l'habitude de penser que le contrôle de l'absorption et de l'élimination des gaz dans les tissus et le sang était la base de la planification d'une décompression chez le plongeur et l'astronaute, et que les bulles ne se formaient pas à moins d'avoir atteint le point de sur-saturation et de dégazage incontrôlé. C'était en tout cas le point rapporté par la théorie Haldanienne et bon nombre de scientifiques n'en démordaient pas !

Les paliers profonds réduisent généralement, et globalement, la durée totale de la décompression. Et quand ils sont assimilés aux mélanges utilisant une base d'hélium, les plongeurs rapportent un état de fatigue nettement moindre qu'auparavant avec des tables conventionnelles. Ils ne sont pas réellement considérés comme *paliers de décompression* dans le sens particulier du terme mais comme une façon de commencer *graduellement* le dégazage des tissus en *approchant* plus doucement des gradients de tension. La réduction de temps global peut aller de 10 à 50% dépendamment du plongeur, du mélange et de la profondeur d'exposition. Une approche radicalement différente des anciennes théories Haldaniennes qui disaient que les expositions profondes pour décompresser pénalisaient les mécanismes de dégazage des gaz inertes. Reprenez vos anciennes tables ou vos premiers ordinateurs de plongée pour comparer !!! N'oublions pas que maintenant nous pensons en terme de noyaux gazeux et de double phases libres et dissoutes pour les décompressions, plus en terme de compartiments et de sur-saturation... Mais les temps ont changé, les nouvelles générations d'algorithmes intègrent maintenant les concepts à micro-bulles ou à phases et les paliers profonds deviennent depuis lors une pratique courante. Selon une méthode à bulles,



Quand des bulles *silencieuses* ont été détectées chez des plongeurs qui ne présentaient absolument aucun problème de décompression, bien sûr les opinions changèrent. Et les opinions changèrent d'un concept juste *gaz dissout* pour une combinaison de *micro-bulle/gaz dissout*. Il en découla tout naturellement une théorie de *décompression profonde*.

Ce qu'il en est maintenant : pour éliminer les gaz dissout, le gradient «directeur» est maximisé par réduction de la pression ambiante autant qu'il est possible. Ce qui revient à dire; garder le plongeur aussi prêt de la surface que possible. Mais, pour éliminer les bulles –et surtout le gaz qu'elles contiennent- le gradient doit être maximisé en augmentant la pression autant qu'il est possible... (rappelez-vous la théorie de la perméabilité de la membrane des bulles citée plus haut) Ce qui revient à dire; garder le plongeur en profondeur durant la phase de formation des bulles. Théorie quelque peu paradoxale je vous l'accorde mais c'est ce que font les paliers profonds !



En clair et sans décodeur, les modes dominants, provenant de toutes les informations élaborées ci-dessus, déterminent les étapes de la remontée des plongeurs par la prépondérance des phases libres ou dissoutes dans les tissus et de leur relation dans une échelle particulière de temps. C'est maintenant –et ce le sera encore longtemps- la considération principale pour *étalonner* les changements hyperbares ou hypobares vers des pressions ambiantes inférieures ou supérieures : la dynamique de l'élimination est directement opposée... Nous avons vu plus haut qu'il faut à la fois faire remonter le plongeur mais aussi le garder en profondeur... le maintien en profondeur permet essentiellement de faire sortir le gaz de la bulle par diffusion

avant de le faire remonter et pour ensuite éliminer ce gaz une fois dissout par perfusion en remontant le gradient proche de la surface tout en conservant une approche d'un niveau de risque de DCI acceptable. La complexité de la gestion des paliers profonds apporte aussi d'autres éléments incontournables : la gestion des gaz respiratoires, la gestion précise de la profondeur des changements de ces gaz, les calculs des profondeurs équivalentes narcoses pour éviter les surprises et une bonne maîtrise de la flottabilité dans certaines situations.

Les paliers profonds ne s'improvisent pas au «p'tit bonheur la chance!». Ils peuvent pénaliser la durée totale de décompression en continuant à charger les tissus profonds si vous ne réfléchissez pas correctement en terme de choix de fraction de gaz inerte dans vos déco ou de faire des déco avec mélanges hélium pour des profils très profonds. Il est intéressant de s'attarder un peu plus aussi sur les principes de contre diffusion isobare afin de mieux comprendre les raisons de certains choix de gaz de décompression par rapport à votre gaz de fond (voir article sur marinventure.ca)

Les paliers profonds ne se rajoutent pas sur votre remontée si ils n'ont pas été générés par l'algorithme que vous utilisez. Si vous travaillez sur un modèle à compartiments ou Haldanien, ils ne seront pas calculés de la même manière que si vous utilisez un model à micro-bulles. Certaines plateformes comme GAP ou VPM vous permettent d'ajuster votre niveau de conservatisme et les options «deep stops» mais encore là, elles travaillent soit sur les valeurs des gradients de tension (VPM) soit sur le modification des M-Value (GAP). Encore un autre concept à maîtriser, le facteur de conservatisme !...

L'HÉLIUM EN PROFONDEUR

L'hélium est un gaz idéal pour la plongée profonde mais il n'a pas toujours été considéré comme tel. Dans les débuts de la plongée technique et sportive, l'utilisation de l'hélium pour les profondes était carrément l'objet de craintes et de méconnaissances totales. C'était le gaz «bas les pattes!» à éviter à tout prix!

Certaines appréhensions provenaient des rapports de la tragédie de Hans Keller dans les années 60, d'autres provenaient d'une incompréhension dans les mécanismes de changements de gaz *légers vers lourds* lors des décompressions, de légendes disant que le CNS devenait dangereux et surtout du fait qu'il n'y avait pas de tables de plongée disponibles pour le plongeur sportif...

Enfin, pendant longtemps, les plongeurs pensaient que les décompressions avec mélanges hélium étaient bien plus hasardeuses que celles avec de l'air. Bref, une mauvaise réputation !



Il fut un temps où les changements de gaz de fonds vers les gaz de décompressions nitrox ou air devaient se faire le plus tôt possible afin de réduire le temps global de décompression. Ce n'est pas exactement la situation : conformément aux théories modernes de décompression, et même des modèles néo-classiques Haldaniens, si les fractions d'hélium et l'azote diminuent à peu près dans les mêmes proportions que la fraction d'oxygène augmente et jusqu'à ce qu'un échange isobarique se fasse avec un nitrox à faible profondeur, les différences de temps de décompression entre un changement tôt à l'azote et un mélange plus léger à l'hélium sont minimes.

Minimes certes en pratique et selon les théories modernes de décompression, mais importantes en terme de *confort* et *état de fatigue* générale du plongeur après une longue trimix. En fait, selon les RGBM, on pourrait même ne pas avoir à changer de gaz de décompression jusqu'à la profondeur de 20ft/6m où un passage sur oxygène pur est requis et cette procédure serait tout aussi efficace. Une procédure éprouvée, qui élimine tout doute dans les changements de gaz et réduit largement la charge en matériel.

Nous le savons, l'azote est un gaz inerte avec ses propres limites : narcose et perte de connaissance à grande pression. L'oxygène également à ses propres limites. En plus d'être toxique dans sa fraction et sa durée d'exposition, elle est aussi narcotique... La densité du gaz respiratoire est aussi un facteur important à prendre en considération. Tout cela mis ensemble, la meilleure façon d'y remédier est par l'ajout d'une base d'hélium pour réduire les pressions partielles de chaque gaz.

Plusieurs autres gaz inertes ont été testés comme *diluant*, comme l'hydrogène, le néon et l'argon. L'hydrogène étant le plus léger, il possède aussi l'avantage d'avoir une vitesse d'élimination plus grande. Par contre, sa manipulation nécessite une très grande prudence... sans négliger les coûts non plus. Donc, *par défaut*, l'hélium a été retenu comme étant le diluant le plus pratique à utiliser. L'hélium peut être respiré pendant des années sans aucune lésion tissulaire.

Les vitesses de saturation et de désaturation sont inversement proportionnelles à la racine carrée de leur masse atomique.

L'hydrogène va saturer et dé-saturer 3.7 fois plus vite que l'azote et l'hélium lui est 2.7 fois plus rapide. Les différences entre le néon, l'argon et l'azote en plongée ne sont pas assez significatives pour être retenues. La taille des bulles formées avec différents gaz inertes est liée à la quantité de gaz dissout et à sa solubilité. Les gaz à haute solubilité produisent des bulles plus grosses. Pour cette raison, l'hélium est préférable à l'hydrogène tout comme l'est l'azote par rapport à l'argon. Les vitesses différentes de *charges* et *décharges* des tissus suggèrent alors l'utilisation optimum des mélanges Hélium et nitrox pour réduire les temps de décompression.

Poursuivre une plongée ayant un mélange de fond trimix avec un changement de gaz de décompression contenant de l'azote est sans risques, dans une certaine proportion et à profondeur restreinte, car l'élimination de l'hélium est accélérée à cause de l'augmentation du gradient dans les tissus et le sang pendant la respiration du mélange azote (même principe que la pente de la rivière!). De même qu'en augmentant graduellement la fraction d'oxygène dans le mélange pour le substituer à l'azote et à l'hélium, vous conservez un niveau de *charge* des tissus très bas. Le bon fonctionnement de changements de gaz dépend de l'exposition et du tissu/compartiment qui contrôle la remontée (tissu directeur).

Alors que les changements de gaz *légers* vers *lourds* (comme hélium vers azote) sont de pratiques communes, le contraire n'est pas forcément correct... En fait même, un changement de gaz lourds vers légers (azote vers hélium) peut carrément être dangereux... Gardez toujours en considération que le principe est de réduire la *charge* des tissus en gaz dès le changement de gaz.

Un gaz de décompression qui continuerait à saturer d'autres tissus ne serait d'aucune efficacité, voire dangereux.

Toutes les propriétés mentionnées ci-dessus favorisent l'utilisation de l'hélium en plongée profonde, mais quels sont les rapports qu'a le plongeur avec l'hélium ? Un consensus démontrerait que les plongeurs hélium se sentiraient bien mieux, moins énervés et objectivement en meilleur état qu'après une plongée à base d'azote. Même si ce ne sont que des considérations de personnel, cela n'en est pas moins très important ! Il semble que se sentir mieux après une plongée est une aussi bonne justification.



Une autre objectivité positive dans l'utilisation de l'hélium est la nette diminution de faire un *bend* avec une bulle d'hélium. Le MBD (minimum bend depth) est la profondeur de saturation à laquelle une remontée directe vers la surface engendre obligatoirement un accident de décompression et cette profondeur est plus importante sous hélium que sous azote. Pour finir, les décompressions à l'hélium sont plus efficaces et plus rapides, les bulles sont plus petites et diffusent plus

vite, il est moins narcotique et permet de faire des plongées là où l'azote ne le permet pas.

En mettant de côté les considérations de coûts et de disponibilités, l'hélium est un gaz idéal pour la plongée. Il devrait être utilisé plus facilement et enseigné plus tôt dans les programmes de formation technique afin de dissuader le plongeur téméraire de s'aventurer profond à l'air... Certaines agences de certification ont déjà compris le problème et propose des cursus progressifs de maîtrise des plongées à base d'hélium, voire même la possibilité de s'initier à ces techniques avant de s'engager dans un cours intensif.



BÜLHMANN ZHL-16

Toutes les tables actuelles sont basées sur le modèle de Haldane et le principe de la compartimentation hypothétique des tissus du corps humain. Bühlmann et Workman ont repris ce modèle dont sont issues les tables de la US Navy. Leur principe est E-L (exponentiel-linéaire) avec un facteur de gradient pour mathématiser le seuil critique de dé-saturation. Les USN (tirées du concept Bühlmann) sont peu adaptées à la plongée profonde à l'air et dans un environnement « récréatif » moderne dont la population de plongeurs d'aujourd'hui a bien changée depuis les premiers essais avec les militaires...

Si l'on considère un critère d'ascension particulier pour les tables de Bühlmann, on peut extrapoler le principe qu'elles permettent au tissu de faire une remontée *rapide* jusqu'au seuil de sursaturation, là où le tissu commencerait son dégazage. On obtient, en suivant ce principe, une courbe de remontée assez *agressive* pour finalement ralentir proche de la surface. La théorie de Bühlmann étant un modèle néo-Haldanien basée sur la dissolution des gaz et la compartimentation des tissus, ne prend pas en considération, comme les modèles à bulles, la diffusion des gaz dans la bulle et leur classification par perméabilité. Bühlmann considère au début qu'il faut *accrocher* un tissu à un gradient élevé pour permettre le processus biophysique de diffusion des gaz dans les tissus. Il appelle ça le coefficient de sursaturation et au-delà, le coefficient de sursaturation critique, seuil du dégazage incontrôlé...

Ça ressemblerait pas mal à un «accident de décompression contrôlé» avec un facteur de risque assez élevé si l'on sort un tant soit peu des paramètres de la plongée... Les premières expériences utilisaient un ratio de 2.54 comme gradient. Soit une tension ambiante supérieure à 2 fois et demi la pression ambiante... ça dégaze! La courbe étant d'abord de type EE, elle devient avec les recherches de type EL, ce qui veut dire que la vitesse de décompression n'est plus inversement proportionnelle à la compression mais tend à être plus *linéaire*. On peut alors ramener le ratio à 2 et moins pour permettre le dégazage des tissus. Le résultat est une vitesse de remontée avec plus d'étapes et des paliers plus longs. On révisé donc le critère d'ascension!

Les autres travaux vont aussi permettre d'améliorer le principe mathématique de la compartimentation en travaillant sur 9, 12 puis 16 compartiments. Certains logiciels très avancés comme Abyss utilisent 32 compartiments. Bühlmann travaille sur des tissus allant de 1mn à 750mn pour les calculs d'intervalles de surface et les plongées répétitives. Les ratios sont encore diminués pour faire état de facteur de conservatisme et sortir des jeux de tables récréatives adaptées à la pratique d'une plongée plus populaire.

Les associations de concepts avec les *M-Values*, les *deep stops* et des profils de remontée à vitesse progressive et multi niveaux vont donner naissance à des tables comme PADI mais aussi donner les algorithmes de base des principaux ordinateurs de plongée sur le marché. Le modèle Bühlmann est un modèle à gaz dissous conventionnel mais il est éprouvé et marche à la perfection. Les premières versions de GAP étaient basées essentiellement sur du Bühlmann, Déco-Planner l'est toujours, Uwatec, Dive Rite, VR2 et 3, Cohran et surtout Abyss sont encore sur ces modèles à phases dissoutes, souvent assaisonnés d'un peu de phases libres c'est vrai...

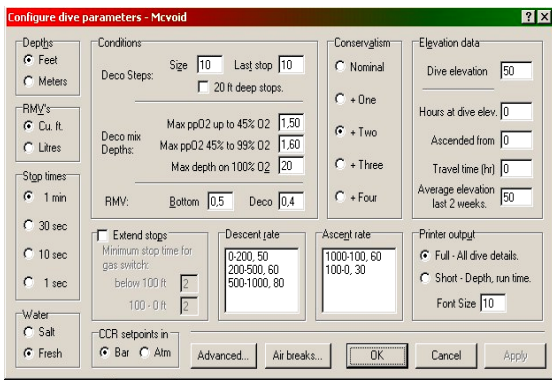
LES LOGICIELS DE DÉCOMPRESSION :

	Z-Planner	DecoPlanner	V-Planner	Gap	PropPlanner	Decomantis	Open
Bühlman							
Pyle Stops							
Gradient Factors							
VPM							
RGBM							
Graphical User Interface							
Grid Data Entry							
Closed Circuit mode							
Profile Graph							
Ballout Tables							
Range Plan							
Gas Mixer included							
Custom Deco mixes							
Preformatted Table Generation							
GME							
DCAP							
RB Bailout tables							
Multilevel Profiles							
Price	Free	\$89*	\$59	\$199	\$190	\$75	\$59

* for version 2.049 without the VPM capability

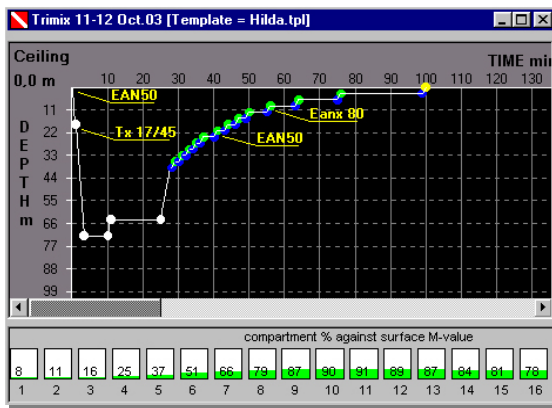
Tous les logiciels de déco illustrés ici ne représentent qu'une petite partie de ce qui est sur le marché. Gardez à l'esprit que même le meilleur logiciel est juste une modélisation des principes de déco. Ceux basés sur le principe de Bühlmann, qui a l'avantage d'être le plus vieux et le mieux compris, sont les plus utilisés. Cependant, les modèles VPM et RGBM apportent une nouvelle dimension dans cette modélisation. Ici, on parle aussi des « Pyle stops » qui sont des applications précises sur le concept des paliers profonds. Contrairement aux tables, les logiciels vous donnent accès aux modifications des algorithmes et des facteurs de conservatismes. Attention à ce genre de manipulations ! **À utiliser avec circonspection...**

- V-planner (VPM-B)



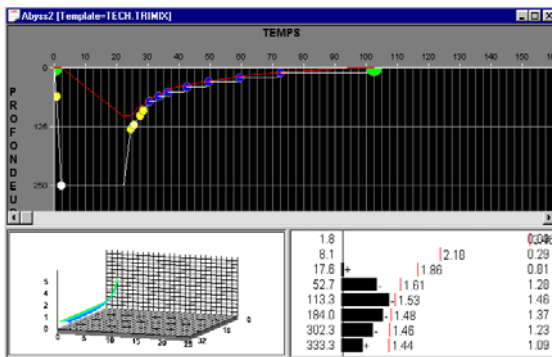
Créé par Ross Hemingway, le nouveau V-Planner utilise le modèle VPM-B qui est une extension réalisée par Eric Backer. Le principe du modèle VPM est en relation avec la présence permanente de micro-bulles dont la tension critique et la vitesse de diffusion détermine le calcul de la décompression. La nouvelle plateforme de V-Planner (Z-Planner amélioré) permet de nombreuses configurations mais les tables qu'elle génère restent un peu confuses à interpréter pour le néophyte. Le facteur de conservatismisme intervient sur la distribution des groupes de bulles en fonction de leurs rayons critiques. Un outil excellent mais parfois un peu déroutant si on fait quelques comparaisons avec d'autres modèles...

- GAP (Gas Absorption Program)



La nouvelle version du logiciel GAP est à l'heure actuelle une des meilleures sur le marché. La plateforme est très facile à utiliser et ce logiciel génère beaucoup d'options comme des tables de contingences, des tables avec pertes de gaz de déco et les modes OC/CC en PpO₂ constante. Les calculs se font soit en mode Bühlmann ZHL16 ou en mode RGBM avec une intervention possible sur le facteur de conservatismisme et les M-Value. Les informations sont convertibles en mode HTML ou Excel pour impression et chaque profil correspond à un utilisateur donné. Classique à beaucoup d'autres logiciels vous me direz, mais il a l'avantage d'être bien plus lisible et facile à interpréter. Et puis, un mélange Bühlmann/RGBM peut se prendre à toutes les doses !!!

- Abyss



Le logiciel Abyss a la particularité d'être visuellement bien travaillé. Cependant, il est néanmoins très complexe à utiliser. Le mode de calcul de ce surpuissant logiciel de décompression est basé sur du Bühlmann ZHL 16 et 32 avec « deep stops » et intègre les phases de modélisation RGBM. L'utilisateur peut comparer à tout moment son profil sur différentes plateformes de calcul. On le retrouve sur les VR 2 et 3 Attention, Abyss vous donne aussi accès aux éléments de calcul des gradients et des M-Value...

Prudence avec cet outil...

CHOIX DANS LES PRINCIPES DE DÉCOMPRESSION

Principes et paramètres.

Partez toujours du principe que le temps passé dans l'eau en décompression doit être le plus court possible... Attention; «décompression accélérée» ne veut pas dire : Y'en a mare, je remonte !!! Cela peut paraître paradoxal à première vue mais dites-vous que l'environnement où se fait la décompression n'est pas toujours très *confortable*, voire *sécuritaire*... Le compromis est entre une déco *rondement* calculée et une sortie de l'eau sans séquelles! Passer des dizaines de minutes sous quelques mètres d'eau à zéro degrés, dans du courant de 4 nœuds et en sachant qu'il est hors de question de partir en dérive, de manquer de gaz, d'avoir un problème de flottabilité, de givrer ou d'avoir une envie pressante n'a pas besoin d'être trop long pour rien! Ayez toujours quand même un «esprit» conservateur et essayez de «comprendre» votre décompression, chose pas toujours facile même pour le plongeur chevronné !



L'autre principe est de se rentrer dans le crâne que la surface n'est plus la solution de survie... Ça aussi c'est paradoxal. Le problème doit être géré (sauf cas extrêmes) sous l'eau! Il faut donc toujours réfléchir en terme *d'autosuffisance* et de volume de gaz. La liste des principes de base pour faire de la plongée avec décompression est longue et souvent argumentable (concept DIR...). Certaines procédures sont contraires à tout ce que vous avez appris auparavant, comme la plongée solo et les profils inversés. Oui, c'est possible !!!

Les configurations d'équipements et le principe de *redondance* et aussi souvent contesté par les plongeurs *extérieurs* au cas de figures. Il faut avoir vécu des situations de perte de gaz de déco ou de « black out » total de son ordinateur pour comprendre pourquoi on doit penser *redondance* en plongée déco... Doubler les systèmes vitaux est une règle inaliénable et pensez que votre lumière est aussi vitale que votre gaz dans certaines situations...

QUELLES TABLES UTILISER POUR FAIRE VOTRE DÉCOMPRESSION?

Que choisir : RGBM ou VPM? Un modèle à phase ou un modèle à bulle? Sochaux ou St-Étienne?

Le choix d'une table ou d'un modèle de décompression est souvent établie sur la particularité de la plongée que vous allez faire et des conditions que vous risquez de rencontrer. Comprenez qu'une pénétration sur l'Empress pendant 50 mn de fond, dans zéro degrés et 10ft de visibilité avec un courant de marée sortante en déco sera plus stressante qu'un *tombant* aux Bahamas, même 2 fois plus profond... Et puis, n'oubliez jamais le facteur *humain*, à ce niveau de plongée vous devez être capable *d'écouter votre corps* et de connaître les effets d'une mauvaise remontée ou du choix d'un gradient trop fort...

Nauti et GAP utilisent principalement le modèle RGBM tout comme bien d'autres ordinateurs sur le marché, IANTD vient d'annoncer officiellement son partenariat avec VPM, Deco-planner est voué au modèle Bühlmann, comme Abyss. C'est donc que ça marche et même que ça *roule* des tables convenables et largement utilisées de part le monde et dans des situations «extrêmes. Donc votre choix sur l'un ou l'autre des modèles disponibles ne doit concerner que vous ou votre formation reçue sur tel ou tel logiciel pendant votre entraînement vous permet de mieux maîtriser tel ou tel concept. Je vous dirais même de faire vos plongées habituelles avec des modèles différents à chaque fois et de faire vos propres comparaisons... Avec l'expérience –et si vous avez tout compris dans ce dossier, c'est que vous en avez! - vous serez capable de «sentir» si tel ou tel modèle de décompression vous convient ou pas.

Nous avons tous une réaction individuelle particulière vis à vis de la charge en gaz inerte et un facteur physiologique propre à notre condition de santé physique et morale donc l'un peut avoir des incidences que l'autre n'aura pas, et réciproquement. Par contre, ne tentez pas de plonger avec son partenaire et chacun un modèle différent... si il advient une séparation pendant la décompression due à des temps différents et que vous êtes en demande d'assistance, la situation est délicate... Gérable mais délicate.

Ainsi donc, vous allez «écouter» votre corps et définir si vous vous sentez mieux après une VPM très courte en fin de déco ou après une RGBM... si vous faites une ou plusieurs trimix ou nitrox profondes par jour et que vous voulez «suivre» les bulles sur 24, 48 ou 5 jours selon un VPM ou modifier le conservatisme des M-values dans GAP/RGBM... si votre environnement de déco profonde est dans un fort courant ou le long d'une falaise, ou encore le long d'une ligne bien sécurisée... si la température en fin de déco est de zéro ou vous arrivez à sentir un certain réchauffement en arrivant vers la fin... si vos calculs de CNS et OTU totales sont acceptables ou proches du 100% à cause d'une trop longue exposition en fin de décompression... si vos volumes transportables sont capables de couvrir tous vos besoins et toutes les situations ou si vous avez besoin d'un «mulet» pour votre redondance... et j'en passe. Bref, à vous de voir !!!



Une chose est sûre, il est maintenant impensable de prendre une US Navy air classique pour faire plusieurs profondes... de suivre des profils air avec des mélanges à base d'hélium... d'adapter la courbe d'un vieux Aladin 6 compartiments pour faire une nitrox ou finir une déco hélium... d'utiliser les vieux principes de calculs des paliers à l'oxygène pur, basés sur des tables air classique...

Le but de ce dossier n'est pas de vous orienter vers tel ou tel modèle de décompression car je n'ai pas la prétention de vouloir promouvoir l'un par rapport à l'autre, même si l'agence de certification avec laquelle je travaille est orientée vers un de ces modèles, mais de vous orienter vers des arguments de choix et de prise de décisions. Il existe sur le marché des algorithmes de décompressions qui sont totalement désavouables et dangereux car ils ne sont basés que sur des suppositions, mais je ne me permettrais pas non plus dans ce dossier de me faire juge en la matière tant que je n'ai pas de preuves ou vécu de telles situations. La richesse d'une bonne formation passe aussi par l'utilisation, avec circonspection toutefois, de tous les modèles actuellement à l'étude pour permettre au plongeur de mieux appréhender ces choix de décompression.

C'est ce qui se fait chez Marinventure...



La règle d'or est de planifier sa plongée et de plonger sa planification...

Cas critiques.

Notre organisme a la faculté de pouvoir encaisser pas mal d'erreur de notre part. Ce que vous faisiez avant n'est plus forcément bon maintenant, et puis vous avez vieilli aussi... Les situations de décompressions aléatoires, trop rapides ou carrément ratées peuvent à la longue être dramatiques.

Certains protocoles existent pour *retourner* dans l'eau après une omission, voire un début d'accident, mais ils demandent une bonne interprétation de la situation et une assistance en surface aussi compétente que le plongeur qui prie pour que tout ce passe bien sous l'eau...

La décompression en trois lignes...

Science ou théorie ?... Planifier une décompression n'est pas facile, c'est un art plus qu'une application. Rien n'est établi de façon définitive. On pense avoir la solution quand la science découvre une autre théorie... la solution serait entre VPM et RGBM ???

C'est un peu comme faire du vélo en ce disant :

« plus tu pédales moins vite, moins tu avances plus vite... »

© Stéphane Coucke, Marinventure enr. 2006

