

Les Modèles de décompression

Jean-Marc Belin – mars 2005

Mémoire
d'Instructeur Régional
Pyrénées- Méditerranée



photo : Laurent Ballesta / L'OEil d'Andromède

Remerciements à :

Jean-Pierre Imbert avec qui il est toujours agréable de discuter “décompression”.

Jean-Claude Le Pechon pour m’avoir prêté quelques ouvrages phares de son immense bibliothèque et avec qui j’ai traduit un article du Dr Tom Hennessy.

Erik C. Baker, Eric Maiken et Dan Reinders pour m’avoir autorisé à traduire et diffuser leurs articles.

Eddy Brian pour son article sur la « fenêtre oxygène » dans lequel j’ai largement puisé avec sa permission.

Eric Bahuet et *Jean-Luc Coeurdacier* pour leurs conseils et relectures attentives.

Et à vous tous, honorables lecteurs, qui allez passer un peu de votre précieux temps à décortiquer ce mémoire.

Remerciement également à *Laurent Ballesta*, photographe de talent, pour son cliché illustrant la couverture.

Table des matières

Remerciements à :	2
Introduction	4
Principes de base	5
Diffusion	5
Pression partielle	6
Dissolution	7
Tension – Pression	7
Le cas particulier de l’oxygène	8
Les modèles Haldaniens	11
Modèle à perfusion ou modèle à diffusion	11
Compartiments et Périodes	12
Calcul de la Tension.....	12
Réalizations avec le modèle Haldanien :	15
Le Modèle Bühlmann	16
Gaz alvéolaire	17
Les M_values.....	18
Coefficients Bühlmann	19
L’hélium et les plongées profondes.....	19
Réalizations sur modèle Bühlmann	20
Les paliers profonds sur les modèles Haldaniens.....	21
Le modèle VPM	24
Principe de VPM.....	25
Comparaison Haldane/VPM	27
Analyses.....	28
Le modèle RGBM	29
Comparaison de profil.....	29
Synthèse et conclusion	32

Introduction

Cela fait près d'une centaine d'années que la décompression des plongeurs est dirigée par des modèles issus des travaux de Arthur E. Boycott, Guybon C. Damant et John Scott Haldane « *The prevention of compressed-air illness. Journal of Hygiene. Cambridge 1908, Volume 8, p. 342-443* ».

Curieusement, de ces trois personnages, l'histoire a principalement retenue le nom de Sir John Scott Haldane.

Dans le cadre de la plongée sous-marine, le modèle est une tentative pour transcrire sous forme d'équations mathématiques, les échanges gazeux qui surviennent dans notre organisme au cours de la plongée, afin de prévoir et d'éviter les effets dévastateurs d'une mauvaise remontée à la surface.

Depuis près d'un siècle, ce modèle est régulièrement repris pour être affiné, amélioré, vérifié et étendu à d'autres gaz et d'autres gammes de pression. En effet, la décompression répond à des besoins particuliers comme la plongée loisir, commerciale, militaire ou même pour les besoins de l'aéronautique. La NASA a beaucoup travaillé à l'élaboration de procédures de « dénitrogénéation » permettant la sortie des astronautes dans l'espace, mais cela sort du cadre de cet article.

Ces calculs ont permis d'établir des protocoles de décompression relativement fiables pour un ensemble de besoins spécifiques. Mais il n'existe toujours aucun modèle universel qui décrirait parfaitement l'interaction de tous les éléments à prendre en compte et qui serait capable de générer des protocoles de décompression fiables quels que soient les gaz utilisés, les gammes de pressions subies ou les durées d'exposition.

Le début des années 80 marque le développement de la plongée loisir profonde aux mélanges riches en hélium. Cette nouvelle pratique (en circuit ouvert ou, plus récemment, en circuit fermé à P_{pO_2} constante) entre dans cette zone d'incertitude pour laquelle aucune procédure n'existait vraiment.

Les pionniers ont d'abord tenté de transposer les solutions commerciales des plongeurs à saturation ou bien encore « d'étendre » à leur besoins les modèles fait pour les plongées à l'air pour les zones « récréatives » et pour des durées limitées. Une autre approche a été d'utiliser et d'adapter les publications du Professeur A. Bühlmann qui proposait une méthode de calcul multi-gaz.

Aucune de ces solutions n'a donné entière satisfaction, mais depuis quelques années, des modèles différents commencent à donner lieu à des alternatives concrètes : les modèles « à bulles ».

Le but de ce mémoire n'est pas de refaire l'historique des modèles et de toutes leurs variantes, mais de détailler uniquement ceux qui donnent encore lieu à des réalisations concrètes utilisées de nos jours par les plongeurs loisirs.

Il s'agit donc essentiellement du modèle de Haldane et de ses variantes et, plus récemment, des modèles VPM et RGBM.

Ce document ne traite pas non plus de l'utilisation des outils construits avec ces modèles. La vitesse de remontée, le profil et la répétition des plongées, etc. sont des consignes données par les concepteurs et découlent rarement du modèle en lui-même, ce qui montre d'ailleurs son imperfection.

Principes de base

Diffusion

L'air que nous respirons est essentiellement constitué de molécules d'azote et d'oxygène. Ces molécules ne sont pas immobiles, elles se déplacent en tous sens et d'autant plus vite que la température est élevée. Cette agitation moléculaire leur permet de coloniser leur environnement en franchissant plus ou moins facilement les obstacles qui se trouvent sur leur chemin.

La vitesse à laquelle ces molécules vont **diffuser** d'un milieu vers un autre dépendra également de la perméabilité des obstacles à franchir. De plus, si les molécules de gaz sont petites, comme celles de l'hélium, elles se faufleront plus facilement que des molécules plus grosses comme celles de l'azote.

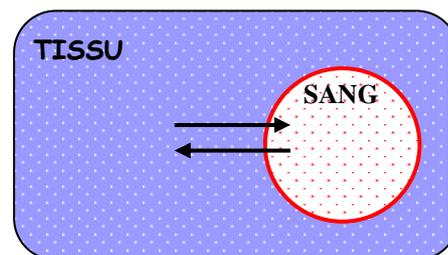
En réalité, les molécules se déplacent dans toutes les directions et ce qu'on a l'habitude d'appeler « sens de diffusion » n'est que le bilan net entre les molécules « entrantes » et les molécules « sortantes ».

Lorsqu'on étudie deux milieux de concentration différente, le bilan net de ces mouvements sera une diffusion des molécules du milieu le plus concentré vers le milieu le moins concentré et ceci d'autant plus rapidement que la différence de concentration entre les deux milieux est importante.

En effet, au début de l'opération, la quantité de molécules « entrantes » est importante et la quantité de molécules « sortantes » est faible. Le bilan des molécules passant d'un milieu à l'autre est donc important. Mais au fur et à mesure que le temps passe, la concentration du nouveau milieu augmente et le nombre de molécules « sortantes » augmente également. Le bilan diminue. Ce phénomène se poursuivra jusqu'à ce qu'un équilibre s'installe pour atteindre une même concentration dans les deux milieux (flux entrant = flux sortant).

La formule permettant de suivre l'évolution des concentrations entre deux milieux est donnée par la loi de Fick-Graham. Les principaux paramètres sont :

- La concentration de départ des deux milieux
- Le temps (au bout duquel on veut connaître la nouvelle concentration)
- La nature des molécules (la masse molaire)
- La température
- La perméabilité de la barrière séparant les deux milieux



Equilibre → diffusion égale dans les deux sens

Pression partielle

Remarque : la quantité de molécules n'est pas une donnée facile à manipuler. Aussi lui a-t-on substitué la notion de **Pression partielle** (on note P_p). Ceci a été rendu possible car on sait que pour un volume gazeux et une pression donnés, on a toujours le même nombre de molécules, quel que soit la nature du gaz (Avogadro / Ampère : 22,4l de gaz = $6,02 \cdot 10^{23}$ molécules à pression ambiante).

Aussi préfère-t-on exprimer la concentration d'un gaz dans un mélange comme étant sa participation à la pression totale plutôt qu'en nombre de molécules par unité de volume.

Exemple : dans un litre d'air sous une pression de 2b, si on a 4 molécules d'O₂ et 16 molécules de N₂, on peut dire que la concentration de O₂ est de 4 molécules par litre et celle de N₂ est de 16 molécules par litre ou bien que l'oxygène participe à hauteur de 20% de la pression totale (soit $2b \cdot 20\% = 0,4b$) et que l'azote participe à hauteur de 80% (soit $2b \cdot 80\% = 1,6b$).

Diffusion, Ce qu'il faut retenir :

1. La diffusion est un mécanisme de transport : on se met au péage et on fait le bilan entre les molécules qui entrent et celles qui sortent.
2. Il y a plus de molécules qui se déplacent du milieu le + concentré vers le - concentré, que l'inverse.
3. D'une manière générale la vitesse de diffusion dépend :
 - De la taille de la molécule
 - De la température
 - De la nature de l'obstacle
 - De la différence de concentration entre les deux milieux (en Pressions partielles)
4. Au cours du temps, la vitesse à laquelle les molécules passent d'un milieu à un autre n'est pas linéaire car la concentration des milieux varie constamment au fur et à mesure des échanges. Rapide au début, le phénomène ralentit à l'approche de l'équilibre.

Dissolution

Lorsque les molécules de gaz atteignent des tissus aqueux, une partie d'entre-elles peuvent être « piégées ». Cette **dissolution** des gaz dans les liquides dépend de la nature du couple tissu-gaz (coefficient de solubilité) ainsi que de la pression exercée sur le liquide. Dans le cas de la plongée, cette pression exercée sur le liquide est la pression ambiante qui se transmet instantanément aux tissus.

Plus la pression ambiante sera importante, plus on va pouvoir « tasser » de molécules dans le liquide.

Tension – Pression

Lorsqu'il s'agit d'un gaz dissout dans un liquide, on préfère parler de Tension plutôt que de Pression. En effet, le gaz dissout n'exerce strictement aucune pression sur le liquide. Sa tension n'est qu'une commodité mathématique permettant d'effectuer des calculs. C'est pourquoi on distingue la Pression (pour les gaz) de la Tension (pour les gaz dissout). Il n'y a que le terme qui change, les valeurs restent identiques.

On notera : P_{pN_2} = Pression partielle d'azote et T_{N_2} = Tension de l'azote dissout.

Exemple à une pression ambiante de 1 atm, un litre de sang peut dissoudre 12,8ml d'azote ou 8,7ml d'hélium ou 483ml de CO_2 (donnée Bühlmann).

Lorsque le tissu a absorbé la quantité de gaz maximale qu'il est capable de dissoudre, on dit qu'il est saturé (ou à **saturation**).

Dissolution, Ce qu'il faut retenir :

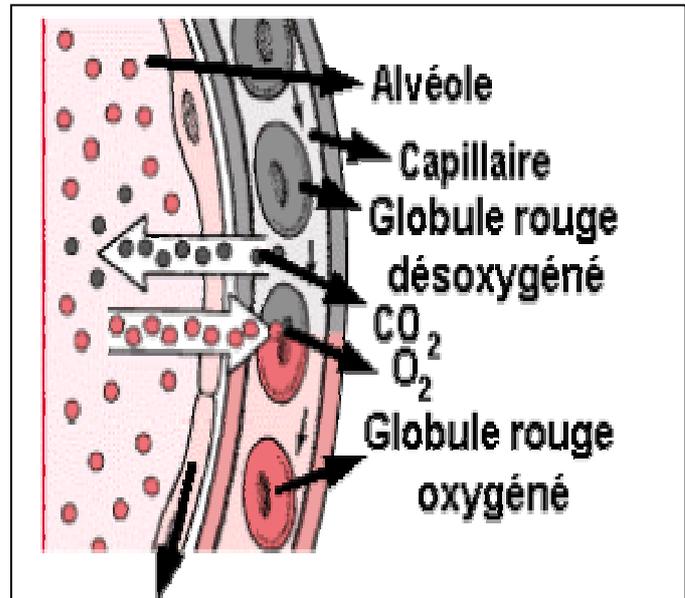
- 1) Pour un gaz donné, la capacité de stockage d'un tissu ne dépend que de la pression ambiante à laquelle est soumis l'organisme (fonction de la profondeur), à ne pas confondre avec la quantité qui sera réellement absorbée et qui, elle, dépend de la Pression partielle de ce gaz.
- 2) Lorsque la capacité maxi est atteinte, on parle de saturation
- 3) A cause de la diffusion, l'absorption et la restitution ne sont pas des phénomènes instantanés.
- 4) **La dissolution est un phénomène réversible.**
 - Si la pression baisse, la capacité de stockage diminue. Les molécules de gaz quittent le tissu par diffusion

Le cas particulier de l'oxygène

Le phénomène de diffusion concerne tous les gaz respirés ; aussi bien l'oxygène que l'azote ou l'hélium. Tous ces gaz vont diffuser au travers des alvéoles pulmonaires pour se retrouver dans le sang artériel. Cependant, l'oxygène présente une particularité qui mérite d'être détaillée.

Le sang contient des molécules spécialisées dans le transport de l'oxygène : l'hémoglobine, une protéine spécialisée du globule rouge capable de stocker de grandes quantités d'oxygène sous forme combinée. Ainsi, la diffusion des gaz respirés entre les alvéoles pulmonaires et le sang artériel va permettre à l'oxygène de se dissoudre dans le sang, comme pour les gaz inertes, mais également de charger l'hémoglobine des globules rouges.

Quand l'O₂ est lié à l'hémoglobine, il n'est plus dissout en solution et il ne contribue plus à la pression partielle (PpO₂) ; c'est la forme combinée.



Schématisme de la diffusion de l'oxygène de l'alvéole pulmonaire dans le capillaire et fixation de celui-ci sur l'hémoglobine

<http://www.cegep-rimouski.qc.ca/dep/biologie/humain/poumons/poumons4.html>

Fonctionnement :

Lorsqu'on respire de l'air à pression atmosphérique :

La PpO_2 de l'air respiré est de 0,209b et celle de l'air alvéolaire vaut environ 0,135b. La différence étant due au CO_2 et à la vapeur d'eau (voir chapitre sur la composition du gaz alvéolaire du modèle Bühlmann).

Ceci signifie que la PpO_2 du sang qui circule dans le capillaire alvéolaire ne peut pas être supérieure à 0,135b. Si toutes les alvéoles du poumon étaient parfaitement ventilées et perfusées, la PpO_2 du sang artériel serait de 0,135b. Cependant, la ventilation et la perfusion des poumons ne sont pas parfaites et chez des individus sains, sous conditions normales, il y a du sang qui traverse les poumons sans participer aux échanges gazeux. La totalité du sang qui traverse les poumons fini par se mélanger dans le cœur gauche. Durant le brassage, le sang « non ventilé » prélève de l'oxygène au sang qui a participé à l'échange gazeux, ce qui provoque une nouvelle baisse de la PpO_2 artérielle (PpO_{2a}) jusqu'à 0,125b. Une PpO_{2a} de 0,125b est une valeur optimale; en réalité, chez des individus en bonne santé, la PpO_{2a} varie entre 0,112b et 0,125b.

La vitesse d'écoulement du sang influe également sur le temps d'échange et donc sur le résultat de la diffusion.

Dans le même temps, la diffusion de l'oxygène charge l'hémoglobine à environ 97%, ce qui donne une quantité d'oxygène transporté d'environ 203ml par litre de sang à comparer aux 3ml par litre de sang de l'oxygène dissout

Pour leurs besoins, les tissus prélèvent environ 45ml d'oxygène par litre de sang. Cette valeur peut d'ailleurs augmenter de façon significative lors d'exercices physiques. Ce prélèvement se fait par diffusion du sang artériel vers les tissus. Or, cette quantité est largement supérieure à la simple quantité d'oxygène dissout et c'est là qu'intervient la dissociation de l'hémoglobine qui va restituer une partie de son chargement pour satisfaire aux besoins de l'organisme et maintenir ainsi une PpO_2 veineuse résiduelle à peu près constante.

En schématisant, on peut dire que l'hémoglobine va lutter contre la baisse de PpO_2 en relâchant de l'oxygène pour combler le prélèvement des tissus.

Lorsqu'on respire de l'air à pression atmosphérique :

Bibliographie : Toutes ces données sont accessibles dans les cours d'anesthésie et, entre autre, sur <http://www.plongeesout.com/articles%20publication/decompression/oxygen%20window%20V01.pdf>

Air Pression 1b	PpO₂ Air respiré	PpO₂ Gaz alvéolaire	PpO₂ artérielle	Hémoglobine artérielle	PpO₂ veineuse
	0,209b	0,135b	0,125b	97%	0,060b
Qte/litre de sang			3ml	203ml	

Lorsqu'on respire de l'oxygène pur à pression atmosphérique :

Oxygène Pression 1b	PpO₂ O₂ respiré	PpO₂ Gaz alvéolaire	PpO₂ artérielle	Hémoglobine artérielle	PpO₂ veineuse
	1b	0,886b	0,658b	100%	0,075b
Qte/litre de sang			16ml	208ml	

Lorsqu'on respire de l'oxygène pur à 1,6b (-6m) :

Oxygène Pression 1b	PpO₂ O₂ respiré	PpO₂ Gaz alvéolaire	PpO₂ artérielle	Hémoglobine artérielle	PpO₂ veineuse
	1,6b	1,486b	1,150b	100%	0,075b
Qte/litre de sang			27,6ml	208ml	

A la lecture de ces tableaux, on s'aperçoit que la PpO₂ veineuse est relativement constante quelque soient les variations importantes de la PpO₂ artérielle.

Ceci signifie qu'on a beau augmenter l'apport d'oxygène (respiration d'oxygène pur ou prise d'oxygène à -6m), la quantité d'oxygène dans les tissus (et dans le sang veineux) est toujours constante.

Tout ça pour quoi ?

Tout ça pour dire qu'avec la profondeur, la quantité de gaz respiré augmente et la quantité des gaz dissout dans le sang artériel augmente donc également.

Mais il n'y a que la quantité des gaz inertes (pressions partielles d'azote ou d'hélium) qui augmente dans les tissus et dans le sang veineux. La pression partielle veineuse (et tissulaire) d'oxygène reste pratiquement constante et indépendante de ce qu'on respire.

C'est pourquoi tous les modèles de décompression ignorent l'oxygène et ne prennent que les gaz inertes en compte pour le calcul du profil de remontée.

Remarque : Il est à noter qu'il faudrait une PpO₂ d'environ 3b pour que l'organisme puisse trouver les 45ml d'O₂ par litre de sang nécessaire au maintien de son métabolisme, sans avoir besoin de puiser dans les réserves de l'hémoglobine. Mais cette valeur est bien au-delà des limites de toxicité de ce gaz.

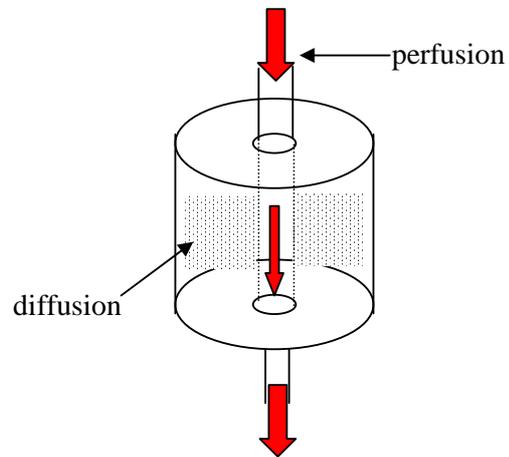
Les modèles Haldaniens

Modèle à perfusion ou modèle à diffusion

Le temps nécessaire à l'acheminement des gaz jusqu'aux tissus va dépendre de la distance que le sang devra parcourir, et la quantité de gaz transportée sera fonction de la plus ou moins grande vascularisation de cet organe.

Lorsque les gaz atteignent enfin les tissus, ils vont les coloniser par diffusion, ce qui prend encore du temps.

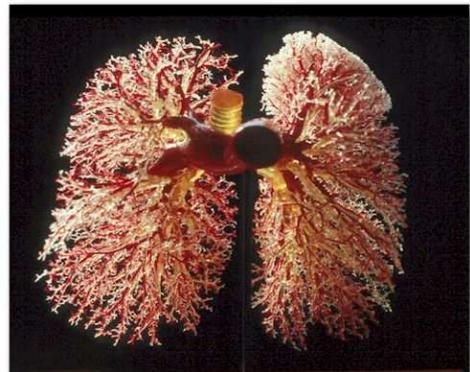
Si le concepteur estime que le temps d'acheminement des gaz est plus important que le temps de diffusion alors on parle de modèle à perfusion car on considère que le transport des gaz par le sang est le caractère limitatif de l'absorption. Dans le cas contraire, on parle de modèle à diffusion.



Le modèle de Haldane est un modèle à Perfusion.

Les molécules d'oxygène et d'azote transitent par les voies respiratoires pour atteindre les poumons, et plus précisément les alvéoles pulmonaires. On suppose que ces molécules de gaz traversent instantanément les parois alvéolaires et capillaires pour se dissoudre dans le sang.

L'équilibre des pressions partielles de l'oxygène et de l'azote est donc présumé immédiat entre les alvéoles et le sang artériel. L'azote va ensuite être transporté par le sang, jusque dans les endroits les plus reculés de notre organisme.



La vérité est qu'entre perfusion et diffusion, on ignore quel est le facteur limitatif. Il est d'ailleurs fort probable que, selon les organes et selon leurs emplacements, c'est tantôt l'un et tantôt l'autre. Aussi a-t-on défini une caractéristique unique qui est en fait l'amalgame des deux phénomènes.

Compartiments et Périodes

Les concepteurs comme Haldane, Workman, Bühlmann, ... ont « échantillonnés » notre organisme. Chaque échantillon (ou compartiment) est une approche mathématique qui modélise les tissus de notre corps qui ont des vitesses d'absorption très proches. En procédant ainsi, l'ensemble des compartiments représente assez bien ce qui se passe dans notre corps tout entier.

Pour caractériser la vitesse d'absorption de chaque compartiment, on lui attribue *une Période*. Cette période est le temps nécessaire pour que le tissu absorbe (ou restitue) la moitié du gaz qui lui manque (ou qu'il a en trop) pour atteindre l'équilibre.

Dans le cadre de la plongée à l'air, 'La force motrice' dépend de : PpN_2 respirée – TN_2 dissout

Calcul de la Tension

Le calcul de la Tension des gaz dissous se fait grâce cette fonction :

$$\text{Tension finale} = \text{Tension initiale} + (\text{Tension à saturation} - \text{Tension initiale}) (1 - 2^{-(t/\text{période})})$$

Dans le cadre de la FFESSM, l'enseignement consiste à expliciter le phénomène de charge/décharge avec un minimum de manipulations mathématiques. C'est pourquoi les périodes d'exposition considérées ne portent que sur des durées correspondant à des périodes entières. Exemple : si on étudie le compartiment dont la période est de 20', on ne considèrera que des durées d'immersion de 20', 40', 60' etc.

Ce qui simplifie la formule et donne les fameux coefficients utilisés dans les exercices « fédéraux » .

Durée (en nombre de période)	$(1 - 2^{-(t/\text{période})})$	coefficient
1	0,50	50%
2	0,75	75%
3	0,875	87,5%
4	0,9375	93,75%

Modélisation de l'organisme, Ce qu'il faut retenir :

- 1. Les Compartiments sont un échantillonnage de notre organisme.**
- 2. Chaque compartiment est caractérisé par sa vitesse d'absorption : la période**
 - Ex : il y a dans notre corps des tissus qui absorbent en 20' la moitié du gaz qui leur manque pour atteindre l'équilibre, ils sont regroupés dans le compartiment C^{20} .
 - Attention : le fait d'absorber la moitié de cette charge en 20' ne signifie pas qu'on absorbera la totalité en 40'.
- 3. La quantité d'azote maxi qu'absorberont les compartiments dépend de la valeur de la PpN_2 inspirée.**

Ex : la Tension d'azote régnant dans un compartiment soumis à une pression d'air de 4b ne pourra pas dépasser la valeur de la PpN_2 inspirée, soit $4b * 80\% = 3,2b$

En plongée :

A la descente, la pression ambiante augmente, ainsi que la PpN_2 respirée. L'azote va diffuser dans le sang et va être transporté jusqu'aux tissus de l'organisme. Ces tissus, modélisés en compartiments, vont se charger en azote, chacun à leur rythme (période).

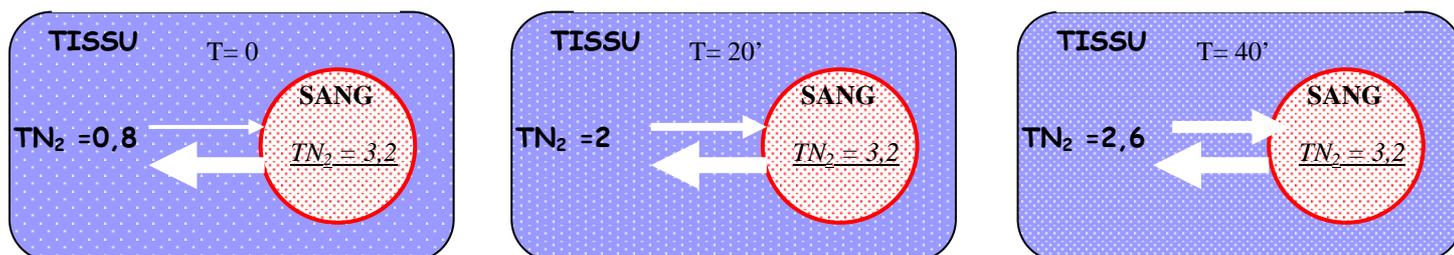
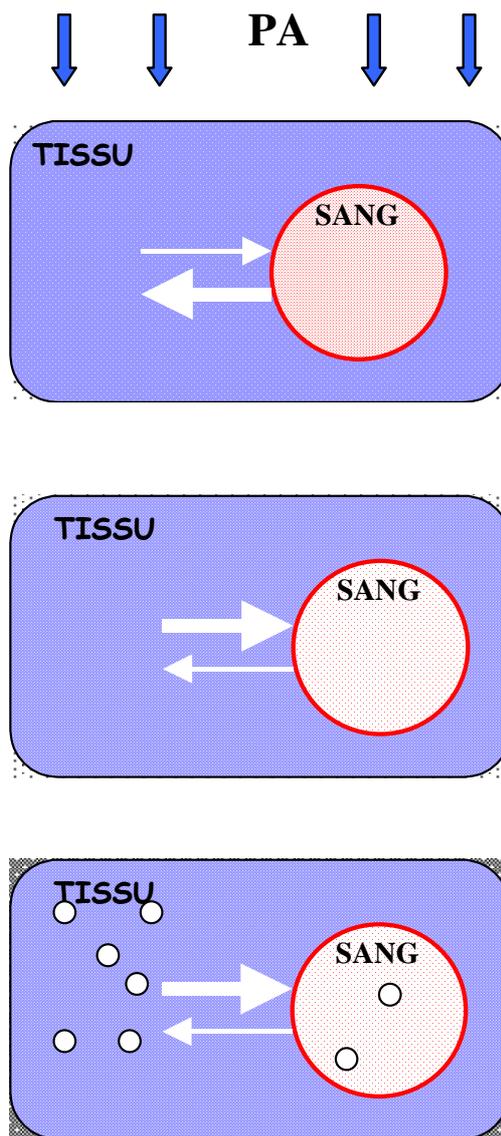
A la remontée :

Lors de la remontée, il se produit le phénomène inverse. La pression ambiante diminue ainsi que la PpN_2 respirée. Maintenant l'azote va diffuser des tissus dans le sang pour être transporté jusqu'aux poumons où il sera évacué par la respiration.

Si la remontée est trop rapide, et donc la diminution de la pression ambiante trop brutale, il se peut que la capacité de stockage diminue beaucoup plus vite que la TN_2 . Les tissus peuvent supporter temporairement un 'sur-stockage', mais si ce sur-stockage est trop important, on atteint un point critique où l'azote ne s'évacue plus suffisamment vite par simple diffusion et des bulles peuvent se former. Ces bulles vont grossir d'autant plus vite que la réduction de pression sera importante.

Non seulement, ces bulles perturbent l'élimination de l'azote, mais elles peuvent également provoquer de graves dommages à notre organisme.

Pour éviter que ce phénomène ne se produise, on va être amené à maintenir la capacité de stockage en interrompant la réduction de pression de temps à autre (les paliers). La pression ambiante (et donc la profondeur) sera maintenue le temps que la diffusion/perfusion aient éliminées suffisamment d'azote (et que la TN_2 ait suffisamment baissé) pour qu'on puisse reprendre la remontée.



Evolution de la Tension de l'azote dissout sur un tissu du compartiment 20' soumis brutalement à une pression de 4b (30m) pendant 40' (2 périodes)

Profils de décompression des modèles Haldaniens

Ces modèles postulent que les pressions alvéolaires et sanguines s'équilibrent instantanément. C'est donc le sang qui transporte les gaz inertes vers les tissus. Plus les tissus seront irrigués et plus l'équilibre des pressions sera vite réalisé (modèle à perfusion). Pour prendre en compte le fait que les tissus ne se chargent (ou ne se déchargent) pas tous à la même vitesse, ces modèles les ont « réparti » en compartiment ; chacun ayant sa vitesse d'absorption (la période)

La décompression est calculée de sorte que la Tension des gaz dissous se rapprochent du maximum autorisé sans jamais le dépasser. Ce qui a pour conséquence d'autoriser la remontée jusqu'au maximum permis. Les paliers seront donc effectués le plus près possible de la surface. On génère une grosse sursaturation puis on tente de la gérer pour qu'elle ne devienne pas pathogène.

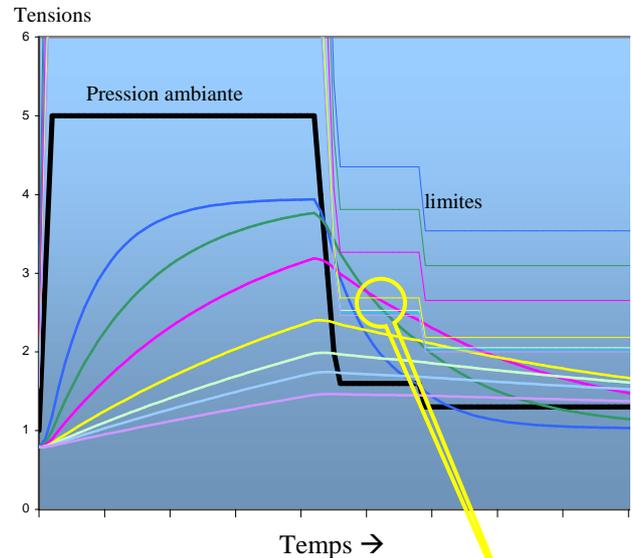
Ces modèles supposent que les gaz inertes seront éliminés par diffusion sans jamais reprendre leur phase gazeuse (à condition que le profil de décompression soit respecté). Donc une bonne décompression est une décompression sans bulle et les bulles sont synonymes d'accident.

Synthèse du modèle Haldanien :

- L'organisme est « découpé » en compartiments
- Pour chaque compartiment, on calcule la charge de gaz au cours de la plongée
- Chaque compartiment possède un seuil calculé sous forme de ratio Tension/PA
- En dessous de ce seuil → pas de bulle
- Si ce seuil est atteint → palier
- Au dessus de ce seuil → bulles → accident

Ces modèles sont l'aboutissement de nombreuses recherches et expériences. Et même s'ils ne sont pas parfaits, ils ont le mérite d'exister et ils donnent habituellement satisfaction.

Cependant, on sait aujourd'hui, qu'une bonne décompression n'est pas uniquement une plongée sans accident. Il existe toute une gamme de symptômes (fatigue excessive, malaises, maux de tête, ...) qui sont des signes de mauvaises décompression sans nécessiter pour autant une intervention médicale.



Ce graphique représente les courbes de charge/décharge de 7 compartiments au cours d'une plongée fictive, ainsi que les valeurs limites de sursaturation associées. Lorsque la courbe d'un des compartiments rejoint sa limite, il y a déclenchement d'un palier.

Réalisations avec le modèle Haldanien :

Le modèle de Haldane comportait 5 compartiments de 5, 10, 20, 40 et 75 minutes et un seuil de sursaturation unique de 2b calculé sur la pression de l'air et pas sur la PpN_2 . L'évolution consistant à ne considérer que l'azote interviendra dans les années 60 suite aux travaux de Robert D. Workman.

Les tables Haldanes ont été diffusées dans le public en 1907 pour la somme de 6 pences. (source « *La grand aventure des hommes sous la mer* » de Claude Riffaud).

Les tables élaborées par Sir John Scott Haldane ont été adoptées par la marine Britannique ainsi que par l'U.S Navy en 1912 et par la majorité des autres Marines Nationales jusque dans les années 1950. Aujourd'hui, elles ne sont plus utilisées, mais elles ont données naissance à une descendance nombreuse.

Exemple :

MN90 utilisée par la Marine Nationale Française et par les plongeurs de la FFESSM

Coefficients MN90 pour 12 compartiments

compartiment	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Période	5	7	10	15	20	30	40	50	60	80	100	120
Ratio critique	2,72	2,54	2,38	2,2	2,04	1,82	1,68	1,61	1,58	1,56	1,55	1,54

Ces tables sont encore un des rares modèles actuels à utiliser des ratios de sursaturation fixes, quelle que soit la pression ambiante. (Tension/Pamb).

Les autres modèles néo-Haldaniens utilisent plutôt des seuils variables qui dépendent de la Pamb, donc de la profondeur (les M_values Workman, Bühlmann, ...).

Le Modèle Bühlmann

Le modèle Bühlmann est un modèle Haldanien, mais il mérite une analyse particulière car il apporte plusieurs améliorations notables et il a été introduit dans bon nombre de nos ordinateurs de plongée.

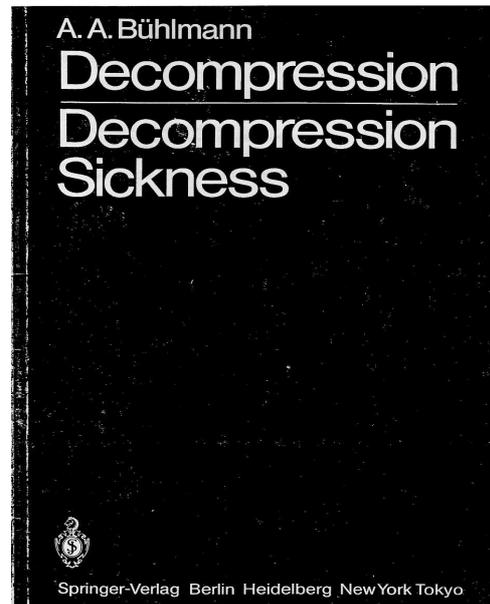
Le professeur Albert A. Bühlmann entreprit ses recherches sur la décompression en 1959 dans le laboratoire de physiologie hyperbarique de l'hôpital universitaire de Zurich en Suisse. Bühlmann poursuivit ses recherches pendant plus de 30 ans et apporta nombre de contributions dans le domaine de la décompression. En 1983 il publia la première édition (en allemand) de son fameux livre intitulé « Décompression – maladie de la décompression ». Une traduction en anglais de ce livre fut publiée en 1984. L'ouvrage de Bühlmann fut la première référence quasi complète traitant des calculs de décompression, accessible à un large public de plongeurs. Ceci eut pour conséquence que l'algorithme Bühlmann devint la référence mondiale utilisée par la plupart des ordinateurs de plongée et des logiciels de plongée « maison ».

Trois autres éditions de l'ouvrage furent publiées en allemand en 1990, 1993 et 1995 sous le nom Tauchmedizin.

Il fut le premier à concevoir une plongée à -300m. Cette plongée d'Hannes Keller fut à la fois un succès par la consécration des prévisions et un drame par l'accident mortel dont fut victime Peter Small l'un des 2 intervenants suite à un problème technique d'alimentation en gaz. Chris Whittaker, un plongeur d'assistance devait également décéder lors de cette plongée.

Ses travaux aboutirent sur plusieurs réalisations concrètes ;

- Des tables de plongée à l'air
- Des tables de plongée au nitrox
- Des tables de plongée en altitude
- Des coefficients permettant le calcul de la décompression de plongées au trimix et à l'héliox
- Un modèle mathématique utilisable pour la réalisation d'algorithmes implantés dans des ordinateurs de plongée ou dans des logiciels paramétrables



Bien que très sobre, la couverture de cet ouvrage a le mérite d'indiquer clairement l'orthographe du Professeur. On voit tellement de versions fantaisistes ...



Hannes Keller lors d'une plongée à 300m en caisson Toulon, 25 avril 1961 – Marine Nationale

Gaz alvéolaire

Nous avons vu que le calcul de charge des compartiments fait intervenir la pression partielle du gaz inerte respirée (pour l'air : 79% de la pression ambiante).

Or, Le Pr Bühlmann, dans « *Dekompression – Dekompressionskrankheit, Springer-Verlag Berlin Heidelberg NewYork Tokyo 1983* », précise qu'il faut **tenir compte de la composition du gaz alvéolaire et non de la composition du gaz inhalé.**

Le gaz alvéolaire est un brassage des gaz inspirés et expirés. C'est pourquoi sa composition est différente de celle du gaz inspiré. Elle contient de la vapeur d'eau et du CO₂ pour une pression partielle d'environ 0,115b, selon le quotient respiratoire (rapport du CO₂ produit sur l'oxygène consommé).

Attention : cette valeur de 0,115b est constante, quelle que soit la pression ambiante (profondeur).

Ainsi, à pression atmosphérique, la composition moyenne du gaz alvéolaire est :

PpO₂ : 0,148b

PpN₂ : $0,79 * (1,013 - 0,063) = 0,75b$ soit 6% d'écart comparé aux 0,79b.

Cette différence de 6% peut paraître minime mais elle s'accroît avec la diminution de la pression ambiante (avec l'altitude).

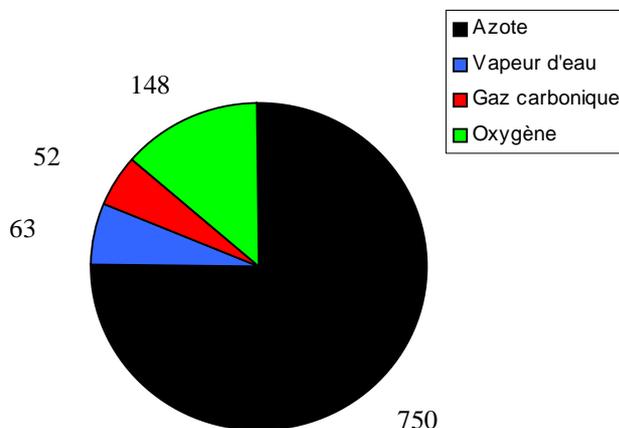
Ex : pour une pression ambiante de 0,78b (en altitude)

PpO₂ : $0,21 * (0,78 - 0,063) - 0,052 = 0,10b$

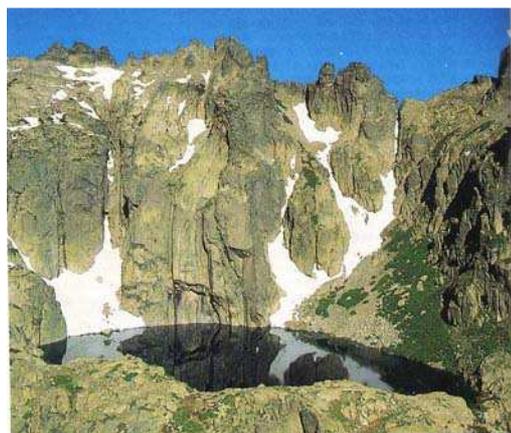
PpN₂ : $0,79 * (0,78 - 0,063) = 0,566$ soit 8,1% d'écart

Si on ne tient pas compte de la pression de la vapeur d'eau, on va calculer une pression partielle plus élevée pour l'O₂, N₂, He, etc. En recherche expérimentale sur la décompression, si on ne tient pas compte des éléments de la physiologie respiratoire, le strict calcul de la pression partielle des gaz respirés, donne pour la surpression acceptable des gaz inertes, un résultat plus élevé qu'il ne devrait.

La prise en compte du gaz alvéolaire entraîne des modifications sensibles sur les profils de décompression, surtout lors de plongée en altitude.



pressions partielles exprimées en millibar

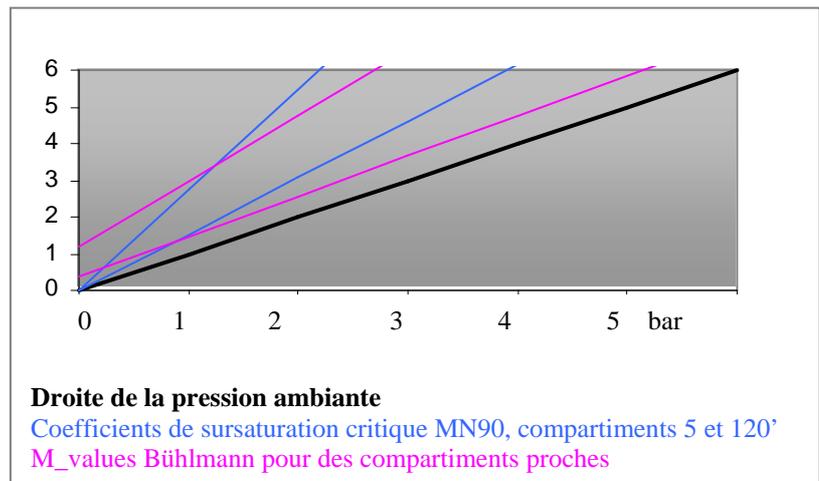


Les M values

Le terme « M_value » fut employé par Robert Workman dans le milieu des années 60 alors qu'il effectuait des recherches sur la décompression pour le compte de la NEDU (US Navy Experimental Diving Unit). Workman était docteur avec le rang de capitaine dans le corps médical de l' U.S Navy.

Le «M » de M_value signifie Maximum. Pour une pression ambiante donnée, une M_value est définie comme étant la tension maximale qu'un compartiment (tissu) hypothétique peut supporter sans présenter de symptôme de la maladie de la décompression. Les M_values représentent la limite de l'écart toléré entre la tension du gaz inerte et la pression ambiante, et ce, pour chaque compartiment. En d'autres termes, les M_values sont « des limites de surpression tolérée », « tension critique », « limite de sur-saturation ». Le terme M_value est communément utilisé par les concepteurs de logiciel de décompression.

Bühlmann publia deux jeux de M_values qui sont devenus très populaires chez les plongeurs ; le jeu ZH-L12 publié dans l'ouvrage de 1983, et le(s) jeu(x) ZH-L16 publié dans celui de 1990 et suivants. Dans ces désignations, le 'ZH' signifie 'Zurich' (pour la ville où il habitait), le 'L' signifie 'Limite' et les '12' ou '16' représentent le nombre de couples de coefficients établis pour le tableau des compartiments de



chaque période, pour l'hélium et l'azote. Le jeu ZH-L12 possède douze paires de coefficient pour 16 compartiments de période différente et ces M_values furent déterminées de façon empiriques (d'après ce qu'on en sait aujourd'hui). Le jeu ZH-L16A possède seize paires de coefficients pour seize compartiments de période distinctes et ces M_values furent déduites mathématiquement à partir des périodes et à partir de la solubilité et des tolérances en

La droite des pressions ambiantes

Sur le graphe des pressions, la droite des pressions ambiantes est de première importance. Passant par l'origine, elle a une pente de 1,0 et représente simplement l'ensemble des points dont la charge des compartiments en gaz inerte, est égale à la pression ambiante. Ceci est très important car, quand la valeur du compartiment en charge de gaz, passe au dessus de la droite des pressions ambiantes, il se créer un écart de surpression. Une droite de M_value représente la limite établie pour un écart de surpression admissible, au dessus de la droite des pressions ambiantes.

sursaturation des gaz inertes. Le jeu ZH-L16A de l'azote est divisé en deux sous-jeux B et C car on a défini de façon empirique que le jeu A, qui avait été déduit mathématiquement, n'était pas suffisamment contraignant pour les compartiments moyens.

La variante B (légèrement plus conservatrice) est préconisée pour le calcul de table, tandis que la variante C (encore un peu plus conservatrice) est préconisée pour l'utilisation des ordinateurs de plongée qui calculent en temps réel.

En résumé : au lieu d'utiliser des seuils critiques par compartiments, exprimés sous forme de ratios fixes Tension/Pamb, la M_value est une valeur spécifique à chaque Pamb (profondeur). Lorsqu'on place ces valeurs limites sur un graphe des pressions, on s'aperçoit, que pour un compartiment donné, elles sont alignées. Aussi, au lieu de les représenter sous forme d'un tableau, il est plus facile de les représenter sous la forme d'une équation de droite caractérisée par :

- La pente de la droite ($y = ax + b$) avec « a » = (coeff Bühlmann $\frac{1}{b}$)
- Le point d'intersection avec la pression absolue 0b ($y = ax + b$) avec « b » = (coeff Bühlmann a)

Ainsi, pour une pression (profondeur) donnée, on calcule le seuil de sursaturation tolérable :

- Seuil = Pamb * (1/coeff.b) + coeff.a
ex : Cpt n°4 pour l'azote à -3m (table A) : Seuil = 1,3 * (1/0,7825) + 0,7562 = 2,64b
- On vérifie ensuite que $TN_2 < \text{Seuil}$

Coefficients Bühlmann (Compartiments et M_values pour l'azote et l'hélium)

Buhlmann ZH-L16 M-values hélium (1990)				Buhlmann ZH-L16 M-values azote (1990)					
Cpt N°	Per. min	Coeff a	Coeff b	Cpt N°	Per. min	A Coeff a bar	B Coeff a bar	C Coeff a bar	Coeff b
1	1,51		0,4245	1	4,0	1,2599	1,2599	1,2599	0,5240
1b	1,88	1,6189	0,4770	1b	5,0	1,1696	1,1696	1,1696	0,5578
2	3,02	1,3830	0,5747	2	8,0	1,0000	1,0000	1,0000	0,6514
3	4,72	1,1919	0,6527	3	12,5	0,8618	0,8618	0,8618	0,7222
4	6,99	1,0458	0,7223	4	18,5	0,7562	0,7562	0,7562	0,7825
5	10,21	0,9220	0,7582	5	27,0	0,6667	0,6667	0,6491	0,8126
6	14,48	0,8205	0,7957	6	38,3	0,5600	0,5505	0,5316	0,8434
7	20,53	0,7305	0,8279	7	54,3	0,4947	0,4858	0,4681	0,8693
8	29,11	0,6502	0,8553	8	77,0	0,4500	0,4443	0,4301	0,8910
9	41,20	0,5950	0,8757	9	109	0,4187	0,4187	0,4049	0,9092
10	55,19	0,5545	0,8903	10	146	0,3798	0,3798	0,3719	0,9222
11	70,69	0,5333	0,8997	11	187	0,3497	0,3497	0,3447	0,9319
12	90,34	0,5189	0,9073	12	239	0,3223	0,3223	0,3176	0,9403
13	115,29	0,5181	0,9122	13	305	0,2850	0,2828	0,2828	0,9477
14	147,42	0,5176	0,9171	14	390	0,2737	0,2737	0,2716	0,9544
15	188,24	0,5172	0,9217	15	498	0,2523	0,2523	0,2523	0,9602
16	240,03	0,5119	0,9267	16	635	0,2327	0,2327	0,2327	0,9653

L'hélium et les plongées profondes

Un autre apport essentiel du Pr Bühlmann concerne l'utilisation de l'hélium pour les plongées profondes. Contrairement à la rumeur populaire, l'essentiel des travaux pratiques du Professeur a concerné l'étude de la décompression pour les plongées au trimix et à l'héliox. Dans ce domaine, ses apports ont été décisifs. La publication des coefficients pour l'hélium ont souvent été repris.

On remarquera que les périodes des compartiments pour l'hélium et pour l'azote, sont dans un rapport 2,65. (ex= cpt n°1 pour l'He = 1,51, et pour N₂ = 4). Ce chiffre correspond au rapport des racines carrées des masses molaires de l'He et de N₂ (racine de 28 / racine de 4). Ceci correspond au fait que la vitesse de diffusion d'un gaz dépend de la masse molaire de ce gaz (taille de la molécule). On s'éloigne du modèle à perfusion ...

Réalisations sur modèle Bühlmann

Tables air, Nitrox et altitude Bühlmann

Ordinateurs Aladin de Uwatec (avec modèle ZH-L8ADT).
Le ADT (pour adaptative) permet de durcir la
décompression lors de certains évènements « à risque » :
remontée rapide, froid, etc.

Logiciel multigaz de calcul de la décompression : Zplan,
Decoplanner, ...



D'autres variantes pour d'autres réalisations

Nous venons de détailler le modèle original de Sir John Scott Haldane et les évolutions apportées par celui du Pr Albert A. Bühlmann.

Maintenant, nous allons rapidement passer en revue quelques variantes.

Il faut bien comprendre que les modèles Haldanien se caractérisent par :

- un calcul de la charge/décharge de gaz par compartiment
- un calcul de seuil tolérable lors de la décompression, basé sur un ratio Tension/Pamb fixe ou sur une valeur variable selon la profondeur : M_values

Pour les concepteurs, il est donc facile de jouer sur ces paramètres pour adapter le modèle à ses convictions ou aux résultats d'expériences.

- On peut affiner en jouant sur le nombre de compartiments :
Aladin = ZHL8ADT = 8 compartiments
MN90 = 12 compartiments
Bühlmann ZHL16 = 16 compartiments
Logiciel Abyss = 32 compartiments
- On peut modifier la période de chaque compartiment et pour chaque gaz (workman, Spencer, Bühlmann, Hamilton, etc.)
- On peut présumer que la vitesse de décharge est plus lente que la vitesse de charge
Modèle asymétrique : Abyss, Spencer)
- on peut modifier les ratios critiques (ou M_values) suite à des études doppler
modèle DCIEM (montre Citizen), modèle Spencer (ordinateurs Suunto)
- on peut imposer des paliers profonds :
Pyle stop, paliers arbitraires entre Pamb et 1er palier Haldanien, ordinateur VR3 de DeltaP. (*voir chapitre suivant*)
- on peut laisser l'utilisateur paramétrer les coefficients servant aux calculs des M_values (GF de decoplanner ou décompression intégrée dans les ordinateurs des nouveaux recycleur Inspiration et Evolution d' Ambient Pressure Diving) (*voir chapitre suivant*)

Les paliers profonds sur les modèles Haldaniens

Les paliers « Pyle stops »

Le biologiste marin Richard Pyle est un pionnier. Il découvre par hasard tout le bénéfice des paliers profonds lorsqu'il collectait des spécimens ichthyologiques (Pyle 1999a).

‘.. c'est donc évident...ma méthode empirique des paliers profonds a plus à voir avec la physiologie des poissons que ... celle des humains.... La première fois que j'ai remarqué les bénéfices évidents sur la plongée fut lorsque j'ai du m'arrêter en profondeur pour chasser le gaz des vessies natatoires des poissons. Suite à cette observation, je recommençais ces arrêts lors de mes plongées même lorsque je ne collectais pas de poisson...’

Cette technique d'ajout de paliers profonds a été implémentée dans certains logiciels de plongée comme Zplan, ainsi que dans certains ordinateurs immergeables comme le D9 de Suunto ou le VR3 de DeltaP.

La technique consiste à ajouter un ou plusieurs paliers arbitraires de 1 ou 2 minutes à mi-chemin entre la profondeur max atteinte et la profondeur du 1^{er} palier « traditionnel ». Lorsque ce palier est terminé, le modèle en ajoute un second à mi-chemin du prochain « vrai palier » et ainsi de suite jusqu'à ce qu'on rattrape les paliers calculés.

Il est évident que ces paliers supplémentaires profonds allongent considérablement la durée totale de la décompression car les algorithmes prennent en compte la durée supplémentaire passée aux Pyle stops.

Il s'agit bien d'une modification du modèle Haldanien.

Modification de la courbe de remontée : Les Facteurs de gradient (Gf)

En 1998, Erik Baker faisait paraître dans la revue « Immersed » un article sur une méthode de palier profond. Reprenant les constatations de Richard Pyle, il analyse les processus et publie une méthode mathématiques permettant, sur un modèle Haldanien, de paramétrer le pourcentage de sursaturation que le plongeur souhaite s'autoriser.

Le principe est le suivant :

L'utilisateur choisit le pourcentage de sursaturation qu'il s'autorise au fond (Gf low) et en surface (Gf high). Ces deux chiffres représentent un pourcentage par rapport à la valeur maxi que représente la M_value d'origine définie par le concepteur. Il

s'agit donc d'une méthode de conservatisme qui ne peut aller que dans le sens d'un allongement, et d'une modification du profil, de décompression.

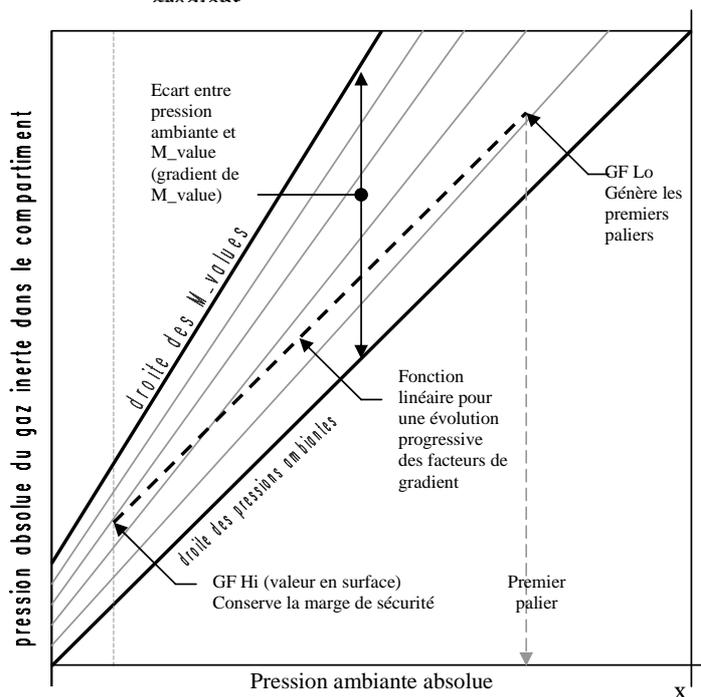
Cette réduction sera appliquée aux M_values de tous les compartiments, en l'occurrence, aux 16 compartiments du modèle Bühlmann car il n'y a que sur ce modèle que cette méthode a été implémentée.

Plus on diminue la valeur du Gf low, plus on diminue la sursaturation qu'on s'autorise dans la zone profonde, ce qui aura pour conséquence de provoquer prématurément l'apparition de palier, ce qu'on appelle « forcer des paliers profonds ».

Plus on diminue la valeur du Gf high, plus on diminue la sursaturation qu'on s'autorise en sortant de l'eau, ce qui aura pour conséquence d'allonger les paliers proches de la surface.

Entre les deux, la mécanique effectue un lissage pour passer progressivement du pourcentage fond au pourcentage surface.

Graphe des pressions : Facteurs de gradient



Dit d'une autre manière, cette méthode revient à **redessiner la droite des M_values selon ses propres sensibilités**. La marge de manœuvre va de « 0%, 0% » (il n'y a pas de décompression possible en deçà de cette valeur) qui représente la droite des pressions ambiantes, à « 100%, 100% » qui correspond aux valeurs du modèle d'origine.

Cette modification du modèle Bühlmann a été implantée dans le logiciel Decoplanner ainsi que dans l'électronique Vision des recycleurs Inspiration et Evolution de la société Ambient Pressure Diving.



ordinateur embarqué sur le recycleur Evolution

Il faut reconnaître que ces technique de paliers profonds ont été créés pour s'appliquer à des plongées profondes aux mélanges. Ses bienfaits semblent faire l'unanimité dans la communauté des plongeurs « profonds », mais il serait hasardeux d'en déduire qu'elle peut être également bénéfique pour des plongées traditionnelles à l'air.

Decompression Planner - [Mission: 1 Dive: 1]

File Options Dive Tools Graph Window Help

Depth Plan (Metres) Clear Deco Gas Clear Gas Plan Clear

Depth	Time	O2	He	PPD2	Ceil	Depth	O2	He	Size	O2	He	MDD	Res	Litres	BAR
30	2	40	0	1.61		<= 6	100		20	40	0	25.00	50	304	65
75	15	15	80	1.28	45	<= 21	50	0	3	15	80	83.33	50	4227	1459
									3	50	0	18.00	50	1044	398
									3	100	0	4.00	50	1034	395

Dive Plan: ZHL16B Safety: OFF Descent: Immediate

Depth	Time	O2%	He%	Start	End	PPD2	Gas	Gas Regd	GF%	MVal%	CNS%	OTU's
30	2	40	0	0	2	1.61	19	304	0	17	4	3.81
75	15	15	80	4	18	1.28	19	2907	0	17	12	26.37
45	1	15	80	22	22	0.83	19	104	30	70	13	29.88
42	1	15	80	22	23	0.78	19	99	37	72	13	30.49
39	1	15	80	23	24	0.74	19	93	41	75	13	31.02
36	2	15	80	24	26	0.69	19	175	45	77	14	31.90
33	2	15	80	26	28	0.65	19	163	48	77	14	32.60
30	2	15	80	28	30	0.60	19	152	52	80	14	33.11
27	3	15	80	30	33	0.56	19	211	56	82	15	33.56
24	5	15	80	33	38	0.51	19	323	59	84	15	33.69
21	2	50	0	38	40	1.56	19	118	63	86	17	36.81
18	3	50	0	40	43	1.41	19	160	67	87	19	41.69
15	4	50	0	43	47	1.26	19	190	70	89	21	47.26
12	6	50	0	47	53	1.11	19	251	74	89	24	54.21
9	9	50	0	53	62	0.96	19	325	78	91	26	62.39
6	33	100	0	62	95	1.61	19	1034	81	92	91	125.33
0					96				85	94		

Paramétrage des Gf

Dive Time: 96 mins Deco Time: 74 mins Max Stop Depth: 57 GF Lo%: 30 GF Hi%: 85

Plan Dive No Deco Gas Range Plan Graphs Analyse Next Dive

Le modèle VPM

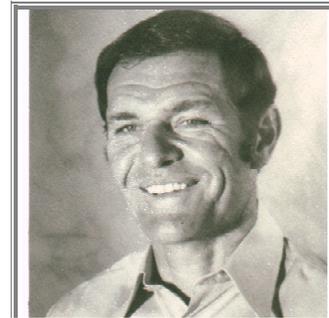
Varying Permeability Model
(ou Modèle à Perméabilité Variable)

Une alternative aux modèles Haldaniens

Il est toujours difficile de citer les auteurs ayant contribué à une découverte ou à l'élaboration d'une méthode ou processus. A ce petit jeu, on risque d'en oublier et de vexer les absents. De plus, les découvertes sont souvent l'aboutissement de travaux dispersés sur lesquels s'est appuyée l'équipe qui a aboutie.

On peut cependant attribuer VPM aux chercheurs de l'Université de Hawaï qui, dans les années 70 et 80 ont jetés les bases actuelles du VPM ou « Tiny bubble model » modèle de la bulle minuscule. Par ses recherches sur la gélatine et sur des animaux, David E. Yount a largement contribué à ces travaux qui ont été repris et modélisés par Bruce Wienke en 1991 pour donner le modèle RGBM implanté dans certains algorithmes du marché.

En 1999 et 2000, Une poignée de passionnés (Eric Maiken, Erik Baker, ...) connus sous le nom de « decompression mailing list » ont eu le privilège de collaborer avec le fondateur de VPM pour produire des codes et algorithmes ouverts à tous. Espérons que la tradition du code libre perdurera au travers du plus grand nombre.



David E. Yount
Department of Physics and
Astronomy
University of Hawaii

le principal acteur de ces travaux est malheureusement décédé le 27 avril 2000 au moment où ses recherches fondamentales aboutissaient pour donner les outils VPM présentés dans cet article.

Conçu Outre Atlantique il y a plusieurs années, le modèle de décompression VPM nous arrive sous une forme aboutie qui permet aujourd'hui de planifier une décompression pour différents types de plongée : plongées à l'air ou multi-gaz, plongées successives, plongées en altitude, plongées en circuit ouvert, semi-fermé ou fermé.

C'est une rupture importante avec les modèles Haldaniens dans la mesure où les critères limites de remontée ne s'appuient plus sur des ratio de sursaturation entre Tension des tissus et pression ambiante, mais sur des volumes gazeux tolérables par l'organisme. On ne nie plus l'existence des bulles, au contraire, on les étudie, on les quantifie et on les qualifie à travers leur rayon afin de prédire des profils de remontée plus surs et plus proches de la physiologie humaine.

Cependant, au travers d'une théorie simple représentée par seulement quatre paramètres, se cache une réalité mathématique complexe afin d'aboutir à la modélisation qui permet de calculer un profil de remontée. Nous sommes loin de la simple équation exponentielle de charge/décharge des gaz (bien que celle-ci soit toujours utilisée) et on renverra le lecteur passionné par le calcul différentiel/intégral aux textes détaillés originaux.
<ftp://ftp.decompression.org/pub/> répertoire Baker

Principe de VPM

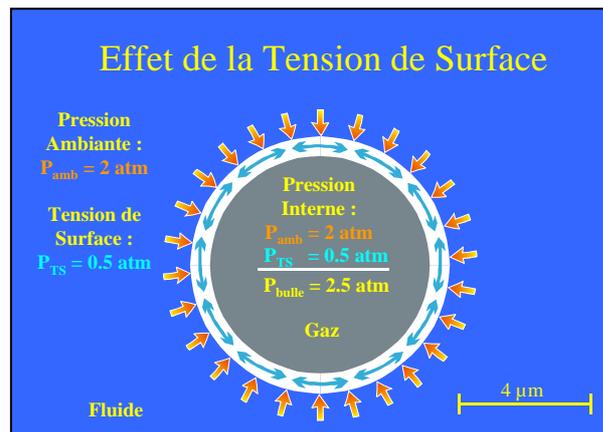
Par Dan Reinders (EASYVPM-2)

<ftp://ftp.decompression.org/pub/Reinders/>

ou, en français :

<http://www.plongeesout.com/articles%20publication/decompression/VPM%20facile%20V01.ppt>

Une présentation claire et didactique du fonctionnement d'un noyau VPM



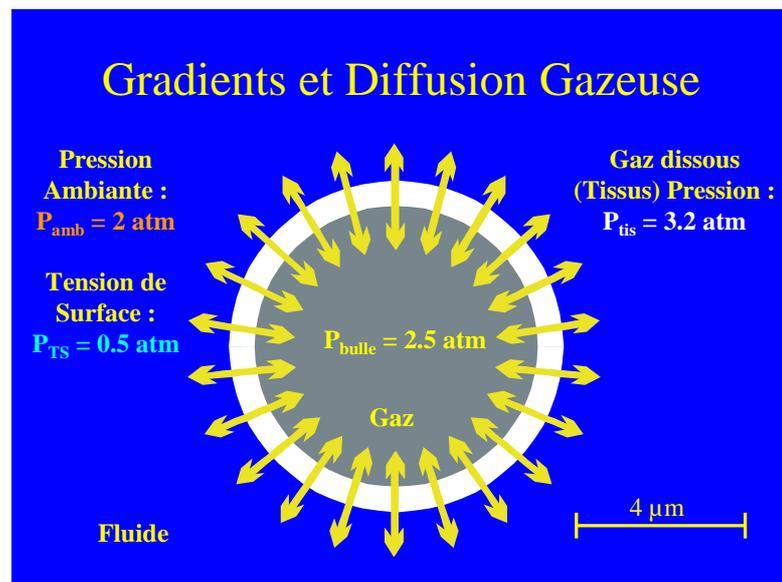
Résumé

- Le modèle prédit que tout être humain possède un capital initial de micro-noyaux. La distribution de ces noyaux est exponentielle dans tous nos tissus, quel que soit le compartiment considéré : beaucoup de petits noyaux et quelques gros.
- Au cours de son immersion, le plongeur va subir les effets des variations de pression et les micro-noyaux vont évoluer (grossir ou rétrécir) en fonction des valeurs de tension des gaz dissous et de la pression ambiante (effet Boyle/Mariotte + diffusion gazeuse). La cinétique d'une bulle fait également entrer des notions de tension de surface et de tension de réduction qui complexifient grandement l'évolution du noyau gazeux.
- Les expériences ont montrées que l'organisme était capable de supporter indéfiniment un certain nombre de bulles ou bien un nombre de bulles plus important mais pendant un temps limité. Nous aurons donc deux manières de calculer selon le paramètre choisi ; Il faut noter que pour des plongées de durée moyenne à longue, les deux façons de calculer mènent au même résultat.
- Le modèle VPM va chercher à calculer le nombre maxi de bulles « saines » que l'organisme peut tolérer indéfiniment. Mais on ne connaît pas le nombre de noyaux présents, aussi, le modèle VPM va contourner le problème en établissant un lien entre le nombre de bulles (et donc le volume gazeux) et le diamètre minimum des noyaux qui seront excités par une sursaturation donnée. En effet, pour provoquer la croissance d'un noyau, il faut lui appliquer une sursaturation minimale. En dessous de cette valeur, le noyau ne sera pas excité. Connaissant la distribution des noyaux en fonction de leur taille, on en déduit « le nombre de noyaux excités » et donc le volume gazeux dégagé.

- Les paramètres nécessaires aux calculs :
 - calcul traditionnel de la tension des gaz dissous (comme dans les modèles Haldaniens)
 - r_0 : le rayon minimal des bulles qui seront activées
 - γ : gamma, la tension de surface du noyau gazeux.
 - γ_c : la tension de réduction du noyau
 - λ : le volume *de bulles maxi tolérable*
 - T : le temps de régénération des noyaux (2 semaines environ)
 - Le profil de la plongée (vitesse de descente et de remontée, profondeurs atteintes, temps, gaz respirés, ...)

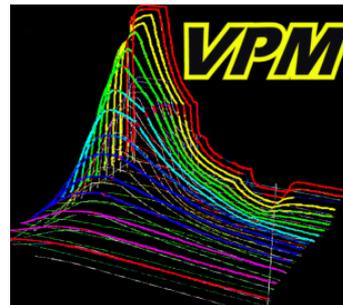
Avec ces éléments, VPM va traquer le rayon critique des noyaux tout au long de la plongée. Au cours de la descente, il va calculer la réduction du noyau initial du à la vitesse de compression, et au cours de la remontée, il va moduler le gradient limite de sursaturation pour que des noyaux de rayon inférieur au rayon critique ne soient pas excités. Pour les plongées courtes, VPM acceptera que ce rayon critique soit dépassé à condition que ce soit pendant un laps de temps

restreint qui ne permette pas un dépassement du volume critique. Le gradient est la différence entre la tension des gaz dissous et la pression ambiante.



Comparaison Haldane/VPM

Par Eric Maiken 1999 (The VPM Algorithm)



Comparaison de VPM sur des procédures de décompression conventionnelles.

Une des différences majeures entre VPM et les algorithmes de sursaturation standards est que le programme de bulle utilise une procédure itérative pour calculer le planning de décompression. A chaque étape de l'itération, on calcule un nouveau planning de décompression. Le temps total de décompression est ré-introduit dans les calculs pour ajuster les gradients critiques, et un nouveau planning moins contraignant est produit. peut-être devrait-on appeler cette technique le 'IGBM' - the increase gradient bubble model (modèle à bulle avec augmentation du gradient). On répète ce processus jusqu'à ce que les temps de décompression convergent vers ce qui est supposé correspondre à la formation maximale tolérable de gaz libre. Pour une plongée courte, le résultat du premier et du dernier planning sont très différent. Ceci provient de la contribution de l'amplitude du gradient de grossissement +G et du temps pendant lequel ce gradient agit pour faire grossir la bulle. A la suite d'une plongée brève, les tissus vont rapidement dégazer dans la circulation. Et comme le temps où le gradient agit est court, c'est pourquoi on peut augmenter l'amplitude de G en autorisant des paliers plus courts et moins profonds.

Les tables VPM appréhendent la charge et décharge des gaz inertes dans les tissus de la même manière que le font les calculs néo-Haldaniens. On se base sur des compartiments parallèles aux périodes exponentielles s'étalant de quelques minutes à plusieurs heures pour modéliser l'absorption et l'élimination des gaz inertes par l'organisme. Dans tous mes programmes, la charge et décharge sont considérées comme étant symétriques. La divergence entre VPM et les calculs conventionnels est dans la façon dont la remontée du plongeur est contrôlée. Plutôt que de s'appuyer sur un ratio, ou différence, de pressions maxi entre les gaz dissous dans les tissus et la pression ambiante (sursaturation), les remontées sont limitées en contrôlant le volume de gaz produit dans le corps à cause des inévitables formations de bulles. Tant que ce volume est maintenu en dessous d'un certain « volume critique », on présume que l'organisme du plongeur a la faculté de tolérer les bulles. Si le volume des bulles excède le volume critique, le plongeur risque d'avoir des lésions douloureuses ou pire encore. Le volume gazeux des bulles est fonction du produit : (nombre de bulles) x (Gradient) x (temps de croissance). Le nombre de bulles sujettes à grossir est déterminé par la compression maximale rencontrée au cours de la plongée. Cette pression de Réduction est fonction de la plus grande profondeur atteinte au cours de la plongée ainsi que de la vitesse de descente et du mélange utilisé. Tous les programmes de ce site établissent un lien direct entre $P_{réduction}$ et la profondeur max. Les Gradients et les temps de croissance sont contrôlés par le planning de remontée, la surface étant explicitement considérée comme étant le dernier palier de décompression.

Au lieu d'utiliser un dizaine ou une centaine de paramètres arbitraires pour générer un profil de remontée, le principal résultat de VPM est d'avoir remplacé les matrices de M_values (coeff a et b) qui servent à limiter la remontée, par seulement quatre constantes correspondant à des quantités physiques et physiologiques mesurables.

Analyses

- ***Paliers plus profonds***
Un profil calculé avec VPM impose les premiers paliers à une profondeur beaucoup plus importante qu'avec les modèles Haldaniens traditionnels.
- ***Déco plus courte***
Pour des plongées de faible durée, la durée totale de décompression est plus longue, mais le phénomène s'inverse rapidement dès que le temps de plongée devient significatif.
- ***Si palier oxy, paliers précédents plus courts***
Une des conséquences de ce modèle, lorsqu'on utilise de l'oxygène au palier de -6m, est de raccourcir également les paliers précédents.
- ***Importance de la descente et prof max (crushing pression ou pression de réduction)***
Le profil de descente affecte la valeur du gradient critique. En effet, le modèle postule qu'au cours de la compression, plus la différence entre la tension des gaz dissous et la pression ambiante sera importante, plus la réduction des noyaux de départ sera importante (Mariotte, mais surtout diffusion des gaz de la bulle vers les tissus) d'où un rétrécissement du noyaux favorable au plongeur. Plus on descend vite, meilleur c'est (il y a sans doute des limites !) En tout cas cela explique pourquoi il vaut mieux effectuer la partie la plus profonde de la plongée en premier.
- ***Explication du délai d'apparition des symptômes.***
Une partie du délai est due au processus physiologique de la MDD et aux différentes réactions de l'organisme qui s'enclenchent. Mais une autre partie du délai est due aux vitesses de diffusion qui interviennent au niveau de la bulle après un dépassement de sursaturation critique.
- ***Pas d'effort avant, pendant et après la plongée.***
Tout effort musculaire provoque la création de nouveaux micro-noyaux qui viennent perturber le pronostic des modèles. (ces nouveaux micro-noyaux n'étant pas pris en compte).
- ***Pourquoi les tissus courts supportent des sursaturations plus élevées.***
La sursaturation provoque la croissance des bulles, mais les tissus courts éliminent rapidement les gaz inertes (la tension chute rapidement) et les bulles n'auront pas le temps de grossir suffisamment longtemps pour devenir pathogènes, ce qui n'est pas le cas dans les tissus lents.

Le modèle RGBM

Le modèle RGBM, développé aux débuts des années 1990 par Bruce Wienke, tire également ses sources des théories VPM.

Cependant, ce modèle ayant été commercialisé, il est plus difficile d'obtenir des détails permettant de comprendre les différences de ce modèle avec VPM.

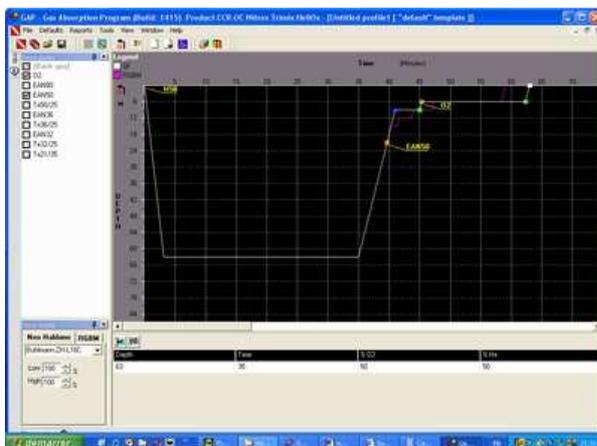
D'après des messages récents publiés par B. Wienke, il semblerait que le modèle RGBM ait récemment évolué en se désolidarisant de plus en plus du modèle à bulle « gélatine ».

Cet algorithme a été partiellement introduit dans certains ordinateurs de décompression immergeables (Suunto, Mares)

Le modèle RGBM a également été implémenté dans sa totalité dans l'ordinateur immergeable multigaz HS-explorer et dans le logiciel GAP.



HydroSpace Engineering, Inc.

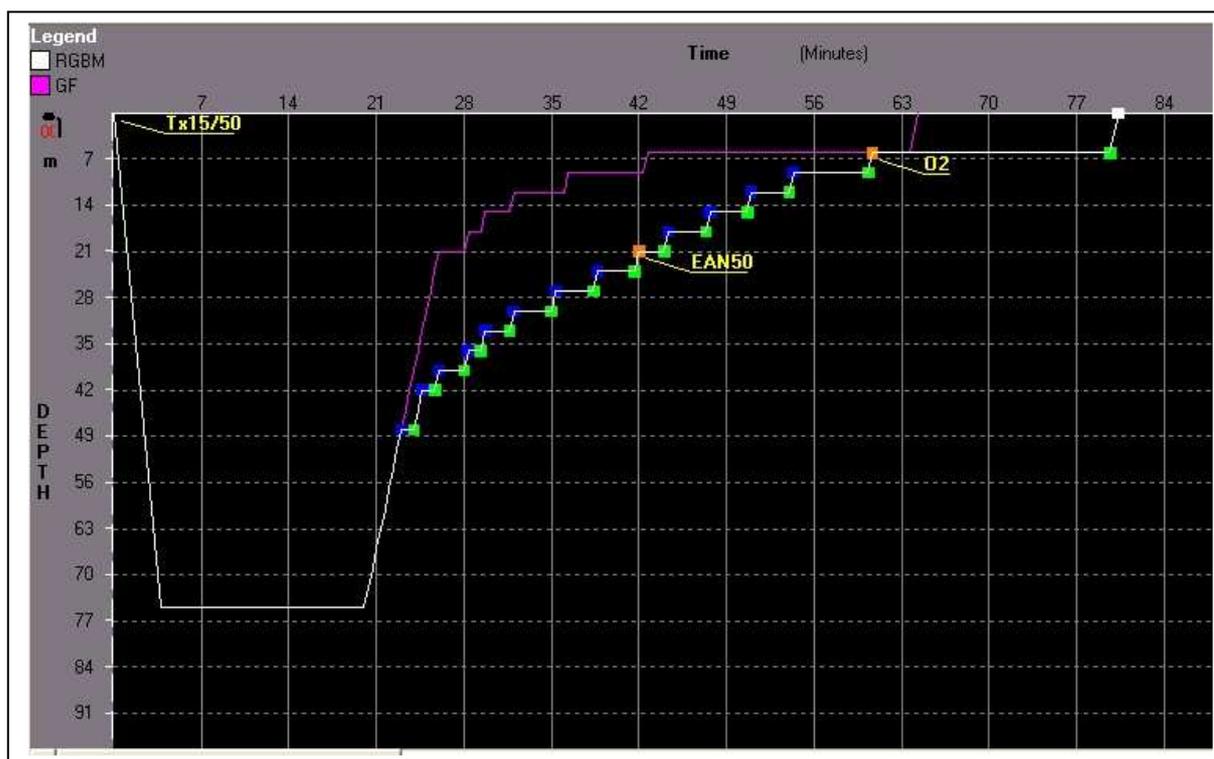


Logiciel GAP



fonctionne jusqu'à 150m avec 1^{er} palier max 24m, RGBM ???

Comparaison de profil



Calculée sur GAP

Comparaison d'un profil Bühlmann (sans conservatisme) et RGBM sur une même plongée fictive :

On voit nettement que les premiers paliers « RGBM » commencent bien avant les paliers traditionnels Haldaniens.

Sur cet exemple, la durée totale des paliers « RGBM » est supérieure à celle d'un strict modèle Bühlmann (sans conservatisme). Mais si la durée de l'immersion s'allonge, le rapport pourrait s'inverser.

Suunto « RGBM »

Le constructeur Suunto indique que tous ses produits s'appuient sur un modèle RGBM.

En réalité, le modèle utilisé est une variante asymétrique de modèle Haldanien élaboré par le Dr Merrill Spencer. Le modèle asymétrique postule que la décharge d'un compartiment prend plus de temps que la charge. La courbe de désaturation n'est donc pas symétrique à celle de la saturation.

Nous sommes donc bien en présence d'un modèle Haldanien à 9 compartiments :

2,5	5,0	10,0	20,0	40,0	80,0	120,0	240,0	480,0
-----	-----	------	------	------	------	-------	-------	-------

Les seuils de saturation s'appuient sur des M_values auxquelles on a ajouté un contrôle limitatif supplémentaire calculé sur le modèle « à bulle ».

La mention « RGBM » est un ajout au modèle traditionnel afin de « pister » les micro-bulles. L'algorithme est ainsi capable d'adapter les M_values lorsqu'on active un élément déclencheur comme la remontée trop rapide, les profils inversés, la plongée en altitude, les plongées successives, etc.

Lors de la décompression, au lieu d'afficher une profondeur de palier fixe, les ordinateurs Suunto affichent une zone de profondeur délimitée par un plancher et un plafond. Le plancher est la profondeur où la tension du compartiment directeur rejoint la valeur de la pression ambiante (c'est donc le point à partir duquel la décompression peut commencer). Le plafond est la profondeur limite à ne pas dépasser (le palier traditionnel).

Le modèle D9 inclue un palier profond facultatif qui se situe à mi-chemin entre la profondeur maxi et la profondeur plafond, puis un autre à mi-chemin du nouveau plafond, etc.

Tout ceci ressemble fort à des « Pyle stops », comme quoi même les derniers modèles ne s'affranchissent pas facilement des vieilles recettes de cuisine.



D9



Stinger



mosquito



vytec



cobra



vyper

Synthèse et conclusion

Réalisations actuelles	Modèle	Particularité
Suunto	Haldanien : Spencer 9 compartiments, périodes asymétriques	Limitations des facteurs à risque avec un « conservatisme » RGBM
Mares	?	Limitations des facteurs à risque avec un « conservatisme » RGBM
Uwatec	Haldanien : Bühlmann 8 compartiments	ADT = adaptative en fonction de paramètres à risque.
Nexus AP_Valves	Haldanien : Bühlmann	Gère la PpO ₂ constante avec diluant air uniquement. Prof. max 65m
VR3 DeltaP Technology	Haldanien : Bühlmann	Gère tous les mélanges comportant de l'O ₂ , N ₂ et He Circuit ouvert ou fermé Paliers profonds type R. Pyle
HS-Explorer HydroSpace Engineering Inc.	RGMB	Pur RGBM Gère tous les mélanges comportant de l'O ₂ , N ₂ et He Circuit ouvert ou fermé
Decoplanner GUE Global Underwater Explorer	Bühlmann ZHL16	Palier profond Gf Gère tous les mélanges comportant de l'O ₂ , N ₂ et He Circuit ouvert uniquement
Vplanner-B Ross Hemingway hhssoftware	VPM-B	B= Boyle Gère tous les mélanges comportant de l'O ₂ , N ₂ et He Circuit ouvert ou fermé
GAP – RGBM Gap-software	2 modèles dont les courbes se superposent : Bühlmann ZHL16 RGMB	Gère tous les mélanges comportant de l'O ₂ , N ₂ et He Circuit ouvert ou fermé
Tables MN90 Marine Nationale	Haldanien	12 compartiment, seuil = ratio Tension/Pamb

Cette liste n'est pas exhaustive, il existe bien d'autres outils gérant la décompression du plongeur, mais il n'est pas toujours facile d'obtenir des informations détaillées sur le modèle employé. De plus, certains ordinateurs ou tables ne sont pas très répandus dans notre pays.

- **Ordinateurs Dive Rite, Cochran, Oceanic, Dacor, ...**
Ces ordinateurs s'appuient sur un modèle Spencer à 12 compartiments et sur un modèle NOAA pour le calcul en altitude
- **Tables PADI RDP** (Recreational Dive Planner) réalisées par le DSAT (Data Science And Technology) Dr. Raymond E. Roger, Dr. Michael R. Powell (tests + doppler).
Michael R ; Powell est un spécialiste en hyperbarie. Ses principaux travaux ont portés sur la décompression dans le domaine aéronautique et spatial. Il a, entre autre, travaillé pour l'aéronautique en Allemagne et pour la Nasa.
<http://wrigley.usc.edu/hyperbaric/cvpowell.pdf>
- **Tables BSAC** = Tom Hennessy (1 seul compartiment, slab).
Le Dr Tom Hennessy est un chercheur spécialisé dans la modélisation des échanges gazeux, de la formation des micro-noyaux dans le circuit sanguin, de la cavitation , hydrodynamique des fluides, etc.
<http://www.soi.city.ac.uk/~sg386/?cont=0>
Vous trouverez une traduction d'un de ses article phare sur la micro-cavitation dans le circuit sanguin à :
<http://www.plongeesout.com/articles%20publication/decompression/the%20site%20of%20origin%20V01.pdf>
- Citizen = **DCIEM** canadien.
- **MT92** : tables « ministère du travail » utilisées par les scaphandriers professionnels et à laquelle a collaboré Jean-Pierre Imbert.
- **DCAP** (Data Computational And Program) de R.W. Bill Hamilton.
Le Dr. R.W. Bill Hamilton est un physiologiste avec plus de trente ans d'expérience dans les domaines de la plongée, de l'aéronautique et la physiologie environnementale, et plus particulièrement spécialisé dans la décompression, les gaz respiratoires et les effets de la pression. De 1964 à 1974, il a travaillé pour Union Carbide comme scientifique et responsable du laboratoire de recherche au service de la plongée commerciale pour Ocean Systems Inc.
Le Dr Hamilton a conçu des procédures de décompression pour différentes applications allant de l'évacuation d'urgence des sous-marins jusqu'aux plongées commerciales profondes, y compris des procédures pour le traitement des ADD. Tout ce travail a conduit à l'élaboration du programme DCAP qui permet aux chercheurs d'élaborer des tables de décompressions. DCAP est utilisé par les marines Britanniques, Suédoises, japonaises et Finlandaises. DCAP a également permis d'élaborer des tables pour la NOAA, la NASA, et l'U.S. Navy

Table 2 : Comparaison des M-values de l'azote pour les différents algorithmes de décompression Haldaniens																				
Système d'unité de pression européen – mètre of sea water (msw)																				
Workman M-values (1965)				Bulmann ZH-L12 M-values (1983)				DSAT RDP M-values (1987)			DCAP MF11F6 M-value (1986)				Buhlmann ZH-L16 M-values (1990)					
Cpt N°	Per. min	M ₀ msw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	M ₀ msw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	M ₀ mw	Cpt N°	Per. min	M ₀ msw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	A M ₀ msw	B M ₀ msw	C M ₀ msw	ΔM pente
				1	2,65	34,2	1,2195													
1	5	31,7	1,8					1	5	30,42	1	5	31,90	1,30	1	4,0	32,4	32,4	32,4	1,9082
2	10	26,8	1,6	2	7,94	27,2	1,2195	2	10	25,37	2	10	14,65	1,05	1b	5,0	29,6	29,6	29,6	1,7928
				3	12,2	22,9	1,2121								2	8,0	25,4	25,4	25,4	1,5352
3	20	21,9	1,5	4	18,5	21,0	1,1976	3	20	20,54					3	12,5	22,5	22,5	22,5	1,3847
				5	26,5	19,3	1,1834	4	30	18,34	3	25	19,04	1,08	4	18,5	20,3	20,3	20,3	1,2780
4	40	17,0	1,4	6	37	17,4	1,1628	5	40	17,11					5	27,0	19,0	19,0	18,5	1,2306
				7	53	16,2	1,1494	6	60	15,79	4	55	14,78	1,06	6	38,3	17,8	17,5	16,9	1,1857
5	80	16,4	1,3	8	79	15,8	1,1236	7	80	15,11	5	95	13,92	1,04	7	54,3	16,8	16,5	15,9	1,1504
				9	114	15,8	1,1236	8	100	14,69					8	77,0	15,9	15,7	15,2	1,1223
6	120	15,8	1,2	10	146	15,3	1,0707	9	120	14,41	5	95	13,92	1,04	9	109	15,2	15,2	14,7	1,0999
7	160	15,5	1,15	11	185	15,3	1,0707	10	160	14,06	6	145	13,66	1,02	10	146	14,6	14,6	14,3	1,0844
8	200	15,5	1,1	12	238	14,4	1,0593	11	200	13,84	7	200	13,53	1,01	11	187	14,2	14,2	14,0	1,0731
9	240	15,2	1,1	13	304	12,9	1,0395	12	240	13,69					12	239	13,9	13,9	13,7	1,0635
				14	397	12,9	1,0395				8	285	13,50	1,0	13	305	13,5	13,4	13,4	1,0552
				15	503	12,9	1,0395	13	360	13,45	9	385	13,50	1,0	14	390	13,2	13,2	13,1	1,0478
				16	635	12,9	1,0395	14	480	13,33	10	520	13,40	1,0	15	498	12,9	12,9	12,9	1,0414
											11	670	13,30	1,0	16	635	12,7	12,7	12,7	1,0359

Ce tableau a été élaboré par Erik Baker. La pente des droites de sursaturation max (M-values) on été exprimées sous la forme classique et non sous la forme « Bühlmann (1/b) ». De plus, les valeurs ont été ramenées à une pression surface de 1b et exprimées en mètres d'eau de mer pour pouvoir les comparer.

Après avoir lu tout cela, j'espère que vous aurez compris que la « cuisine mathématique » est parfois bien éloignée de la physiologie humaine ...

Les résultats issus de ces tables ou calculateurs permettent aux plongeurs de gérer leur décompression. Mais, si ces résultats semblent donner satisfaction, la démarche pour y arriver est parfois très éloignée de la physiologie de l'être humain, ce qui peut expliquer la gamme d'utilisation restreinte de chacun de ces modèles et certains accidents de parcours « immérités ».

Nous constatons plus que nous n'expliquons :

- L'oxygène peut être toxique mais nous ne savons pas vraiment pourquoi.
- L'azote peut avoir un effet narcotique mais la cause exacte demeure inconnue.
- Les changements de gaz (azote/hélium) peuvent provoquer des troubles dont l'explication n'est pas parfaitement décrite.
- Les quantités de gaz absorbées et restituées ne sont pas vraiment connues.
- La diffusion interne et cutanée n'est pas quantifiée.
- Etc.

Nous ne disposons actuellement que de moyens « détournés » permettant d'obtenir les résultats (approximatifs) souhaités. De nombreuses recherches seront encore nécessaires avant que les modèles ne soient le reflet de ce qui se passe réellement dans notre organisme.

La FFESSM, première organisation de la plongée en France, est à l'écoute des experts comme en témoigne le dernier colloque organisé en Corse (septembre 2004) avec les spécialistes de la médecine subaquatique et hyperbare, la Marine Nationale et la Comex.

Comme toujours, restons attentifs à toute évolution sur le sujet.

Jean-Marc Belin – mars 2005