

Les dessous de la décompression

Par jean-marc Belin, juin 2002
jmbelin@ifrance.com

mise à jour du 6 novembre 2002

Les rudiments de décompression enseignés pour la pratique de la plongée à l'air sont généralement suffisants pour la pratique de l'activité.

Mais lorsqu'on pratique la plongée aux mélanges, la plongée souterraine ou lorsqu'on est tout simplement curieux, la recherche d'informations concernant la décompression n'est pas une quête facile. L'information est très disséminée, les ouvrages de références ne sont plus édités et, lorsqu'on les trouve, ils sont principalement l'œuvre d'auteurs Anglophones.

Il est vrai que dans ce domaine, la France vit sur des acquis rassurants mais le temps des pionniers comme Paul Bert est révolu et les travaux des prestigieuses sociétés industrielles comme CG Doris ou Comex ne sont guère transposables à la plongée loisir. Il est d'ailleurs étonnant de voir que les progrès accomplis dans ce domaine sont dus à des individualités hors du commun comme le plongeur Spéléo Jochen Hassenmayer qui, avec deux plongées à -140m et à -202m à Fontaine de Vaucluse au début des années 1980, montrait à la communauté des plongeurs profonds la possibilité d'utiliser des mélanges ternaires à l'hélium pour la plongée "loisir".

Actuellement, l'information la plus récente en terme de technique et d'expérience se trouve de l'autre côté du Channel ou de l'Atlantique.

Ce document débute avec des explications de base. Viennent ensuite des informations beaucoup plus détaillées s'appuyant sur une compilation de différents articles issus de traductions. Certains de ces articles élémentaires ont d'ailleurs déjà été diffusés dans le passé. Les sources sont citées sur chaque traduction.

Il est évident qu'aucun document, aussi épais soit-il, ne peut prétendre à résumer toute la connaissance actuelle sur la décompression. Mais je pense que le lecteur trouvera ici l'essentiel de l'information pratique disponible actuellement.

LES BASES

LES DESSOUS DE LA DÉCOMPRESSION	1
PRÉAMBULE	4
PRINCIPES DE BASE	4
TENSION – PRESSION	5
PASSAGE DU MODÈLE PHYSIQUE AU MODÈLE PHYSIOLOGIQUE	7
MODÈLE À PERFUSION OU MODÈLE À DIFFUSION	7
COMPARTIMENTS ET PÉRIODES	7
CHARGE – DÉCHARGE	9
EN SURFACE :	9
EN PLONGÉE :	10
A LA REMONTÉE :	10
VULGARISATION	11

L'AVIS DES EXPERTS

TOXICITÉ DE L'OXYGÈNE	14
PLONGÉE EN ALTITUDE	16
L'AVION APRÈS LA PLONGÉE	17
GAZ ALVÉOLAIRE (VAPEUR D'EAU + CO₂)	18
FENÊTRE OXYGÈNE	20
CALCULS DE LA TENSION DES GAZ DISSOUT	34
MODÈLE BÜHLMANN	35
LES COEFFICIENTS BÜHLMANN	38
LE CALCUL DE CHARGE AVEC PLUSIEURS GAZ	39
COMPRENDRE LES M-VALUES	43
LES M-VALUES DE R. WORKMAN	44
LES M-VALUE DE A. BUHLMANN	44
LES M-VALUES DCAP ET DSAT	45
COMPARAISONS DE M-VALUES	46
PARTICULARITÉS DES M-VALUES	47
LA ZONE DE DÉCOMPRESSION	49
QUE REPRÉSENTENT LES M-VALUES ?	49
CLARIFIER LA CONFUSION RÉGNANT AUTOUR DES 'PALIERS PROFONDS'	53
CALCULS CONVENTIONNELS	53
ILLUSTRATION DU PROBLÈME	54
LES SOLUTIONS DU PROBLÈME	54
MÉLANGES DE DÉCOMPRESSION	60
PRÉAMBULE	60
EXPÉRIENCES DU DOCTEUR BUHLMANN	60
ILLUSTRATION PAR L'EXEMPLE	61
CONCLUSION	65

VPM	66
CALCUL DE LA TENSION	68
POURQUOI VPM	69
PRÉSENTATION DE VPM	70
PRINCIPE DE VPM	71
MISE EN PRATIQUE DE VPM	72
COMPARAISON HALDANE/VPM	75
VPM ET LA FENÊTRE OXYGÈNE	76
ANALYSES	76
QUELQUES PROFILS	77
VPM : UN NOUVEAU REGARD SUR LA DÉCOMPRESSION	80
VPM ET SES LIMITES	80
RGBM (WIENKE)	81
ANNEXE : TEXTE ORIGINAL DE YOUNT & HOFFMAN	83

Les dessous de la décompression

Préambule

Avec les nouvelles possibilités de travail en milieu hyperbare, l'homme du XIX^{ième} siècle est confronté à un mal nouveau : l'accident de décompression. On retrouvera ces mêmes maux chez les plongeurs scaphandriers de cette fin de siècle. Si la cause est relativement vite comprise, les procédures réalistes et fiables ne seront disponibles qu'en 1906, suite aux travaux de Haldane & Damant. Vient le XX^{ième} siècle et l'homme se met à voler, de plus en plus vite et de plus en plus haut. Les mêmes causes produisant les mêmes effets, de nouvelles recherches ont lieu pour assurer la sécurité des pilotes. Et l'homme se met à plonger de plus en plus profondément pour des besoins militaires ou économiques. Il va également dans l'espace et effectue des sorties extra-véhiculaire dans le néant. Toutes ces applications où l'être humain subit des variations de pressions vont être à l'origine de vastes recherches visant à comprendre les processus mis en jeu afin d'établir des protocoles 'de décompression' fiables. C'est à cette époque que de grands organismes comme l' U.S. Navy, la N.A.S.A, la COMEX, CG. DORIS, le Laboratoire de physiologie hyperbare de Zurich et bien d'autres vont permettre de gros progrès dans ce domaine. Puis, les avions deviennent pressurisés, l'Off Shore n'envoie plus de plongeur dans les Abysses et les procédures de la NASA deviennent satisfaisantes. Les grands programmes de recherche s'arrêtent juste au moment où la plongée loisir prend son essor avec de nouveaux besoins ; plongées aux mélanges, plongées aux recycleurs, très longues plongées spéléo avec des décompressions dans l'eau ou dans des cloches rudimentaires. Tous cherchent à adapter des procédures professionnelles qui n'ont pas été conçues pour eux.

Cependant, en marge des modèles admis, une petite unité de l'Université de Hawaï poursuit ses travaux et aboutit à des résultats nouveaux et prometteurs : le modèle VPM ; nous le présenterons à la fin de l'article.

En ce début de XXI^{ième} siècle, je crois qu'il est bon de faire le point sur les connaissances actuelles en matière de décompression. Il ne s'agit pas de synthétiser toute la connaissance en ce domaine,

mais seulement de présenter celles qui ont permis d'aboutir sur des réalisations pratiques. Cet article traite de la décompression d'un point de vue essentiellement physique. Les conséquences physiologiques de l'incident ou de l'accident ne seront pas traitées ici, il existe suffisamment de documentation à ce sujet.

Principes de base

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 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 faufiletront plus facilement que des molécules plus grosses comme celles de l'azote.

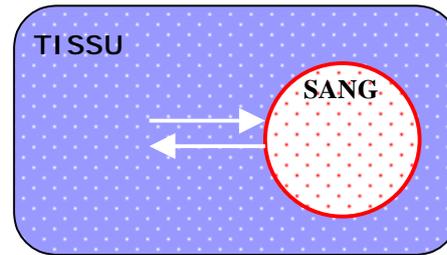
En réalité, nous l'avons dit, les molécules se déplacent en tous sens et ce qu'on a l'habitude d'appeler 'sens de diffusion' n'est que le bilan net entre les molécules 'entrantes' et les molécules 'sortantes'.

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 ; 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 nature de la barrière séparant les deux milieux



Equilibre → pas de diffusion

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 : $22,4\text{l de gaz} = 6,02 \times 10^{23}$ molécules).

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' O_2 et 16 molécules de N_2 , on peut dire que la concentration de O_2 est de 4 molécules par litre et celle de N_2 est de 16 molécules par litre ou bien que l'oxygène participe à hauteur de 20% de la pression totale (soit $2b \times 20\% = 0,4b$) et que l'azote participe à hauteur de 80% (soit $2b \times 80\% = 1,6b$).

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. Elle représente la pression qu'exercerait cette quantité de gaz si elle se trouvait au dessus du liquide. 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 : $P_p N_2$ = Pression partielle d'azote et TN_2 = Tension de l'azote dissout.

Remarques et Limites

Il faut noter que lorsqu'on a une Tension égale à une Pression partielle (ex : $TN_2 = P_p N_2 = 2b$), on n'a pas du tout la même concentration de molécules dans le gaz et dans le liquide (en nombre de molécules par unité de volume).

Il est des situations où le fait d'assimiler une quantité de gaz à une Pression partielle ne permet pas de comprendre la réalité. Par exemple, comparons l'azote et le CO_2 : pour une même pression partielle le sang pourra dissoudre 40 fois plus de CO_2 que d'oxygène !!! Inversement, un même nombre de molécules dissout dans le sang ne donnera pas du tout la même augmentation de pression partielle.

Cependant, pour les besoin de l'article, nous assimilerons désormais la concentration des gaz à leur pression partielle.

Diffusion, Ce qu'il faut retenir :

La diffusion est un mécanisme de transport : on se met au péage et on fait le bilan entre ceux qui entrent et ceux qui sortent.

Il y a plus de molécules qui se déplacent du milieu le + concentré vers le – concentré, que l'inverse.

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)

Dans le cadre de la plongée à l'air, 'La force motrice' dépend de : $P_p N_2$ respirée – TN_2 dissout

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.

Lorsque ces molécules de gaz atteignent des tissus aqueux, une partie d'entre-elles peuvent être 'piégées'. Cette **dissolution** des gaz dans des 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.

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 CO₂ (donnée Bühlmann).

Le phénomène de diffusion, qui apporte les molécules, n'est pas instantané, cela signifie qu'il faut un certain temps avant de pouvoir réaliser le chargement (ou le déchargement) complet du liquide (ou tissu).

De plus, cette capacité de stockage en gaz est limitée. Elle varie avec la pression à laquelle est soumis le liquide. Plus la pression ambiante sera importante, plus on va pouvoir 'tasser' de molécules dans le liquide.

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

Dissolution, Ce qu'il faut retenir :

La capacité de stockage des tissus 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 PpN₂.

Lorsque la capacité maxi est atteinte, on parle de saturation

A cause de la diffusion, l'absorption et la restitution ne sont pas des phénomènes instantanés.

La dissolution est un phénomène réversible.

- Si la pression baisse, la capacité de stockage diminue. Les molécules de gaz quittent le tissu par diffusion
- Si la chute de pression est brutale, on peut avoir apparition de bulles. C'est tout le savoir-faire des concepteurs que d'avoir établi les seuils d'apparition de ces bulles.

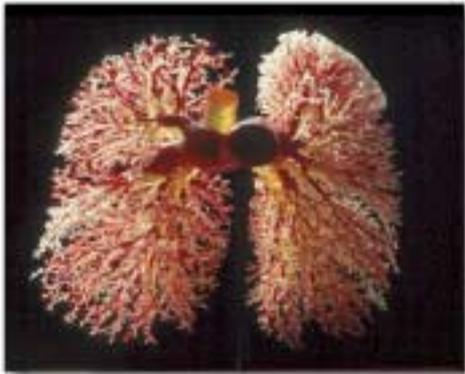
Résumé :

- **La diffusion de l'azote est dirigée par l'écart entre TN₂ dissout et la PpN₂ respirée.**
- **Nous considérerons que les capacités de dissolution ne dépendent que de la pression ambiante (PA).**
- **La décompression sera dirigé par ces trois critères : PpN₂, TN₂, PA.**

Ces deux phénomènes étant décrits, voyons comment ils s'appliquent et se combinent lors d'une plongée.

Passage du modèle physique au modèle physiologique.

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 alvéoles et sang. L'azote, qui est transporté par le sang, va ensuite diffuser jusque dans les endroits les plus reculés de notre organisme.

Remarque : ceci suppose qu'on néglige la diffusion qui peut exister à travers la peau. On postule que tout échange gazeux passe par le sang.

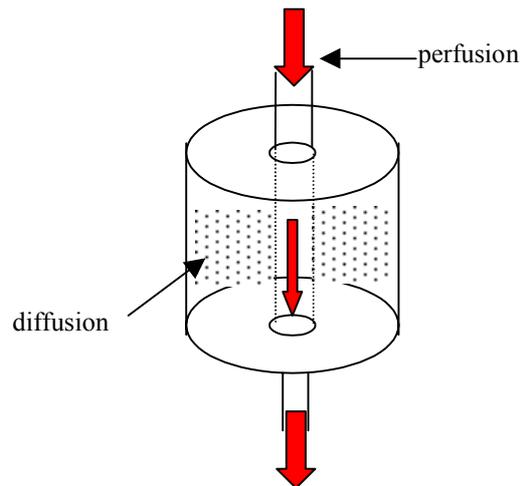
Modèle à perfusion ou modèle à diffusion

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 l'on pense 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.

La vérité est qu'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 Haldan, Workman, Bühlmann, ... ont 'échantillonnés' notre organisme. Chaque échantillon (ou compartiment) regroupe les tissus de notre corps qui ont des vitesses d'absorption très proches (perfusion + diffusion). 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.

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

Les Compartiments sont un échantillonnage de notre organisme.

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 C²⁰.
- Attention : le fait d'absorber la moitié de cette charge en 20' ne signifie pas qu'on absorbera la totalité en 40'.

La quantité d'azote maxi qu'absorberont les compartiments dépend de la valeur de la PpN₂ inspirée.

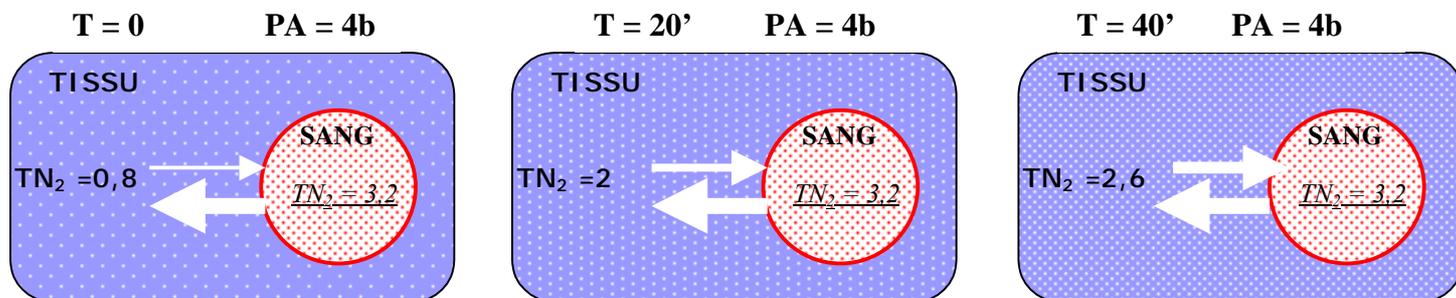
Ex : la Tension d'azote régnant dans un compartiment soumis à une pression d'air de 4b ne pourra pas dépasser la valeur de la PpN₂ inspirée, soit 4b * 80%, soit 3,2b

Quelle est la tension qui règne dans ce compartiment au bout de 20' (1 période)

- La tension qu'il avait au départ (0,8b) + la moitié de ce qui lui manque pour atteindre la PN₂ respirée (3,2b). ce qui fait $0,8b + [(3,2b - 0,8b)/2] = 2b$

Quelle est la tension qui règne dans ce compartiment au bout de 40' (2 périodes)

La tension qu'il a atteint à la fin de la première période (2b) + la moitié de ce qui lui manque pour atteindre la PN₂ respirée (3,2b). ce qui fait $2b + [(3,2b - 2b)/2] = 2,6b$



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

Profil de décompression

Le processus consiste à calculer par compartiment, la quantité de gaz absorbé (en pression partielle) tout du long de la plongée.

Lors de la remontée, on vérifiera que dans chaque compartiment, la tension des gaz dissout ne dépassent jamais la valeur limite établie par le concepteur.

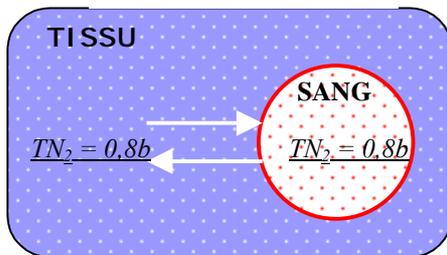
Charge – Décharge

En surface :

Azote

la concentration des molécules d'azote est identique dans l'organisme et dans l'air alvéolaire ($0,8b$). Statistiquement, il y aura autant de molécules d'azote qui vont diffuser dans le sang au travers des parois alvéolaires et capillaires qu'il y en aura qui vont diffuser du sang vers les poumons. Le bilan net des échanges sera nul et, dans ce cas, on parle d'équilibre des échanges, ou on dit qu'il n'y a pas de diffusion. P_{pN_2} inspirée et T_{N_2} dissout sont identiques = $0,8b$.

▼ $P_{amb} = 1b$ ▼



Sang

Schématiquement : une partie de l'oxygène transporté par le sang a été consommé par les cellules de notre organisme. C'est pourquoi la concentration de l'oxygène du sang veineux qui arrive aux poumons est inférieure à celle régnant dans l'air inspiré (ou plus exactement au mélange alvéolaire). Il y aura donc plus de molécules d'oxygène qui vont entrer dans le circuit sanguin

artériel qu'il y en a qui sortiront du sang veineux pour aller dans les poumons. Le bilan net sera une diffusion 'entrante'. La P_{pO_2} veineuse est inférieure à la P_{pO_2} alvéolaire, d'où la diffusion.

En réalité, le sang possède des molécules spécialisées dans le transport de l'oxygène (l'hémoglobine). Dès que l'oxygène arrive dans le sang, par diffusion, il est capté par ces molécules spécialisées et il ne participe pratiquement plus à la pression des gaz. Lorsqu'on respire de l'air en surface, il n'y a donc pratiquement pas d'oxygène dissout dans le sang.

De même, les tissus consomment l'oxygène apporté par le sang. La P_{pO_2} tissulaire est donc faible.

C'est pourquoi les modèles de décompression ont l'habitude d'ignorer l'oxygène lorsqu'ils font le bilan des gaz dissout, que ce soit dans le sang ou dans les tissus.

Le processus de variation de la pression partielle de l'oxygène est complexe, il est détaillé dans le chapitre 'Fenêtre oxygène'.

Remarque : En temps normal (surface) la Pression partielle de l'azote respiré et la Tension d'azote dans les tissus sont de $0,8b$ (équilibre) alors que la pression ambiante exercée sur les tissus est de $1b$, nous ne sommes donc pas à saturation (à cause de l'oxygène qui est présent dans l'air alvéolaire mais qui ne participe pas à la Tension des gaz dissout dans les tissus).

→ **Attention ! lorsque l'équilibre des échanges gazeux s'instaure, cela ne signifie pas forcément qu'on ait atteint la capacité maxi de stockage (saturation)**

En plongée :

A la descente, la pression ambiante augmente, ainsi que la P_{pN_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 :

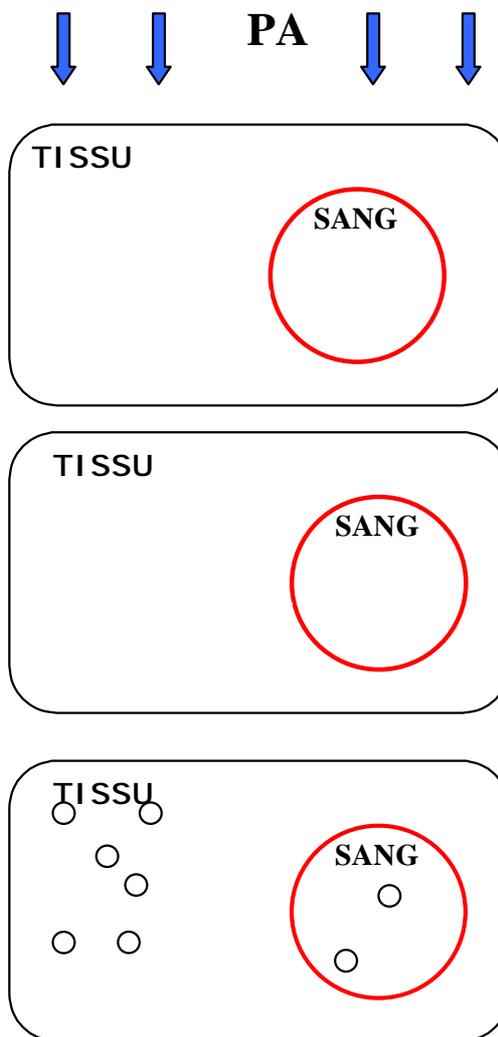
Lors de la remontée, il se produit le phénomène inverse. La pression ambiante diminue ainsi que la P_{pN_2} respirée. Maintenant l'azote va diffuser des tissus dans le sang pour être transporté jusqu'aux poumons où il sera évacué par la respiration.

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 (Boyle/Mariotte)

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 ait éliminé suffisamment d'azote (et que la TN_2 ait suffisamment baissé) pour qu'on puisse reprendre la remontée.



Vulgarisation

Nous pouvons assimiler les deux phénomènes régissant la décompression (diffusion et dissolution) de la manière suivante :

Dissolution

On peut considérer les tissus de l'organisme comme un récipient capable de contenir du gaz. Mais ce récipient est à géométrie variable ; sa capacité augmente lorsqu'on descend (proportionnel à la pression absolue) et il diminue lorsqu'on remonte (il retrouve sa capacité de départ).

Diffusion

La diffusion est le phénomène qui va transporter le gaz pour remplir le récipient. La vitesse à laquelle on va remplir ce récipient dépend de l'écart entre la concentration de départ (TN_2) et la concentration d'arrivée (PpN_2 respirée).

Dissolution + Diffusion

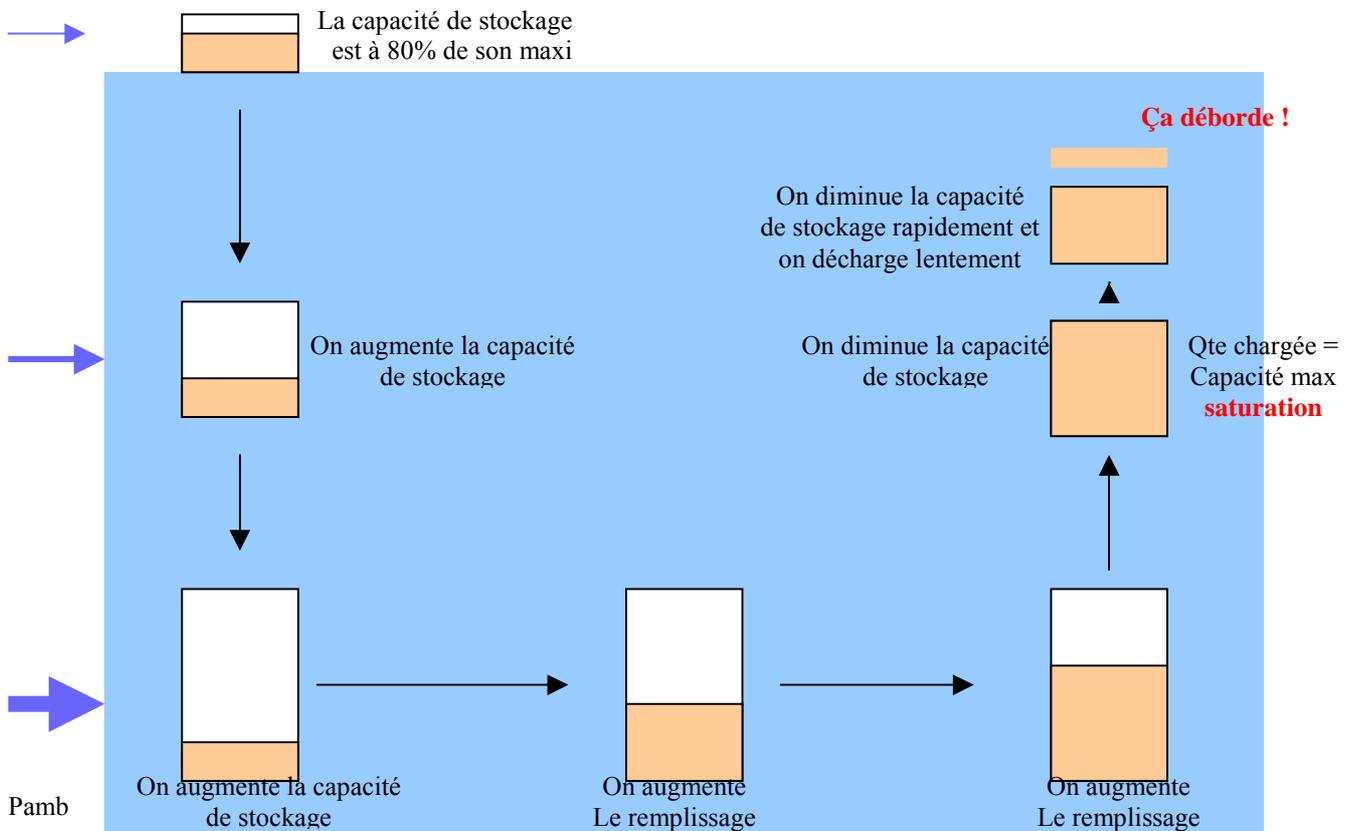
En surface, notre récipient n'est rempli qu'à 80%. Les 20% qui manquent sont dus à l'oxygène qui a disparu, consommé par l'organisme.

Lorsqu'on descend, la capacité de notre récipient (les tissus) augmente instantanément, tandis que le chargement se met en place car PpN_2 devient $> TN_2$. Le remplissage sera rapide au début puis ralentira progressivement.

Au fond, la taille de notre récipient n'évolue plus (pression constante), tandis que le chargement continue de s'effectuer à un rythme de plus en plus lent car la valeur de TN_2 se rapproche de PpN_2 .

Lorsqu'on décide de remonter, il est vraisemblable que le chargement se poursuivait encore, mais au fur et à mesure de la remontée, la taille du récipient va diminuer et la quantité de gaz transporté va finir par occuper tout le récipient (nous sommes à saturation et $TN_2 = Pamb$). A ce moment on a déjà inversé la tendance et $PpN_2 < TN_2$, on commence modestement à décharger.

Si la remontée se poursuit, la vitesse de déchargement augmente mais la capacité du récipient continue de baisser et il est possible qu'on ne décharge pas suffisamment vite pour compenser la diminution du récipient. C'est le débordement et l'accident.



Dans les modèles 'Haldaniens classiques', tout le secret de la décompression est de trouver l'adéquation entre la réduction du récipient et la vitesse de déchargement du gaz afin qu'on ne se retrouve pas avec un récipient trop petit pour la quantité de marchandise qu'il doit contenir.

Avec cette première partie, se termine l'explication générale des principes liés aux phénomènes de décompression.

La seconde partie est une application des grands principes à certains modèles existants et un approfondissement de certaines situations particulières.

Entrons dans le détail

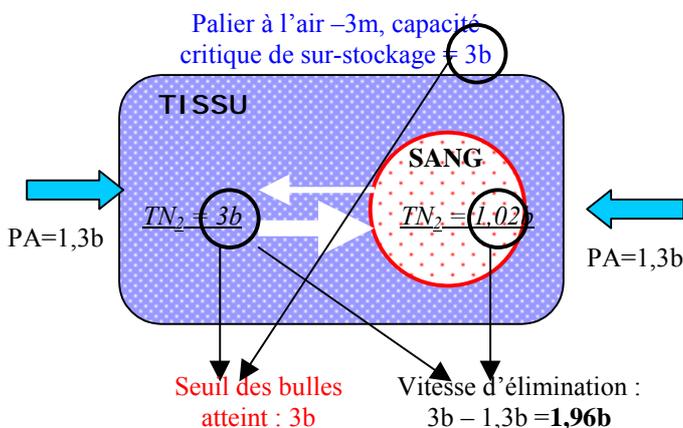
Oxygène au palier

Nous sommes de retour de plongée et $TN_2 > PpN_2$. Le principe est d'augmenter l'écart entre Tension d'azote dissout (TN_2) et Pression Partielle d'azote respiré (PpN_2) en diminuant la PpN_2 . Il faut donc bien comprendre qu'il y a deux méthodes pour diminuer la PpN_2 respirée (donc pour accélérer le processus d'élimination de l'azote) :

- Soit en remontant, ce qui diminue la pression ambiante et donc la PpN_2 respirée, mais cette baisse de pression ambiante diminue également notre capacité de stockage (attention aux bulles).
- Soit en remplaçant, dans le gaz respiratoire, l'azote par un gaz qui ne prendra pas sa place dans les tissus. Dans ce cas, il n'y a pas besoin de remonter et la capacité de stockage est conservée.

L'oxygène est le seul candidat capable de réaliser cette prouesse, mais il ne peut être respiré qu'au dessus de -6m (au delà, il y a des risques de toxicité pour le système nerveux).

Lors de la décompression, la vitesse de diffusion est dirigée par l'écart entre TN_2 et PpN_2 . Comme il n'y a plus d'azote respiré (100% O_2), on obtient alors la vitesse maximale d'élimination possible sans que l'oxygène ne remplace l'azote dans les tissus car il est consommé par l'organisme. On voit que ceci est vrai quelle que soit la profondeur : -6m ou -3m. C'est pourquoi les plongeurs préfèrent réaliser leur décompression à l'oxygène à -6m plutôt qu'à -3m. Dans les deux cas, la vitesse d'élimination est identique, mais à -6m, on a moins de chance de dépasser la capacité critique de sur-stockage du tissu (moins de chance de 'faire des bulles').



Il est évident que cette procédure réduit considérablement les paliers. Elle a cependant un désavantage : l'oxygène est vaso-constricteur et il va perturber les échanges. C'est pourquoi, lors des paliers de très longue durée, les plongeurs vont

Exemple : Supposons qu'à -3m ($PA = 1,3b$), la capacité critique de 'sur-stockage' du compartiment que nous allons suivre est de 3b et qu'elle est de 1,8b en surface ($PA = 1b$).

- 1) **sur une décompression à l'air**, cela signifie que nous devons nous arrêter à -3m lorsque notre compartiment aura une TN_2 de 3b, au risque de provoquer la formation de bulle si remontons au-delà. Nous devons attendre suffisamment longtemps pour que la TN_2 diminue jusqu'à 1,8b, ce qui nous permettra de rejoindre la surface.

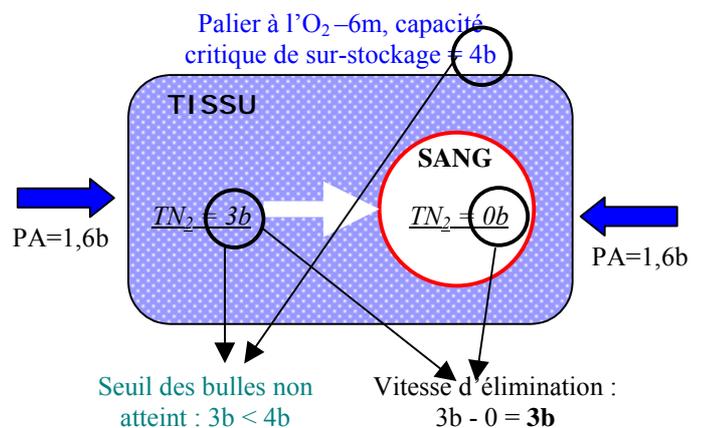
A -3m, la vitesse de diffusion dépend de l'écart TN_2 dissout - PpN_2 respirée, soit $3b - (1,3b * 80\%) = 1,96b$. Ce chiffre est 'la force motrice' de la diffusion. Pour l'augmenter, il faudrait remonter plus près de la surface, mais avec de gros risque.

- 2) **L'autre solution est de changer l'air respiré par de l'oxygène.**

A -3m la PpN_2 respirée devient zéro (oxygène pur) et la force motrice devient $3b - 0 = 3b$. Valeur largement supérieure au 1,96b précédent.

Si cette prise d'oxygène se faisait à -6m, la force motrice serait de $3b - 0 = 3b$. Identique à la valeur qu'on trouve à -3m ; Dans notre cas, on voit que la diffusion est indépendante de la pression ambiante et donc de la profondeur.

La capacité de stockage étant supérieure à -6m qu'à -3m, on reste plus éloigné du seuil d'apparition des bulles tout en conservant une même vitesse d'élimination de l'azote. C'est pourquoi les plongeurs préfèrent réaliser leurs paliers à l'oxygène à -6m.



régulièrement effectuer un 'rinçage' avec un gaz contenant beaucoup moins d'oxygène. Un exemple d'alternance est la suivante : respiration du gaz de rinçage pendant environ 5' toutes les 15'.

Toxicité de l'oxygène

(par Erik Baker)

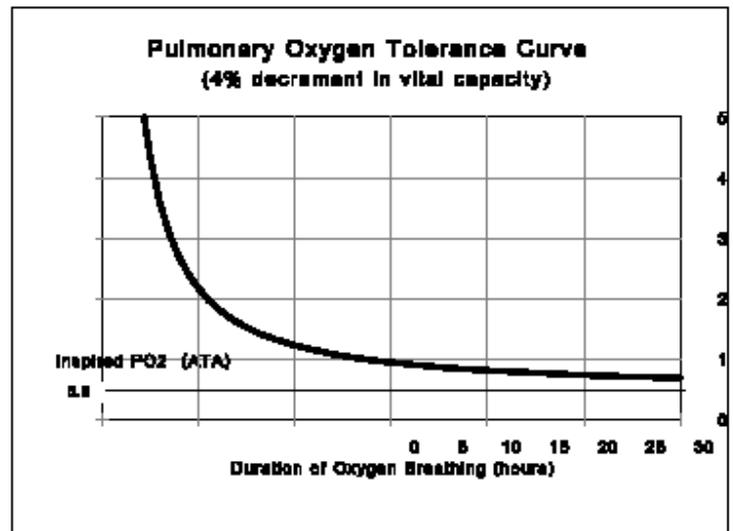
Habituellement, on 'piste' deux types de paramètre de toxicité de l'oxygène à travers les calculs de la plongée technique. Le premier est la toxicité pulmonaire de l'oxygène qui concerne essentiellement les effets sur les poumons, d'une exposition prolongée d'oxygène à une pression partielle élevée. Le second est la toxicité de l'oxygène sur le système nerveux central (CNS) qui

L'équation utilisée pour calculer la toxicité pulmonaire de l'oxygène fut développée à partir des courbes de tolérance des poumons à l'oxygène, comme représenté en figure 1. Les courbes furent construites en mesurant la diminution de la capacité vitale 'd'hommes normaux' respirant une pression partielle élevée d'oxygène. La capacité vitale est le volume maximal qu'une personne peut expirer après avoir préalablement rempli ses poumons au maximum de ses possibilités d'extension puis avoir expiré au maximum de ses possibilités de contraction.

Les courbes de tolérance sont hyperboliques avec des asymptotes en zéro (pour le temps) et pour la pression $PO_2 = 0,5$ ce qui est le seuil approximatif de détection des effets pulmonaires. La courbe, qui représente une décroissance de 4% dans la capacité vitale, était utilisée pour établir les limites de la toxicité pulmonaire de l'oxygène en plongée technique.

S'appuyant sur ces courbes de tolérance, le Dr. Christian J. Lambertsen et ses collègues du 'Institute for Environmental Medicine, University of Pennsylvania', développèrent la méthode du 'calcul permanent' pour présenter la toxicité pulmonaire de l'oxygène sous la forme d'unité de dose toxique pour les poumons (UPDT = Unit Pulmonary Toxic Dose) et de cumul de doses toxiques (CPDT = Cumulative Pulmonary Dose Toxic). Dans le monde de la plongée technique, l'UPDT est plus connue sous le terme de OTU

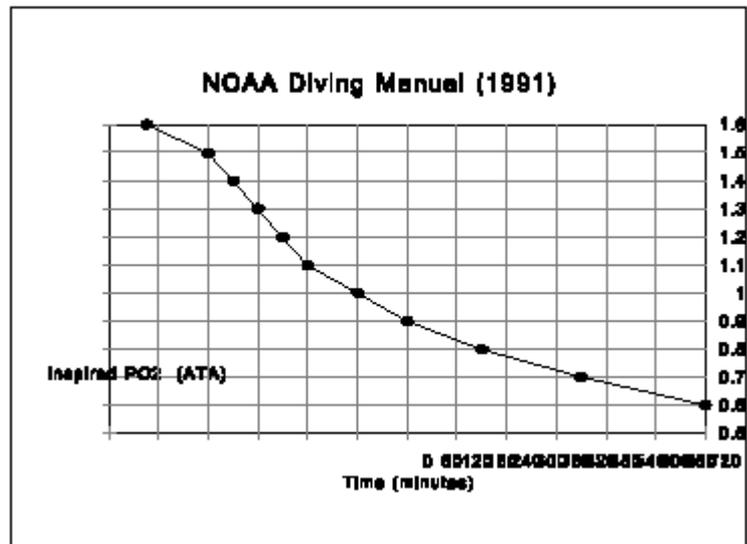
concerne essentiellement les effets sur le cerveau, d'une pression partielle d'oxygène élevée, pendant une exposition courte à moyenne. Les deux paramètres de toxicité de l'oxygène sont fonction de la pression partielle de l'oxygène respiré dans le mélange gazeux, ainsi que du temps d'exposition. Le CNS (toxicité de l'oxygène sur le système nerveux central) est le paramètre qui a le plus d'impact, et qui concerne le plus la plongée technique, cependant, certaines 'méga-plongée' entreprise dans un passé récent (Bushmansgat, Zacaton, etc.) ont atteintes les limites de la toxicité pulmonaires de l'oxygène également.



Temps d'exposition à l'oxygène (heure)

(Oxygen Toxicity Unit). Une UPDT (ou OTU) est le degré de toxicité produit par l'oxygène sur les poumons, lorsqu'on respire de l'oxygène pur (100%) à la pression de 1 atm pendant 1 minute. Le calcul du CPDT (voir équation 1 ci-dessous) convertit toutes les expositions continues à l'oxygène (PO_2 supérieur à 0,5 bar) et les combinaisons de durée pour les exprimer sous la forme de UPDT (ou OTU). Le CPDT est calculé pour chaque segment du profil de plongée et les résultats (exprimés en OTU) sont additionnés pour donner le nombre total d'OTU de la plongée. Ce nombre peut alors être comparé avec les limites quotidiennes et sur plusieurs jours établies par le Dr. Bill Hamilton et ses collègues dans le (NOAA Repetitive Excursions (REPEX) Procedures Report). Après publication, ces limites ont été largement adoptées par la communauté des plongeurs techniques.

Les limites de la toxicité de l'oxygène (CNS) établies par le NOAA, sont représentées en figure 2. Ces limites s'appuient sur les recherches des Dr. F.K. Butler et Edward D. Thalmann, U.S. Navy Experimental Diving Unit, et les Dr. Christian J. Lambertsen et Russell E. Peterson du 'Institute for Environmental Medicine, University of Pennsylvania'. Ces limites prennent la sécurité en considération et ont été largement adoptées par la communauté des plongeurs techniques.



La méthode habituelle en vigueur pour 'traquer' le CNS, est de calculer une fraction de CNS pour chaque segment du profil de plongée, puis d'additionner les résultats pour produire une fraction totale du CNS de la plongée. Ces fractions sont souvent multipliées par 100 pour être exprimées en pourcentage (CNS %). La fraction de CNS est calculée en prenant le temps passé à une PO₂ donnée et en le divisant par la limite de temps donnée par la table NOAA pour cette PO₂. Quand l'addition de toutes les fractions de CNS calculés pour le profil de plongée atteignent 1 (ou 100%) alors les limites de la toxicité de l'oxygène CNS sont atteintes pour cette plongée.

Comme les limites du CNS sont données par le NOAA sous forme de points discrets (valeurs discontinues), et non sous la forme d'une fonction mathématique continue, il est pratique de relier ces points par des lignes droites comme représenté dans la figure 2. De cette manière, il est possible de créer une série d'équations de droite qui décrivent les limites du CNS en fonction du temps, pour différentes gammes de PO₂. Comme démontré plus loin dans cet article, cette manipulation facilite le processus de calcul, spécialement dans les programmes informatiques.

Pour les calculs qui nous intéressent, la toxicité de l'oxygène n'est pas définie lorsque la PO₂ est inférieure ou égale à 0,5. Quel que soit le moment où la PO₂ dépasse 0,5 durant un profil de plongée, que ce soit à profondeur constante ou durant une descente ou une remontée à vitesse constante, les deux paramètres de toxicité de l'oxygène pourront être calculés.

Il est un domaine concernant la toxicité de l'oxygène, que cet article n'aborde pas, c'est celui de 'l'extention de la tolérance à l'oxygène'. Il y a de rares articles dans la littérature académique, qui indiquent qu'une pratique de respiration alternée de l'oxygène (par exemple 20 minutes d'O₂, puis 5 minute de rinçage à l'air) augmente les limites de tolérance à la toxicité pulmonaire de l'oxygène d'un facteur 2. Il est possible que le CNS puisse également être repoussé d'autant. Le problème est, qu'à ma connaissance, aucune méthode fiable n'a encore été développée pour calculer le taux de récupération à partir d'expositions à l'oxygène durant ces périodes intermittentes de rinçage. Ceci est un sujet de recherche futur pour nos spécialistes. Cependant, il est une pratique commune en plongée qui consiste à calculer une diminution de la fraction de CNS durant les intervalles de surface, en utilisant une équation exponentielle décroissante basée sur une période de 90 minutes.

Si les toxicités de l'oxygène sont indéniables, les méthodes présentées ici pour les quantifier ne font pas l'unanimité. Il semblerait que les limites indiquées soient beaucoup trop restrictives.

Plongée en Altitude

Avec l'altitude, la pression atmosphérique diminue. La valeur exacte de cette pression peut être déterminée par un algorithme (voir <http://www.pdas.com/atmos.htm>)
En simplifiant, on peut considérer qu'on perd 0,1b par 1000m. Cette méthode approximative fonctionne assez bien jusqu'à 5000m.



Nous avons vu que toute la décompression repose sur deux notions.

- La vitesse de diffusion (PpN_2 respirée – TN_2 dissout) ce qui permet de connaître la charge en gaz.
- La capacité de dissolution (fonction de la pression ambiante) qui permet de connaître le seuil limite à ne pas dépasser.

Maintenant, il suffit de regarder ce qui se passe dans un lac de montagne ($P_{atm} = 0,7b$)

Nous sommes au bord de ce lac depuis plusieurs jours et la TN_2 de nos tissus = PpN_2 inspirée.

$$TN_2 = PpN_2 = 0,7b * 80\% = 0,56b$$

En mer, nous aurions

$$TN_2 = PpN_2 = 1b * 80\% = 0,8b$$

diffusion

A –30m en lac, nous avons 3,7b de P_{amb} et PpN_2 respirée $3,7 * 80\% = 2,96b$

A –30m en mer, nous avons 4b de P_{amb} et PpN_2 respirée $4 * 80\% = 3,2b$

La vitesse de diffusion sera (PpN_2 inspirée à –30m) – (TN_2 départ)

$$\text{En lac : } 2,96b - 0,56b = 2,4b$$

$$\text{En mer : } 3,2b - 0,8b = 2,4b$$

La 'force motrice' étant la même, la vitesse de diffusion sera identique.

Dissolution :

La capacité de stockage maxi ne dépend que de la pression ambiante. Or, une même pression ambiante ne se rencontre pas à la même profondeur :

Ex : 2b

Dans ce lac, on trouve 2b de pression absolue à 2b – 0,7b = 1,3b soit **13m**

En mer, on trouverait cette pression à 2b – 1b = 1b soit **10m**

Avec cet exemple, on voit bien que la décompression en altitude sera plus contraignante (palier plus profond et/ou plus longs). Les seuils critiques de sur-stockage seront atteints à des profondeurs plus importantes.

Remarques :

La maîtrise de manipulations particulières que l'on demande dans certains cursus de plongeur (la 'profondeur fictive', la vitesse de remontée et la profondeur des paliers) ne sont justifiées que par le fait qu'on veut plonger en altitude avec ses tables 'Air'. Elles ne sont en aucun cas des règles absolues et incontournables.

L'Avion après la plongée

Lorsqu'on prend l'avion, on est confronté à une baisse rapide de la pression ambiante dès que l'avion décolle. Si, à cause de cette dépression, un des tissus présente une sursaturation excessive, des symptômes de MDD sont à prévoir.

Pour éviter cette situation, il faut observer une période d'attente 'Do Not Fly'. La plupart des ordinateurs de plongée indiquent une durée à respecter avant de prendre l'avion. Cette période devrait correspondre à une désaturation totale. Cependant, il existe de telles différences entre les indications fournies par les différents ordinateurs du marché, qu'on peut se poser des questions.

D'après Buhlmann, la période 'Do not fly' doit permettre à tous les compartiments, même le plus long, de suffisamment désaturer pour supporter une chute brutale de pression (jusqu'à une certaine valeur) sans qu'aucune tolérance de sursaturation ne soit dépassée. La 'certaine valeur en question' est la pression habituelle régnant dans un avion commercial. Elle est à peu près équivalente à la pression atmosphérique régnant à 6000 pieds (1800m). Cependant, en cas d'urgence, la pression peut se retrouver à la pression ambiante régnant à l'altitude de vol. Aussi, par mesure de prudence, est-il plus prudent de tableur sur une altitude de 13000 pieds (3900m). l'ordinateur Aladin va même plus loin en prenant 15000 pieds, soit 4500m.

Pour vous embrouiller encore un peu plus (ou vous faire réfléchir), voici un petit exemple :

Après une même plongée, l'Aladin Air X indique un 'do not fly' de 9h, alors que le scubapro Buddy indique 24h. Tausim (un logiciel allemand présent sur le site <http://www.achim-und-kai.de/kai/>, sur lequel on trouvera également cet article), calcule quant à lui, une durée de 17h (mais avec une pression cabine de 1800m). où est la bonne réponse ?

D'ailleurs, pour ajouter à la confusion, il faut préciser que Tausim n'est pas plus précis car il arrive qu'avec une plongée profonde ou longue, les simulations de calcul faisant intervenir les compartiments lents, tombent sur une valeur négative du logarithme à cause des limites du modèle Buhlmann. Dans ce cas, on doit utiliser un compartiment un peu moins long, ce qui fausse le calcul. Ainsi, si on se sert de moins de 16 compartiments pour effectuer le calcul, on trouve une durée sous-évaluée.

Nous avons précisé que l'Aladin, par mesure de sécurité, se basait sur une pression cabine équivalente à 15000 pieds. Comment, dans ce cas, expliquer que l'Aladin indique une durée de 9h, ce

qui est bien inférieur à ce qu'indiquent les calculs basés sur 13000 pieds ?



C'est parce que l'Aladin se base sur les compartiments de période moyenne au lieu d'utiliser le plus lent.

L'expérience a montrée que les symptômes d'ADD produit lors d'un vol effectué trop tôt, affectent (principalement ou uniquement ???) les compartiment de période intermédiaire.

Alors que l'Aladin s'appuie sur le modèle ZH-L8ADT qui est plus conservateur (spécialement lors des plongées successives), et non sur le ZH-L16, on pourrait être amené à penser que le temps indiqué avant de pouvoir prendre l'avion, est un peu maigre. Malheureusement, il n'y a rien dans la notice qui précise les compartiments utilisés pour le calcul.

Comment fait le scubapro ? Il indique simplement le temps nécessaire pour terminer la désaturation.

En utilisant le modèle ZH-L16, les quatre compartiment les plus longs ne sont pratiquement jamais impliqués dans les profils de plongée, aussi le temps 'do not fly' est toujours plus long que celui indiqué par Tausim. Le fait d'utiliser le temps nécessaire pour terminer la désaturation va toujours dans le sens de la sécurité. Cependant, cela signifie également que le 'do not fly' issu de deux ou trois plongées par jour, et quelque fois plus, pendant plusieurs jours, peut allègrement dépasser les 24h. Combien de plongeurs accepteraient de ne pas plonger les deux derniers jours de leur séjour plongée ?

Comment font les autres fabricants d'ordinateur ? A ce propos, ils invoquent 'le secret de fabrication'. Ou donnent des informations floues et inutilisables. C'est le coté obscur des ordinateurs de plongée qui constitue un risque potentiel pour le plongeur.

Bref, avant de prendre l'avion vous devez être 'Nitrogen clean'. Ce qui signifie qu'il est plus prudent d'avoir complètement désaturé.

Gaz alvéolaire (vapeur d'eau + CO₂)

Introduction

Les alvéoles sont un espace où sont brassés les gaz frais respirés et des gaz provenant du sang veineux. Il s'ensuit un savant mélange où, en plus de l'azote et l'oxygène, on va retrouver de la vapeur d'eau provenant de l'humidification de l'air respiré et du gaz carbonique issus de la respiration cellulaire.

Afin de subvenir à ses besoins énergétiques, l'organisme transforme une partie de l'oxygène apporté par le sang en CO₂. Selon l'effort physique du moment, la quantité d'oxygène métabolisée pourra varier. C'est pourquoi, plus on consommera d'oxygène, moins on en rejettera et plus on rejettera de CO₂.

La composition du gaz alvéolaire pourra donc légèrement varier en fonction du rapport O₂/CO₂ rejeté.

Il faut bien comprendre que la 'place' occupée par la vapeur d'eau et le CO₂ se fait au détriment de l'azote et de l'oxygène. De plus, la Pression du CO₂ et de H₂O est constante, quelque soit la valeur de la pression ambiante.

Quotient respiratoire (alvéolaire)

Le rapport de production du gaz carbonique sur la consommation d'oxygène est appelé quotient respiratoire. Les valeurs s'échelonnent de 0,7 à 1,0, dépendant de la forme et de la condition physique. Le manuel de plongée de L'U.S. Navy préconise 0,9, ces valeurs sont une bonne approximation pour établir ses calculs.

Bennett & Elliott (4^{ème} édition).

La ventilation alvéolaire : la pression totale des gaz secs présents dans l'alvéole, y compris la vapeur d'eau, sera à peu près égale à la pression ambiante (ou barométrique). La vapeur d'eau doit donc être soustraite de celle-ci. Elle dépend de la température de l'alvéole et vaut 47mmHg (6,25Kpa) à 37 deg C.

Buhlmann (1995 Diving Medicine).

Pour le calcul de la pression partielle d'un gaz respiratoire, la pression de vapeur d'eau doit être déduite de la pression ambiante totale.

$$P_i (\text{gaz inerte}) = (P_{\text{amb}} - 0,0627 \text{ bar}) \times \% \text{ de gaz inerte}$$

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.

Hamilton, manuel DCAP.

Gaz alvéolaire : Le mode opérationnel de DCAP s'appuie sur les valeurs des gaz respirés, mais Tonawanda II (modèle de gaz dissout) utilise les valeurs alvéolaires pour ses calculs. Ceci est la principale différence qu'il y a entre DCAP et certains autres logiciels de décompression.

Ajustement raisonnable des gaz alvéolaires : le gaz respiré est dilué dans les poumons avec le CO₂ et la vapeur d'eau. Ce n'est pas très important pour les pressions habituellement utilisées en plongée, mais ça peut devenir significatif lors des plongées en altitude où ces gaz représentent une plus grande part de la pression totale. Avec un quotient respiratoire supposé de 0,8, l'équation de la ventilation alvéolaire donne la pression alvéolaire du gaz inerte. (voir Schreiner et Kelley, 1971).

$$P \text{ alvéolaire (gaz inerte)} = (P_{\text{amb}} - 37\text{mmHg}) \times \text{pourcentage (gaz inerte)}$$

- 37 mmHg = 0,0493 bar = 0,493 msw
- 37 mmHg = 0,0487 atm = 1,607 fsw

La valeur appropriée est soustraite de la pression ambiante durant les calculs de gaz alvéolaire de DCAP.

Comme on a pu le voir avant, pour calculer la pression initiale des gaz respiratoires inspirés (alvéolaires), la question de soustraire la pression de vapeur d'eau ne se pose même plus. La seule question qui demeure est de savoir quelle est la valeur à soustraire. Cette question est à replacer dans l'utilisation de l'équation de la ventilation alvéolaire :

$$P \text{ alvéolaire} = [(PCO_2 \times (1 - Rq) / Rq) + P_{\text{amb}} - PH_2O] \times \text{pourcentage (gaz inerte)}$$

- Rq = quotient respiratoire
- PCO₂ = pression du gaz carbonique
- Pamb = pression ambiante
- PH₂O = pression de la vapeur d'eau

Si on utilise les valeurs standards pour le CO₂ = 40mmHg et PH₂O = 47mmHg, alors, pour les quotients respiratoires suivants, on obtient :

0,8	0,9	1,0
Pamb - 37 mm Hg	Pamb - 42,55 mmHg	Pamb - 47 mmHg
Pamb - 0,0493 bar	Pamb - 0,0567 bar	Pamb - 0,0627 bar
Pamb - 0,493 msw	Pamb - 0,567 msw	Pamb - 0,627 msw
Pamb - 1,607 fsw	Pamb - 1,848 fsw	Pamb - 2,041 fsw
(valeur Schreiner)	(valeurs U.S. Navy)	(valeurs Buhlmann)

Aussi le concepteur du logiciel devra choisir entre ces valeurs ; les valeurs Buhlmann qui sont les plus permissives, les valeurs Schreiner sont les plus

contraignantes et les valeurs U.S. Navy qui sont au milieu.

Exemple :

Pression ambiante = surface = 1,013b CO2 + H2O = 0,063b N2 = (1,013 - 0,063) * 79% = 0,7505b O2 = (1,013 - 0,063) * 21% = 0,1995b	Pression ambiante à 10m = 2,013b CO2 + H2O = 0,063b N2 = (2,013 - 0,063) * 79% = 1,5405b O2 = (2,013 - 0,063) * 21% = 0,2904b
--	--

Quelques chiffres

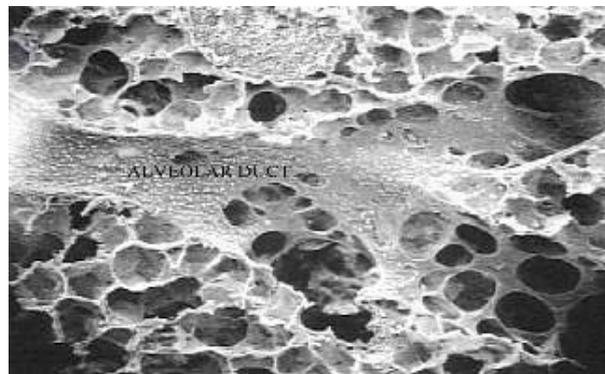
		Repos	Effort 80W	Effort 175W
Conso d'oxy	L/min	0,25	1,20	2,50
Ventilation pulmonaire	L/min	6,8	31,0	62,5
Pulsation	Par min	60	110	164
Pression sanguine	mmHg	125/70	150/90	185/95

Composition alvéolaire, ce qu'il faut retenir

Composition moyenne (données Bühlmann, Rq = 1):
H2O + CO2 = 0,063b (constant, indépendant de la pression ambiante)
N2 = 0,79%
O2 = 0,21%



Cils humidificateurs



Alvéoles pulmonaires

Gas Exchange Partial Pressure Gradients, And the Oxygen Window

Fenêtre Oxygène

Johnny E. Brian, Jr., M.D <ftp://decompression.org/pub/brian/>
Associate Professor
Department of Anesthesia
University of Iowa College of Medicine

(traduit de l'anglais par jean-marc belin : jmbelin@ifrance.com)

La 'Fenêtre Oxygène', 'la sous saturation inhérente', La 'pression partielle vacante'. La plupart des plongeurs s'intéressant à la décompression ont vraisemblablement entendu ces termes à un moment ou à un autre. Ces trois dénominations désignent le même phénomène physique. Dans cet article, on retiendra le terme de Fenêtre Oxygène car il semble que ce soit le plus utilisé. Bien que les termes de sous saturation inhérente ou de pression partielle vacante décrivent mieux le phénomène physique. En plongée, les techniques actuelles de décompression à l'oxygène s'appuient sur l'utilisation de la Fenêtre Oxygène. Alors que les plongeurs utilisent couramment la Fenêtre Oxygène pour leur décompression, on s'aperçoit que cela reste le concept le moins bien maîtrisé de la décompression. La compréhension de la Fenêtre Oxygène nécessite des connaissances sur la physiologie de la circulation et du transport des gaz, et la meilleure façon est de commencer avec la physiologie normobare.

La vie sous une pression d'une atmosphère.

La physiologie n'est pas homogène. Chez des individus sains, sous conditions normales, le flux sanguin pulmonaire, la ventilation, le flux sanguin dans les tissus ainsi que le métabolisme varient dans de fortes proportions. Le flux sanguin, la ventilation, et le métabolisme dépendent des individus et varient au cours du temps. Ces variables affectent sensiblement les échanges gazeux intervenant dans les régions localisées des poumons et des tissus. Pour rendre ce processus complexe plus facile à comprendre, l'étude de la physiologie a été réduite en des termes minimalistes, voir simplistes. Cependant, les descriptions reflètent correctement le processus global de l'accumulation et de l'élimination des gaz, et les valeurs présentées correspondent à une valeur moyenne. Les pressions partielles sont exprimées en millimètres de mercure (mmHg) et 1 Atm = 760 mmHg. Pour les puristes du système international, on divisera les mmHg par 7,5 pour obtenir des kilopascals qui sont l'unité de pression légale.

Le mouvement des gaz, qui va des poumons aux tissus et vice versa, est dépendant de l'écart des pressions partielles. Le concept de pression partielle d'un gaz en solution est parfois confus car dans un liquide le gaz est dissout en solution. Un gaz dissout dans un liquide n'exerce aucune pression hydrostatique en tant que gaz restant en phase gazeuse, car les atomes, ou molécules, de gaz ne sont plus libre de se déplacer comme ils le faisaient en phase gazeuse. Ceci est un concept très important qu'il faut comprendre ou accepter. Les forces qui maintiennent un gaz en solution sont les mêmes forces que celles qui maintiennent n'importe quelle composition non ionisée (gaz, liquide, solide) en solution. Les tissus sont principalement des liquides et la pression partielle d'un gaz dissout dans un liquide est définie comme étant la pression partielle que ce gaz exercerait si ce gaz était en équilibre avec le liquide. La pression partielle des gaz tissulaires est habituellement exprimée en mmHg ou en atmosphères (atm). La pression partielle des gaz tissulaires est une indication de la quantité de gaz présente dans le tissu. La quantité totale de gaz présente dans le tissu est également dépendante de la solubilité du gaz qui peut varier selon les gaz et les tissus. Pour atteindre une même pression partielle donnée, un tissu pourra soit absorber une grande quantité de gaz très soluble, soit absorber une quantité plus faible de gaz moins soluble. En d'autres termes, pour un même volume de gaz dissout dans un tissu donné, la pression partielle due à un gaz hautement soluble sera plus faible que celle due à un gaz moins soluble.

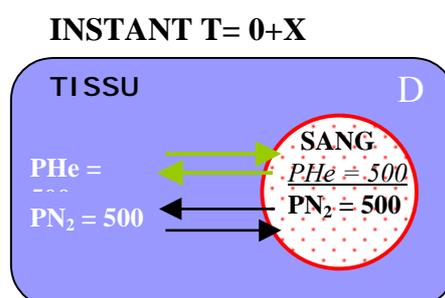
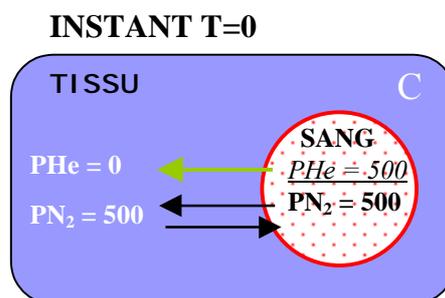
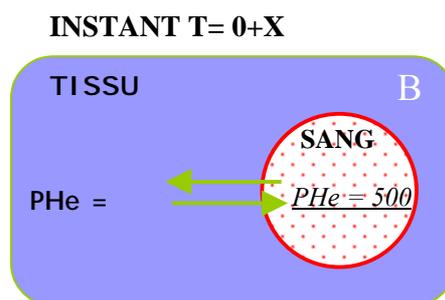
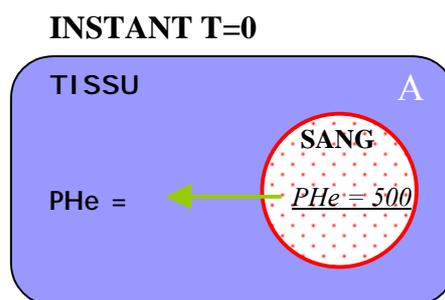
Les gaz en solution se déplacent par diffusion d'une zone où règne une pression partielle élevée, vers une zone de pression partielle plus faible. Bien que la force qui provoque la diffusion soit un écart de pression partielle, ce n'est pas une pression proprement dit qui dirige le mouvement des gaz. Lorsqu'on met un gaz sous pression pour remplir une bouteille, la différence de pression provoque un mouvement en masse des atomes ou molécules de gaz. Cependant la diffusion n'est pas un

mouvement de masse mais plutôt un déplacement discret d'atomes ou de molécules de gaz du à une agitation atomique ou moléculaire aléatoire. La diffusion d'un gaz donné entrant ou sortant d'un tissu ne dépend que de la différence de pression partielle de ce gaz, et absolument pas des autres gaz présents dans le tissu. Ceci peut sembler paradoxal car les plongeurs ont l'habitude de conceptualiser les gaz présents dans un tissu comme exerçant une 'pression' qui empêcherait d'autres gaz de rentrer dans le tissu. Cette analogie est incorrecte. La diffusion des gaz ne dépend pas d'un mouvement de masse provoqué par une différence de pression, mais elle est du à un mouvement individuel d'atomes ou de molécules de gaz tirés par la différence de pression partielle. L'interaction de gaz distincts dissous en solution n'affecte pas la diffusion gazeuse.

Les exemples de la Figure 1 montrent une diffusion gazeuse du sang vers les tissus.

Sur la Figure 1A, au temps zéro, un sang chargé d'hélium ayant une pression partielle de 500mmHg s'écoule au travers d'un capillaire vers un tissu ayant une PpHe de zéro. Soumis à une agitation aléatoire, les atomes d'hélium vont commencer à heurter la paroi interne du capillaire. Quelques atomes d'hélium traverse la paroi capillaire pour atteindre un tissu où les atomes d'hélium peuvent soit diffuser plus loin dans le tissu, soit re-diffuser vers le capillaire. La direction prise est imprévisible, mais à cet instant, il y a beaucoup plus d'atomes d'hélium qui heurtent la paroi interne du capillaire (pour sortir) qu'il n'y en a sur la paroi externe (pour entrer) et la résultante des diffusions fait que l'hélium sort du capillaire. A un moment situé entre les Figures 1A et 1B, la pression d'He régnant dans le tissu aura atteint 250mmHg. A cet instant, la probabilité pour que les atomes d'hélium du tissu rencontre la paroi externe du capillaire est moitié moindre que la probabilité pour que des atomes d'hélium du sang ne rencontrent la paroi interne du capillaire. La résultante de ces diffusions est toujours une diffusion 'sortant du capillaire' mais à un taux 2 fois moins élevé que celui de la Figure 1A. Au bout d'un laps de temps $0 + X$, l'équilibre sera atteint et la PpHe vaudra 500mmHg à la fois dans le sang et dans le tissu. A l'équilibre, les atomes d'He continuent à traverser la paroi du capillaire et diffusent dans le tissu au même taux que lorsque la PpHe du tissu valait zéro. Cependant, la somme des diffusions des atomes d'He vaut désormais zéro car les atomes d'He du tissu heurtent la paroi externe du capillaire (et re-diffusent donc dans le capillaire) au même taux que les atomes d'He du sang qui rencontrent la paroi interne du capillaire (et qui diffusent donc dans le tissu). C'est ce qui est représenté par des flèches de mêmes longueurs. Sur la Figure 1C, les conditions sont identiques à celles de la Figure 1A, sauf que le sang et les tissus ont été préalablement équilibrés avec une pression partielle d'azote de 500mmHg. L'azote est en équilibre et les molécules de N_2 diffusent vers le sang dans les deux sens, au même

taux. Etant donné que la pression ambiante est égale ou supérieure à 1000 mmHg, quand le sang chargé avec une PpN₂ de 500 mmHg et une PpHe de 500 mmHg coule dans les capillaires, L'He diffuse dans les tissus comme il est montré en Figure 1A. Les molécules de N₂ ne bloquent pas la diffusion d'hélium du sang vers les tissus. L'écart de diffusion de l'hélium est de 500 mmHg dans les deux cas : Figures 1A et 1C. Dans la Figure 1D, le temps nécessaire à l'hélium pour atteindre l'équilibre avec les tissus sera le même que celui nécessaire lorsque l'hélium est seul en présence, comme dans la figure 1B.



Quand un gaz diffuse dans un liquide, les interactions des molécules de gaz avec les molécules du liquides prédominent sur toutes autres interactions gaz-gaz. Par exemple, lorsque de l'eau est saturée en azote sous une pression de 1atm à 37°C, les molécules d'azote ne représente que 0,01% du total des molécules (eau + azote). Si on double la quantité d'azote, alors les molécules de N₂ ne représenteront que 0,02% du nombre total de molécules. En réalité, les chances d'interaction entre les molécules d'azote et les molécules d'eau est plus grand ne le laisse supposer le pourcentage indiqué ci-dessus parce que le diamètre des molécules d'eau est plus grand que celui de la plupart des molécules de gaz (l'eau est une cible plus grande). De plus, à cause des interactions entre solvant et diluant (eau – gaz), les molécules de gaz dissoutes tendent à rester entourées par les molécules d'eau. Le concept qui stipule que les atomes ou molécules de gaz dissout dans les tissus peuvent 'expulser' d'autres molécules de gaz en dehors des tissus à cause des interactions gaz – gaz, n'est pas correcte.

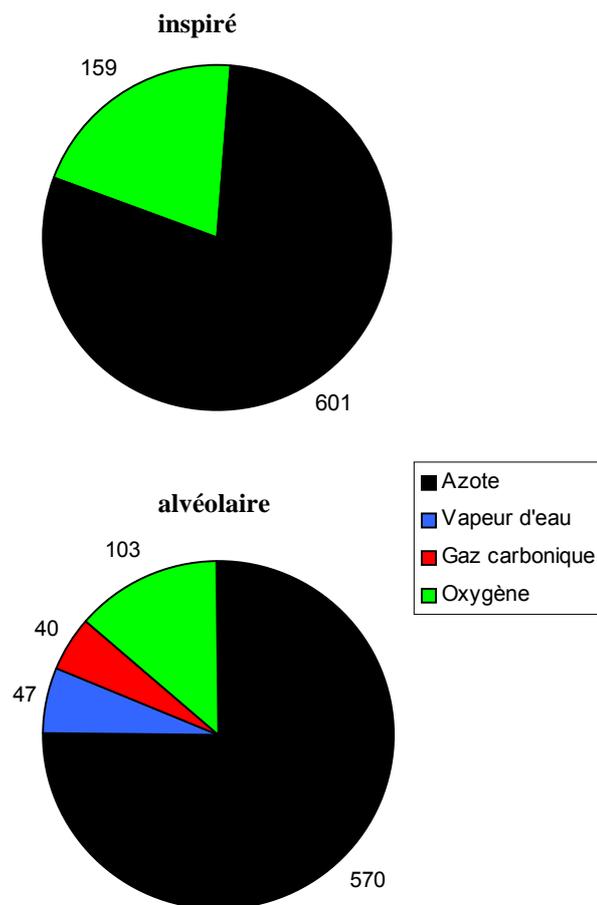
Transport des gaz dans le sang

Quelque soient les conditions, le sang qui arrive aux poumons libère du CO₂ et absorbe de l'O₂. Dans des conditions normales à 1 atm, nous sommes saturé en N₂ et en d'autres gaz présents sous forme de trace, ce qui fait que pour ces gaz, il n'y a pas d'écart de pression partielle entre le sang et les tissus. La plupart du temps, en physiologie normobare, l'azote et les traces d'autres gaz sont ignorés car il n'y a pas d'échange actif de ces gaz. Pour notre sujet, il est intéressant d'inclure l'azote et les traces d'autres gaz pour illustrer comment la Fenêtre Oxygène peut s'accroître. Par la suite, tous les gaz à l'état de trace (principalement l'argon) ont été assimilés à l'azote pour simplifier la discussion et les schémas. Le CO₂ atmosphérique a également été omis car il ne représente qu'un infime pourcentage de la composition de l'atmosphère.

Quand nous respirons de l'air à 1atm, l'air inspiré traverse notre appareil respiratoire pour atteindre les alvéoles qui sont la plus petite unité d'échange des poumons. Lors de leur passage vers nos poumons, les gaz seaturent en vapeur d'eau, ce qui dilue les gaz inspirés. A 37°C, la pression partielle de la vapeur d'eau est de 47 mmHg. La membrane des alvéoles ne constitue pas une barrière à la diffusion gazeuse, et les gaz alvéolaires s'équilibrent rapidement avec le sang qui circule dans les capillaires alvéolaires. Parce que les alvéoles sont des volumes gazeux en communication avec l'atmosphère ambiant, la somme des pressions partielles dans l'alvéole doit être égale à la pression ambiante. L'oxygène diffuse vers l'extérieur et le CO₂ diffuse vers l'intérieur de l'alvéole. Ces deux processus tendent à faire diminuer la pression partielle d'O₂ (PpO₂) de l'alvéole. La Figure 2 montre les pressions partielles régnant dans l'air inspiré et dans

l'alvéole. A 1atm, l'air asséché a une PpO₂ de 159 mmHg. Mais, le temps que l'air atteigne les alvéoles et s'équilibre avec le sang, la PpO₂ alvéolaire (PpO_{2A}) est tombée à 103 mmHg. Ceci signifie que la PpO₂ du sang qui circule dans le capillaire alvéolaire ne peut pas être supérieure à 103 mmHg. Si toutes les alvéoles du poumon étaient parfaitement ventilées et perfusées, la PpO₂ du sang artériel serait de 103 mmHg. Cependant, la ventilation et la perfusion des poumons n'est pas parfaite 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 PpO₂ artérielle (PpO_{2a}) jusqu'à 95 mmHg. Une PpO_{2a} de 95 mmHg est une valeur optimale ; en réalité, chez des individus en bonne santé, la PpO_{2a} varie entre 85 et 95 mmHg.

Figure 2

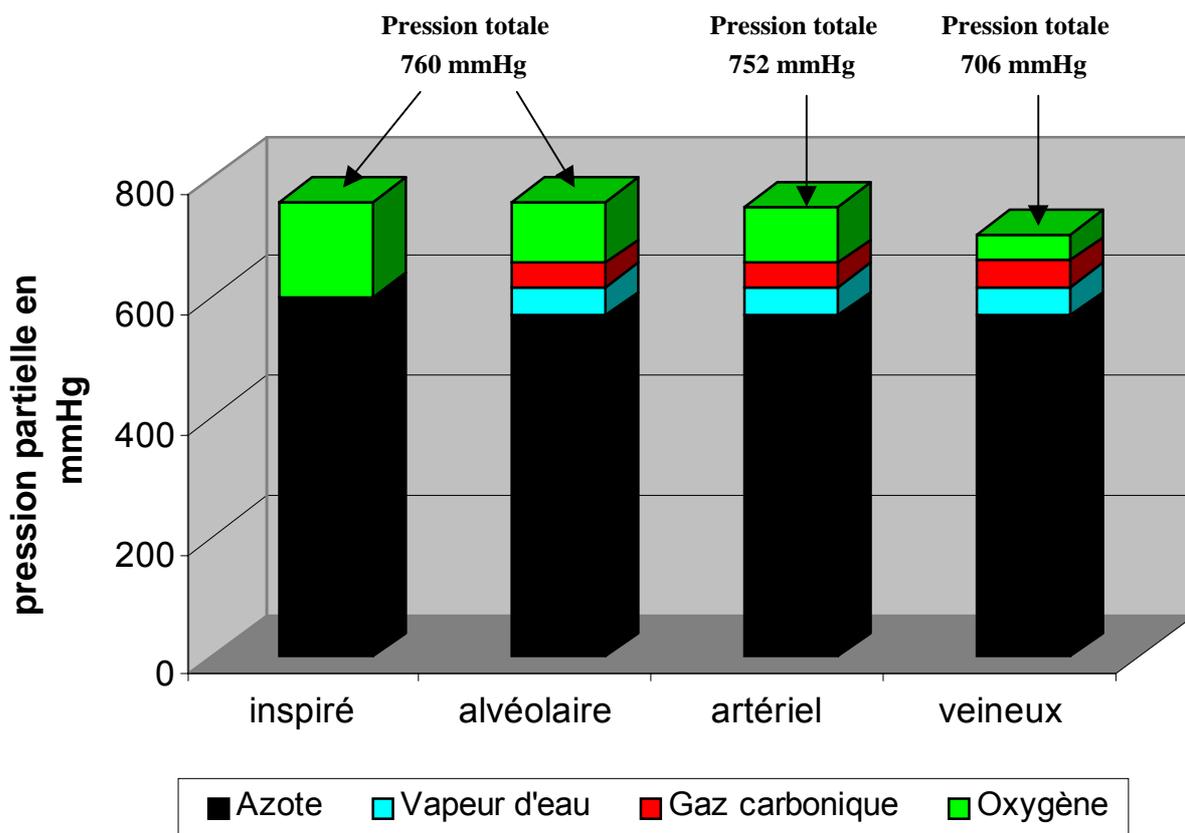


Toutes les valeurs sont exprimée en mmHg

De manière concrète, les liquides sont incompressibles et ils ne réagissent pas aux changements de pression ambiante. C'est pour cela que la somme des pressions partielles des gaz dans un liquide peut être inférieure à la pression ambiante. Les liquides, comme le sang et d'autres tissus du corps, s'équilibreront seulement avec la pression partielle du gaz auquel ils sont exposés. Du côté alvéolaire de la membrane alvéolaire, la somme des pressions partielles des gaz doit être égale à la pression ambiante. Alors que du côté aqueux de la membrane, la somme des pressions partielles des gaz peut être inférieure, et en certains endroits, elle peut être nettement inférieure à la pression ambiante. La pression partielle qu'un gaz exerce sur un liquide dépend de la température, de la solubilité du gaz dans ce liquide et de la quantité de gaz présent. Aussi, si la quantité de gaz présent et la température demeurent constants, la pression partielle du gaz dans le tissu ne varie pas. Si un des gaz est retiré du tissu, les gaz restants ne vont pas 's'étaler' pour occuper la pression partielle rendue vacante par le gaz qu'on a enlevé.

Respiration d'Air à 1 atm

Figure 3



La Figure 3 représente les pressions partielles lorsqu'on respire de l'air à 1 atm ; à partir de l'air inspiré jusqu'au sang veineux. A cause de la diminution de la P_{pO_2} entre l'alvéole et le sang artériel, la somme des pressions partielles régnant dans le sang artériel pendant la respiration d'air à 1 atm, est de 752 mmHg, donc moins que la pression ambiante (760 mmHg). Si la pression partielle artérielle (P_{pO_2a}) est inférieure à 95 mmHg (valeur retenue dans notre exemple), alors la somme des pressions partielles régnant dans le sang artériel sera également inférieure.

Les gaz n'ayant aucune action sur le métabolisme, comme He et N_2 , ne sont transportés dans le sang que sous forme dissoute, et il existe une relation directe entre la quantité de gaz présente dans le sang et la pression partielle des gaz. A l'opposé, les gaz ayant des actions sur le métabolismes, comme

O_2 et le CO_2 , possèdent un système de transport hautement spécialisé. Sous 1 atm, la plupart de l' O_2 est transporté dans le sang en étant combiné à l'hémoglobine. L'hémoglobine est une protéine spécialisée du globule rouge qui peut établir, de manière réversible, une liaison avec l' O_2 . Quand l' O_2 est lié à l'hémoglobine, il n'est plus dissout en solution et il ne contribue plus à la pression partielle (P_{pO_2}). C'est parce que l' O_2 est lié à l'hémoglobine que la relation entre la totalité de l' O_2 contenu dans le sang (Q_{tO_2}) et la P_{pO_2} n'est pas du tout linéaire, ce qui est dû à la non linéarité de la courbe de dissociation O_2 - hémoglobine (Figure 4). Sur l'axe des ordonnées, on a le pourcentage de saturation de l'hémoglobine, cela représente la fraction de molécules d'hémoglobine qui ont une liaison oxygène. L'axe des abscisses représente la P_{pO_2} .

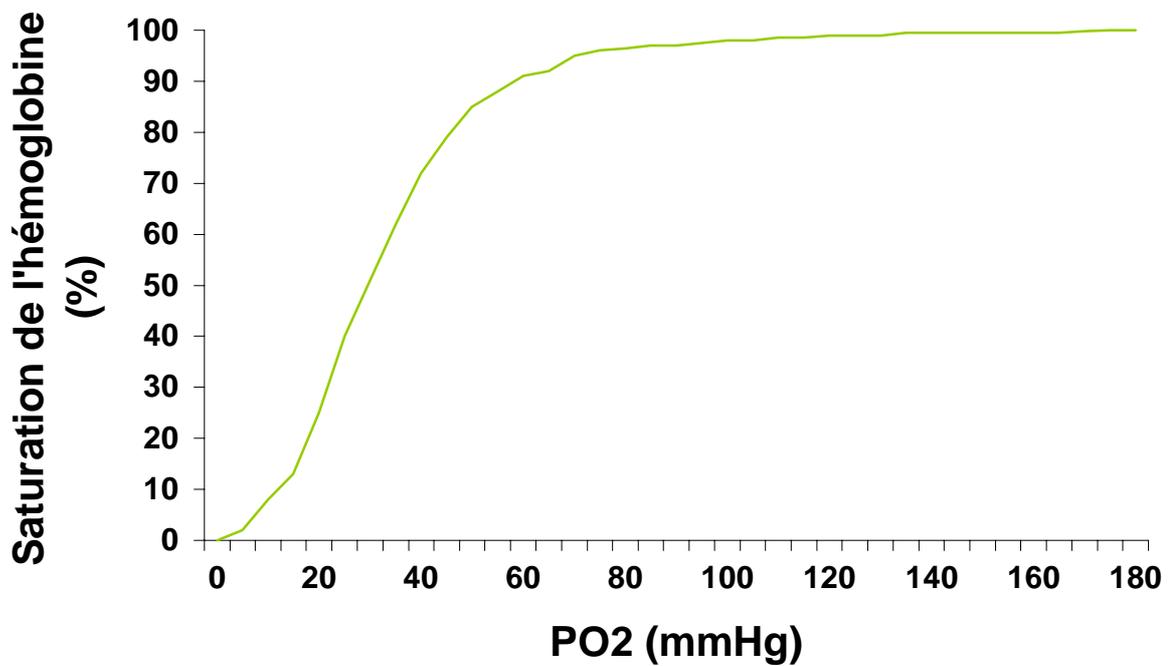


Figure 4

La partie gauche de la courbe est relativement raide et au fur et à mesure que la PpO_2 augmente, le pourcentage de saturation augmente également rapidement car l' O_2 se lie à l'hémoglobine. Alors que la saturation de l'hémoglobine approche les 90%, la courbe commence à s'aplanir et, pour une nouvelle augmentation de la PpO_2 , l'augmentation de la saturation de l'hémoglobine devient plus faible. Dans des conditions normales, l'hémoglobine peut fixer 1,39ml d' O_2 par gramme d'hémoglobine. Dans l'exemple suivant, on a considéré une concentration normale de 15g/dl de sang. On peut donc calculer la quantité d'oxygène fixée à l'hémoglobine en multipliant successivement la concentration d'hémoglobine par 1,39 puis par la saturation de l'hémoglobine. Par exemple, si la concentration de l'hémoglobine est de 15g/dl et que la saturation est de 97,25%, alors l'oxygène fixé à l'hémoglobine vaut $1,39 \times 15 \times 97,25\% = 20,28\text{ml d}'O_2/\text{dl de sang}$. L'oxygène existe également sous forme dissoute dans le sang, mais la quantité d'oxygène dissoute est faible comparée à la quantité fixée à l'hémoglobine. Le sang ne contient que 0,003ml d' $O_2/\text{dl de sang par mmHg de pression partielle}$.

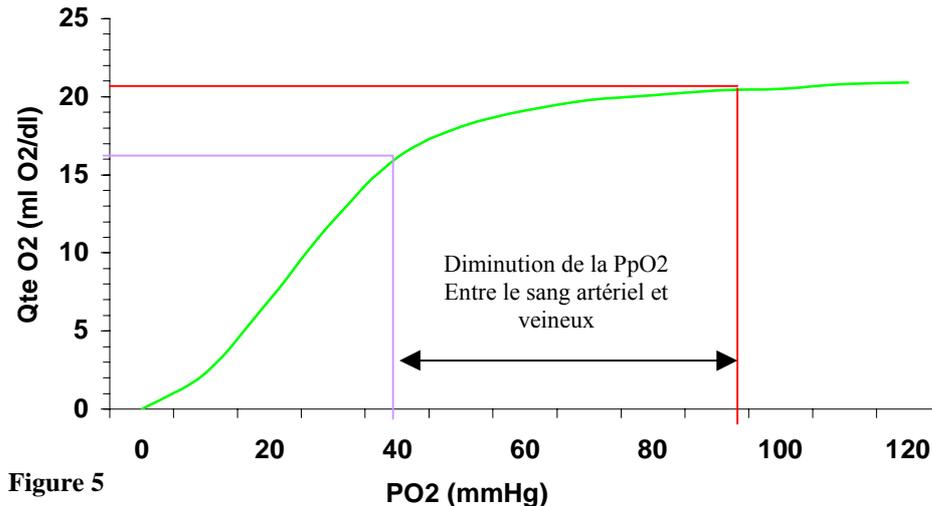
Lorsque l'hémoglobine est saturée à 97,25%, la PpO_2 est de 95mmHg et la quantité dissoute est de $0,003 \times 95 = 0,29\text{ml/dl de sang}$. La quantité totale d'oxygène contenue dans le sang est la somme de la fraction combinée à l'hémoglobine et de la fraction dissoute. Bien qu'il existe une relation entre la quantité totale d' O_2 (QtO_2) et la PpO_2 , il ne s'agit pas d'une simple relation linéaire comme avec les gaz qui sont entièrement dissous. Le gaz carbonique est également transporté sous d'autres formes que la dissolution ; sous forme combinée en ions bicarbonates présents dans les globules rouges, et on le retrouve également fixé à l'hémoglobine. Cependant, ces mécanismes sont bien moins

efficaces que ceux qui fixent l'oxygène à l'hémoglobine et la relation entre la $PpCO_2$ et la quantité totale de CO_2 est presque linéaire.

Au fur et à mesure que le sang irrigue les tissus, l'oxygène entre dans les tissus alors que le CO_2 se déplace vers le sang. Si la PpO_2 qui a été soutirée du sang était remplacée par une $PpCO_2$ équivalente en provenance des tissus, il n'y aurait aucune modification entre la pression partielle artérielle et veineuse. Cependant, au fur et à mesure que le sang traverse les tissus, l'augmentation de la $PpCO_2$ est bien moins importante que la diminution de la PpO_2 . **Ceci est la genèse de la Fenêtre Oxygène.** Lorsqu'on respire de l'air à 1 atm sous conditions normales, la différence moyenne entre les PpO_2 artérielle et veineuse est d'environ 50mmHg, ce qui signifie que la PpO_2 veineuse est inférieure de 50mmHg à la PpO_2 artérielle. Pendant que la PpO_2 diminue de 50mmHg, la $PpCO_2$ augmente seulement de 5mmHg entre le côté artériel et veineux. Il y a deux raisons pour expliquer que l'augmentation de la $PpCO_2$ est inférieure à la diminution de la PpO_2 . Tout d'abord la totalité de l'oxygène consommé n'est pas transformé en CO_2 . En temps normal, environ 80% de l'oxygène est convertit en CO_2 . La seconde raison, et la plus importante, est que le CO_2 est vingt fois plus soluble dans le sang que ne l'est l'oxygène. Pour un même volume de gaz absorbé par un liquide, les gaz qui sont très solubles provoquent une pression partielle plus faible.

La Figure 3 représente la valeur des pressions partielles lorsqu'on respire de l'air à 1 atm. La somme des pressions partielles diminuent légèrement entre les alvéoles et le sang artériel où sa valeur chute à 752mmHg. La somme des pressions partielles régnant dans le côté veineux de la

RESPIRER DE L'AIR A 1ATM



circulation est de 706mmHg, ceci est du à la consommation d'oxygène par les tissus. Dans notre exemple, l'oxygène diminue de 95 à 44mmHg pendant que le CO₂ augmente de 40 à 45mmHg. Les pressions partielles d'azote et de vapeur d'eau restent inchangées que ce soit dans les alvéoles, dans le sang artériel ou dans le sang veineux. Dans des conditions normales, lorsqu'on respire de l'air à 1atm, le sang veineux est sous-saturé de 54 mmHg. Cette valeur a été déterminée en effectuant la soustraction : pression ambiante – somme des pressions partielles. La Fenêtre Oxygène s'ouvre lorsque de l'oxygène est soustrait du sang artériel et n'est que partiellement remplacé par du CO₂ dans le sang veineux. Pour la formation de la Fenêtre Oxygène, le facteur prédominant est la différence entre les PpO₂ artérielles et veineuses. La somme des pressions partielles tissulaires est inférieure à celle régnant dans les veines ; ceci est du à l'écart des diffusions entre tissu et sang. La PpO₂ diminue lorsque la distance au capillaire augmente, mais la PpCO₂ n'augmente que très peu à cause de la grande solubilité du CO₂.

La sous-saturation du sang et des tissus ont fait l'objet de publications lors de différentes études. En 1910, Krogh démontrait que la somme des pressions partielles régnant dans le sang artériel était inférieure à la pression ambiante, bien que Krogh fut incapable de mesurer chaque pression partielle individuellement (5). Depuis l'époque de Krogh, la sous-saturation inhérente du sang veineux a été confirmée par des mesures directes des pressions partielles dans les veines et les tissus (1, 6). Les résultats de ces études expérimentales concordent avec les valeurs calculées qui sont présentées dans les différents schémas de cet article. La diminution de la pression partielle totale entre le coté artériel et veineux fut ultérieurement appelée 'pression partielle vacante' par Momsen, 'sous-saturation inhérente' par Hills, et 'Fenêtre Oxygène' par Behnke (7).

La taille exacte de la Fenêtre Oxygène dépend de la quantité totale d'oxygène du coté artériel ainsi que de la consommation des tissus en oxygène. Sur la Figure 5, la courbe verte montre la dissociation O₂ - hémoglobine, mais l'axe des ordonnées représente la quantité totale d'oxygène plutôt que le pourcentage de saturation de l'hémoglobine comme dans la Figure 4. La ligne rouge représente la quantité totale d'oxygène et la PpO₂ du coté artériel, tandis que la ligne mauve représente la quantité totale de d'oxygène et la PpO₂ du coté veineux, lorsqu'on respire de l'air à 1atm. Pour ce graphique, la différence moyenne entre la QtO₂ a-v (artériel – veineux) a été établi à 4,5ml d'O₂/dl de sang et la concentration d'hémoglobine a été fixée à 15g/dl sang. Quelque soit la PpO₂ artérielle, on peut calculer la quantité totale d'O₂ artériel et on peut en déduire la quantité d'O₂ veineux par soustraction des 4,5ml d'O₂/dl de sang de la quantité d'O₂ artériel. La PpO₂ veineuse peut être déterminée sur la courbe en trouvant la PpO₂ veineuse qui correspond à la quantité d'oxygène veineux. Les pression partielles veineuses peuvent alors être cumulées pour être ensuite soustraites de la pression ambiante pour déterminer la Fenêtre Oxygène. Dans ces exemples, pour déterminer les pressions partielles correspondantes ainsi que les valeurs des quantités dessinées sur les courbes de dissociation O₂-hémoglobine, on a utilisé une table O₂-hémoglobine plus précise. La courbe de dissociation O₂ – hémoglobine s'aplanit pour des hautes valeurs de PpO₂ car la saturation de l'hémoglobine approche des 100% et tout ajout d'O₂ est principalement transporté sous forme dissoute.

Respiration d'oxygène à 1 atm

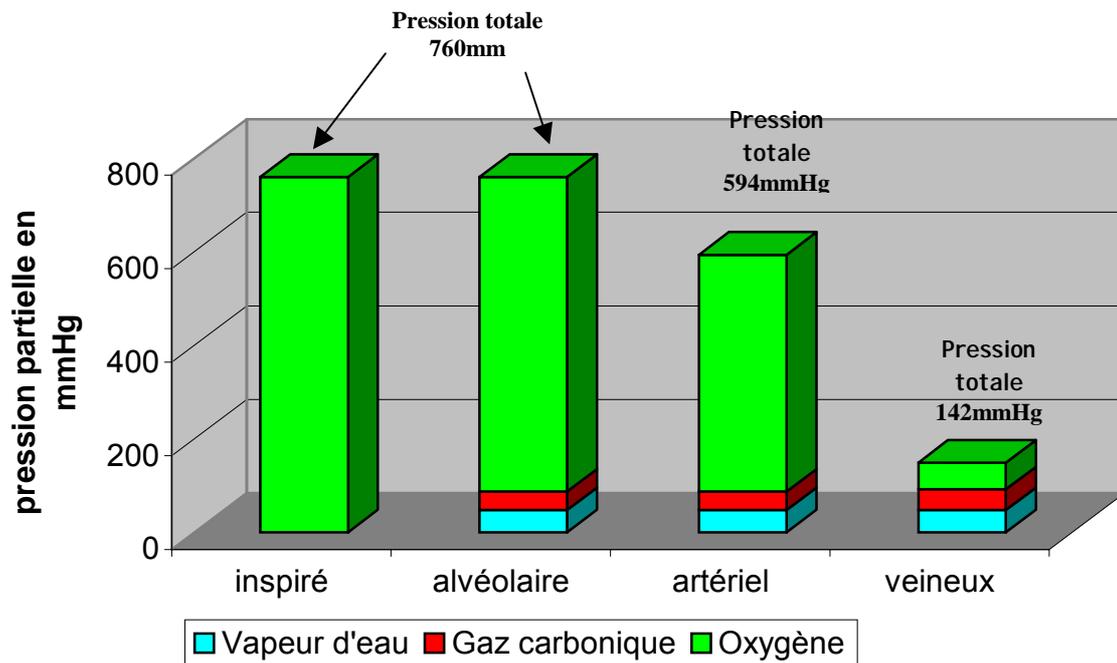


Figure 6

C'est parce que la quantité d'O₂ qui se dissout est bien inférieure à celle qui se combine à l'hémoglobine, que lorsque l'hémoglobine est entièrement saturée, toute augmentation de la quantité d'O₂ est largement inférieure à l'augmentation de la PpO₂. Quand l'oxygène est transféré du sang vers les tissus, l'oxygène dissout qui diffuse du sang dans les tissus est remplacé par de l'oxygène relâché par l'hémoglobine.

Alors que le sang traverse les tissus, un certain volume (quantité) d'oxygène est absorbé. La variation de PpO₂ requise pour le remplacement du volume d'O₂ prélevé, est dépendante de l'endroit où se trouve la valeur QtO₂ sur la courbe de dissociation O₂ – hémoglobine. C'est parce que la pente de la courbe de dissociation O₂–hémoglobine s'aplanit sur la partie droite de la courbe que, lorsque la PpO_{2a} se trouve sur la droite, la diminution de la PpO₂ devient plus importante pour un même volume d'oxygène soustrait. C'est pour cette raison que plus on se trouvera sur la droite de la courbe, plus, pour un même volume d'oxygène dissout absorbé, on aura une baisse de PpO₂ importante. Ceci signifie que sur l'axe vertical, la variation moyenne est toujours de 4,5ml O₂/dl, mais que sur l'axe horizontal, la variation dépend de l'endroit où se situe la valeur de QtO₂ sur la courbe. C'est ainsi que la Fenêtre Oxygène s'agrandit lorsque la PpO₂ augmente. En admettant que le volume d'O₂ absorbé reste constant (4,5ml O₂/dl), alors la quantité de CO₂ produite

est constante et l'augmentation de la PpCO₂ veineuse reste également constante. Ceci signifie que l'augmentation de la PpCO₂ a-v est toujours d'environ 5mmHg pendant que la diminution de la PpO₂ a-v peut varier de 50 à plus de 1000mmHg.

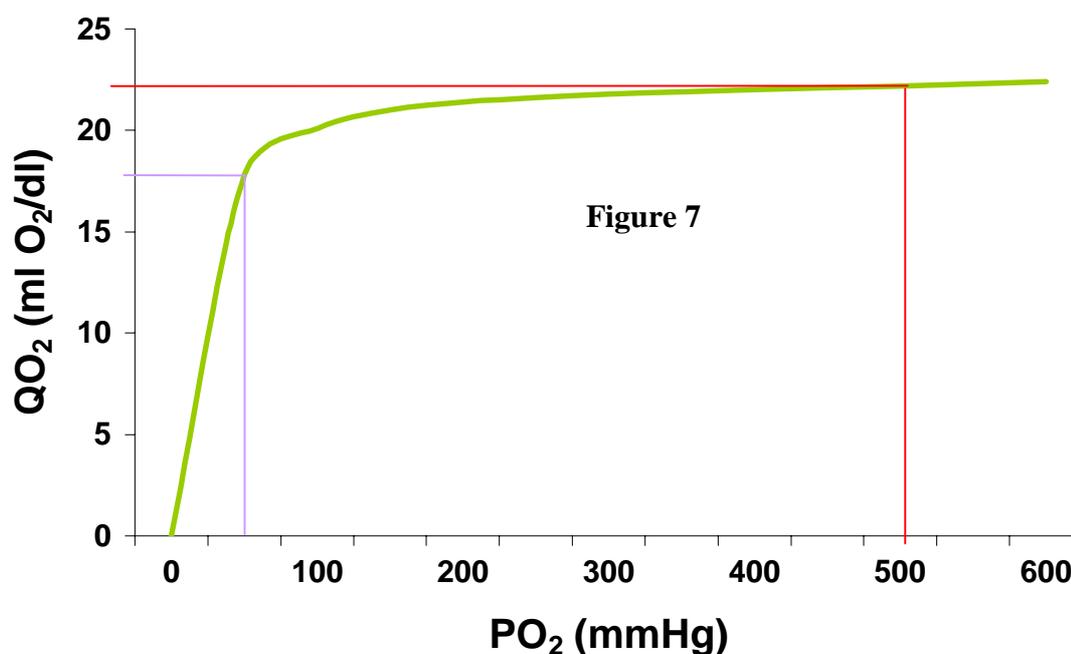
Lorsqu'on respire de l'oxygène à 1 atmosphère.

Avant d'aborder la physiologie hyperbare, il peut être utile, pour faire la transition entre la surface et le fond, de comprendre comment la Fenêtre Oxygène peut être agrandie en restant à 1 atm. La Figure 6 représente les pressions partielles de l'air inspiré jusqu'au sang veineux lorsqu'on respire de l'oxygène à 1 atm. Dans cet exemple, nous avons supposé que l'azote, l'argon et autres traces de gaz avaient été totalement éliminés du système. Pendant la respiration d'oxygène, la 'différence de rendement' pulmonaire entre ventilation/perfusion a un impact plus important que lors de la respiration d'air. Pendant la respiration d'O₂, sous conditions optimales, la PpO_{2a} est d'environ 500mmHg. A cause de la grande différence entre la PpO₂ alvéolaire et artérielle, le sang artériel est sous-saturé d'environ 166mmHg. Alors que le sang traverse les tissus, les mêmes 4,5ml O₂/dl de sang sont absorbés et la PpO₂ chute à 57mmHg dans le sang veineux. Aussi le sang veineux est-il sous-saturé de 618mmHg pendant la respiration sous oxygène à 1 atm. C'est la même courbe de dissociation O₂–hémoglobine que celle de la Figure 5, mais la partie droite du graphe a été étendue à des valeurs de PpO₂ plus grandes. Remarquez que le prélèvement d'oxygène est toujours de 4,5ml O₂/dl

de sang (axe vertical) comme dans la Figure 5. Cependant, du au fait que la PpO_2a s'est déplacée loin sur la droite où la pente de la courbe est plate, la différence de PpO_2 est bien plus importante que lorsqu'on respire de l'air à 1 atm. Dans cet

exemple, les 618mmHg de sous-saturation du sang veineux sont la Fenêtre Oxygène.

Respiration d'oxygène à 1 atm



La vie sous l'eau

Finalement, nous en arrivons aux effets des conditions hyperbares sur la Fenêtre Oxygène. Respirer de l'oxygène à -6m revient à avoir une PpO_2 inspirée de 1,6 atm (1216mmHg). On supposera que seuls les gaz respirés sont présents, comme dans les exemples précédents de respiration d'oxygène à 1 atm. La Figure 8 représente les pressions partielles en partant des gaz respirés jusqu'aux gaz veineux lorsqu'on respire de l' O_2 à 1,6 atm. Comme dans les schémas précédents, Figure 3 et 6, il y a un net décrochement entre la somme des pressions partielles alvéolaires et celles du sang veineux. La Figure 9 montre la relation entre les valeurs de la QtO_2 et de la PpO_2 lorsqu'on respire de l'oxygène à 1,6 atm. La différence de QtO_2 a-v (axe vertical) reste constante à 4,5ml O_2 /dl de sang. Cependant, c'est parce que la quantité d'oxygène dissout a été augmentée de façon significative que les valeurs de QtO_2 ont été déplacées vers le haut de l'axe des ordonnées. Sur la Figure 9, l'analyse de la courbe montre que tant que les QtO_2a et QtO_2v continuent d'augmenter, la Fenêtre Oxygène s'agrandit jusqu'à ce que la QtO_2v se situe au dessus du virage de la courbe. Ceci se produit lorsque l'hémoglobine du sang veineux est complètement saturée en oxygène et que seul l'oxygène dissout participe aux besoins des tissus. Pour atteindre cet état où l'hémoglobine veineuse est entièrement saturée, il faut une PpO_2 inspirée d'environ 3 atm. La Figure 10 représente la Fenêtre Oxygène en fonction de la PpO_2a . Quand la PpO_2a excède 1600 mmHg, la Fenêtre Oxygène passe par un maximum de 1400 mmHg. Au delà, la Fenêtre Oxygène n'augmentera plus, quelle que soit l'augmentation de la PpO_2 inspirée. De toute façon, pour des opérations de plongée, la toxicité de l'oxygène limitera clairement la Fenêtre Oxygène à des valeurs plus raisonnables.

Respiration d'oxygène à 1,6 atm

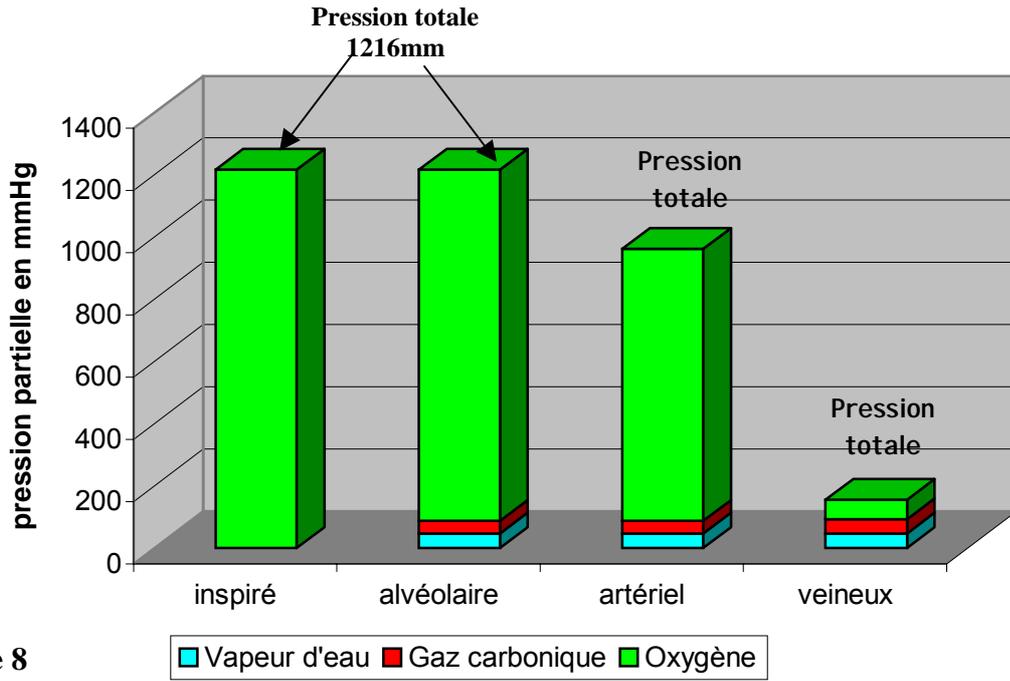


Figure 8

Il est intéressant d'analyser la Fenêtre Oxygène lorsqu'on respire de l'oxygène à -3 et -6m. La Figure 11 montre l'évolution de la Fenêtre dans diverses circonstances. Quand on respire de l'oxygène à -6m, la Fenêtre Oxygène vaut 1066 mmHg. Si on respire l'O₂ à -3m (1,3atm), la Fenêtre Oxygène est ramenée à 844 mmHg, soit une diminution de 222 mmHg. De plus, durant la période de respiration à l'oxygène, l'élimination des gaz inertes est dépendante de la profondeur. L'écart de pression partielle, qui génère le déplacement des gaz des tissus vers le sang, n'est pas contrôlé par la pression ambiante. Il est dirigé par la pression partielle régnant dans les tissus et dans le sang artériel.

Respiration d'oxygène à 1,6 atm

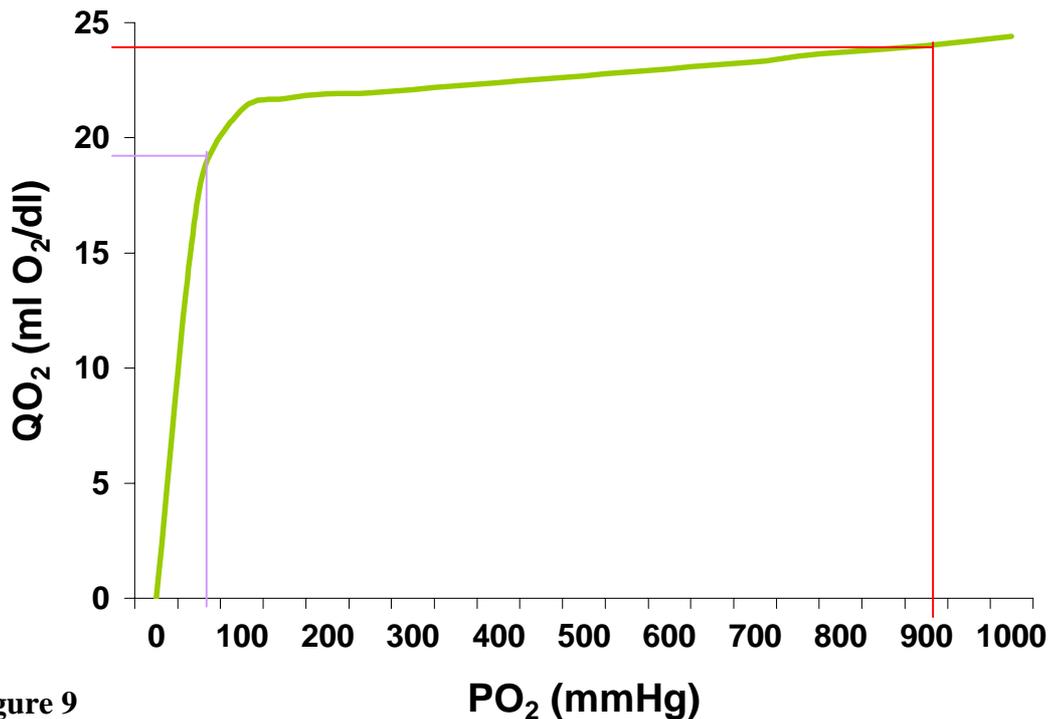


Figure 9

Aussi longtemps que la pression partielle du gaz artériel est nulle, le gradient pour l'élimination du gaz tissulaire est maximal ; Respirer de l'oxygène à une profondeur plus importante, présente l'avantage de conserver une pression hydrostatique plus élevée qui maintiendra le gaz en solution.

Si on respire un mélange contenant moins de 100% d'oxygène, alors une partie de la Fenêtre Oxygène sera occupée par le gaz inerte. Par exemple, si on respire un nitrox 50% ou 80% à -6m, alors l'azote occupera une partie de la pression partielle de la Fenêtre Oxygène. La proportion de la Fenêtre qui sera occupée dépendra de la P_{pN_2} du tissu ; ce qui permettra de déterminer combien d'azote diffusera du sang vers le tissu, ainsi que la P_{pN_2v} résultante.

Est-ce que la Fenêtre Oxygène est importante ?

Il devrait être intuitivement évident que l'élimination d'un gaz dans un tissu peut être accélérée en supprimant ce gaz du mélange inspiré. Si la pression partielle artérielle d'un gaz vaut zéro, alors ce gaz ne diffusera pas dans les tissus, alors qu'il continuera à sortir des tissus . Ainsi que nous l'avons vu précédemment, la diffusion d'un gaz en solution n'est pas affectée par la présence d'autres gaz. Malgré la discussion ci-dessus concernant la diffusion gazeuse, la plupart des modèles de décompression communément utilisés, y compris les modèles Bühlmann, sont des modèles dits à Perfusion limitées. Les modèles à Perfusion limitée supposent que la diffusion est infinie et ils ne limitent pas la charge ou la décharge des gaz dans les tissus. Les périodes des tissus pour l'hélium et l'azote sont indépendantes les unes des autres aussi, la présence ou l'absence d'azote ne modifie pas le taux de charge ou de décharge de l'hélium et vice versa. En théorie, la décharge de l'hélium ne devrait pas être altérée lorsqu'on respire de l'air ou un nitrox 50% ou 100% d'O₂ durant la décompression d'une plongée à l'hélium. Après une plongée à l'hélium, on a mesuré l'élimination de l'hélium pendant la décompression à l'air ou à l'O₂ et on a constaté que les gaz de décompression n'affectaient aucunement le taux ou le volume d'hélium expiré (4). Dans une autre étude à 1atm, l'élimination de l'azote demeure identique, que l'on respire de l'oxygène ou de l'héliox (3). Ces deux études sont cohérentes avec la physique de la diffusion des gaz en solution où la présence d'un second gaz non-métabolique ne ralentit pas la diffusion du premier gaz (également non-métabolique). La vérité est que, pour n'importe quelle pression ambiante, quelle que soit la taille de la Fenêtre Oxygène, aussi longtemps qu'il n'y aura pas d'hélium dans le mélange inspiré, la vitesse d'élimination de l'hélium ne sera pas modifiée.

La décompression d'une plongée à base d'azote est plus longue si le mélange de décompression contient également de l'azote car pendant la déco, l'azote continuera à diffuser dans les tissus. La décompression d'une plongée à base d'hélium peut être allongée si le mélange de déco contient de l'azote car l'azote diffuse dans les tissus pendant que l'hélium cherche à en sortir ; la contrainte de décompression d'un compartiment tissulaire est basée sur la somme des pressions partielles des gaz de ce compartiment. Ceci signifie que si on charge un tissu avec de l'azote pendant que l'hélium est en train de sortir, on aura une contrainte de décompression plus importante que lorsqu'on n'ajoute pas d'azote à un tissu en train de se décharger en hélium. La Fenêtre Oxygène ne peut s'agrandir que si la P_{pO_2a} est augmentée jusqu'à sa valeur maxi admissible, en augmentant soit la profondeur, soit la fraction d'oxygène du mélange respiré, soit les deux à la fois. Bien que l'agrandissement de la Fenêtre Oxygène n'intervienne pas directement dans l'élimination des gaz dans les tissus, elle affecte directement la charge des tissus durant la décompression, ce qui influence le temps nécessaire à la décompression du tissu.

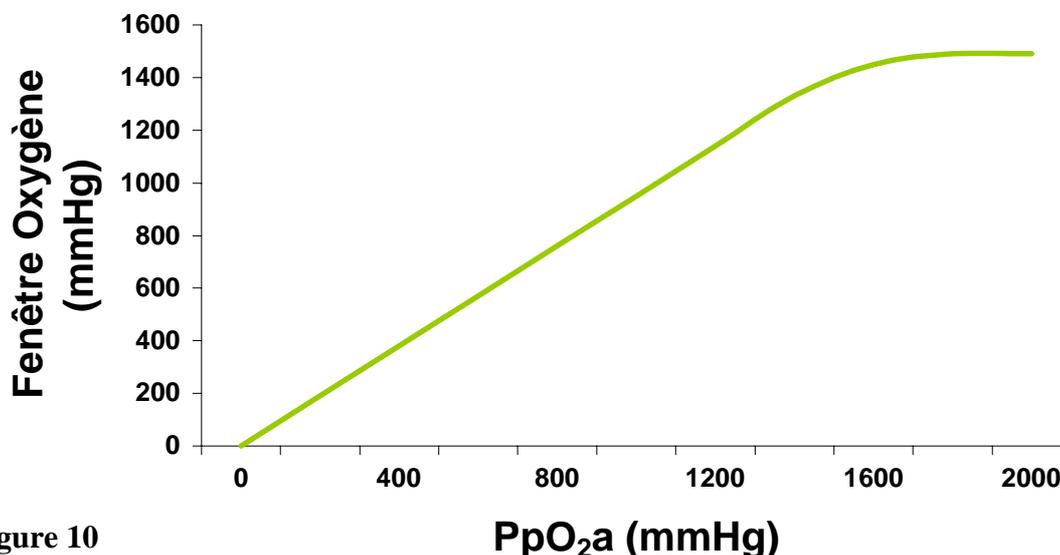


Figure 10

Augmenter la Fenêtre Oxygène peut avoir un autre effet plus subtile que la charge ou décharge d'un tissu. La discussion qui suit est une conjecture basée sur des données disponibles dans la littérature publique, mais qui n'a pas été directement étudiée. Durant des décompression à l'air sur des animaux, le sang veineux se retrouve sursaturé en azote, au moins pendant les premières étapes de la décompression, et il semble qu'il y ait un lien entre le sang veineux sursaturé et la formation de bulles veineuses (2). La sursaturation d'azote dans le sang veineux peut survenir à la suite d'une remontée de 10m à la surface, après un stress de décompression relativement modéré. Une fois que la formation de bulles s'est mise en route, l'élimination des gaz est ralenti, vraisemblablement à cause des bulles qui se trouvent dans la circulation veineuse (2). En limitant la vitesse avec laquelle la pression ambiante se modifie, les paliers profonds peuvent limiter la sursaturation veineuse et limiter la formation de bulles relative à la sursaturation. Si on augmente la Fenêtre d'Oxygène durant la décompression, on limitera également la sursaturation du sang veineux en limitant la quantité des gaz non-métaboliques du sang. En fait, la présence ou non d'un second gaz non-métabolique ne modifiera pas la quantité de gaz qui

se dégage du tissu. Cependant la présence d'un gaz non-métabolique dans le mélange inspiré, peut augmenter l'importance de la sursaturation du sang veineux. La Figure 12 est la représentation hypothétique d'une pression partielle veineuse durant la décompression d'une plongée à l'hélium avec prise d'oxygène ou d'air à -6m. Dans cet exemple, on postulera que la pression partielle d'hélium dans le sang veineux est de 1000mmHg dans les deux cas. Pendant la respiration d'air à -6m, la PpN_2a sera d'environ 1140 mmHg, ce qui entraîne une PpN_2v de 800 mmHg qui provoque une charge des tissus en azote. A -6m, la pression ambiante est de 1216 mmHg. Grâce à la Fenêtre Oxygène, la pression partielle totale du sang veineux pendant la respiration d'oxygène à -6m serait de 1150 mmHg, ce qui est moins que la pression ambiante. La pression partielle du sang veineux pendant la respiration à l'air à -6m serait de 1937 mmHg, ce qui se situe au dessus de la pression ambiante. Bien qu'il n'existe aucune données expérimentales directes concernant ce sujet, il semble que la respiration d'oxygène limite la sursaturation du sang veineux en prévenant la formation de bulles, et par là même, accélère la désaturation des tissus.

FENETRE OXYGENE

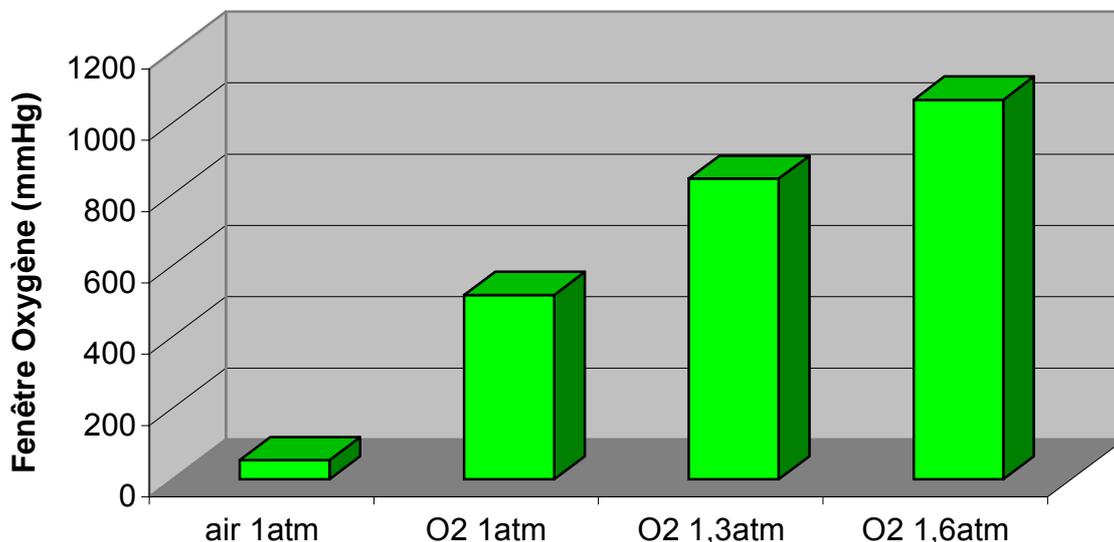


Figure 11

**Pressions partielles du sang veineux
Lors d'une décompression à -6 mètres**

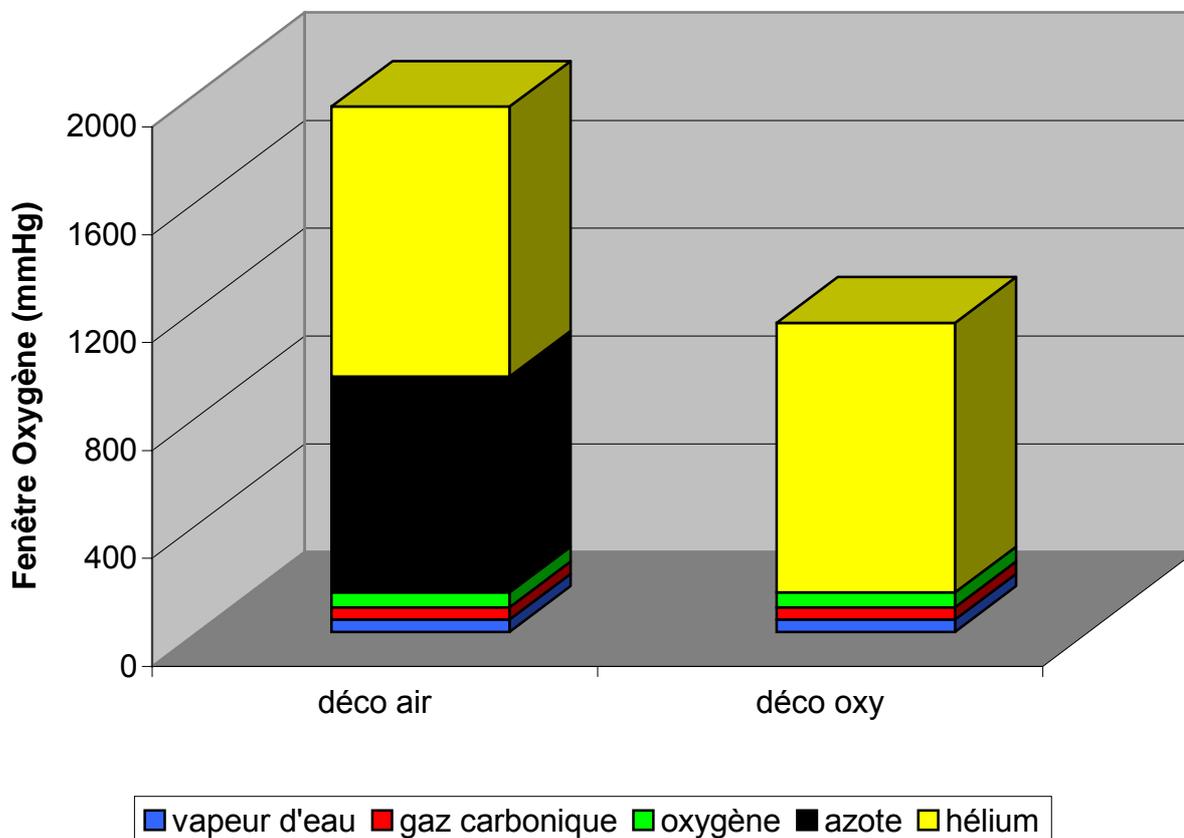


Figure 12

Conclusions

A la suite de cette discussion, il doit désormais être évident que des pans entiers de la physiologie de la décompression sont encore mal connus et que les modèles utilisés ne sont que des approximations de la physiologie in vivo. En réalité, on ne peut pas prévoir ni prédire toutes les maladies de la décompression. Cependant, une application réfléchie des modèles disponibles couplée avec une technique de plongée prudente peut minimiser les risques d'accident de décompression. En réduisant les gaz non-métaboliques au minimum et en réduisant la charge des tissus, la Fenêtre Oxygène peut être utilisée pour augmenter la décharge des tissus durant la décompression. Des expériences réelles montrent que l'utilisation de mélanges de décompression enrichis à l'O₂ peuvent réduire les temps de décompression ainsi que les risques d'incidents de décompression. L'utilisation de mélanges à haute teneur en oxygène nécessite beaucoup de prudence quant à la planification et l'exécution de la plongée. Comme toujours, le plongeur sur sera prudent et réfléchi.

Références

1. Aksnes, E., and H. Rahn. Measurement of total gas pressure in blood. *J. Appl. Physiol.* 10: 173-178, 1957.
2. D'Aoust, B. G., H. T. Swanson, R. White, R. Dunford, and J. Mahoney. Central venous bubbles and mixed venous nitrogen in goats following decompression. *J. Appl. Physiol.* 51: 1238-1244, 1981.
3. Groom, A. C., S. H. Song, Y. Ohta, and L. E. Farhi. Effect of anesthesia on rate of N₂ washout from body stores. *J. Appl. Physiol.* 37: 219-223, 1974.
4. Kindwall, E. P. Measurement of helium elimination from man during decompression breathing air or oxygen. *Undersea Biomed. Res.* 2: 277-284, 1975.
5. Krogh, A., and M. Krogh, On the tension of gases in the arterial blood. *Skandinavisches Archiv für Physiologie* 23: 179-192, 1910.
6. Lategola, M. T. Measurement of total pressure of dissolved gas in mammalian tissue in vivo. *J. Appl. Physiol.* 19: 322-324, 1964.
7. Vann, R. D., and E. D. Thalmann: Decompression Physiology and Practice In P. Bennett and D Elliott (eds): The Physiology and Medicine of Diving. London, W. B. Saunders Company, Ltd., 1993, pp 376-432

Discussion

Cet article détaille les phénomènes régissant les échanges gazeux et il est d'autant plus intéressant que ces informations sont rarement abordées dans l'enseignement de la plongée en France, même pour la formation de nos diplômés les plus élevés.

Bien que cet article se veuille progressif et soit accompagné de nombreux schémas, je crois qu'il est nécessaire de synthétiser et de reformuler afin de bien comprendre le mécanisme et la façon dont il peut être utile aux plongeurs.

Fenêtre Oxygène

N'ayant pas connaissance du terme Français qui décrirait ce phénomène, je me suis contenté de le traduire mot à mot, bien que le terme 'pression partielle vacante' eut été peut-être plus approprié. En effet, il s'agit bien d'une 'disparition' de pression partielle provoquée par la consommation d'oxygène et qui n'a pratiquement pas été remplacée par celle du CO₂ produit .

Résumons :

En schématisant, on peut dire que lorsqu'on respire de l'air en surface, la PpO₂ artérielle est d'environ 95mmHg. Dans les capillaires artériels, les tissus vont absorber l'oxygène dont ils ont besoin. Cette ponction va s'effectuer sur l'oxygène dissout, ce qui va faire diminuer la PpO₂. Mais la valeur de la PpO₂ ne chutera pas au dessous de 45mmHg car le mécanisme de dissociation de l'hémoglobine va limiter la baisse à cette valeur butoir en relâchant dans le sang de l'oxygène qui était stocké sous forme combinée (hémoglobine).

Dans le même temps, les tissus relâchent du CO₂ qui ne fera pas remonter la pression partielle de plus de 5mmHg. La pression partielle vacante sera donc de $95 - 45 + 5 = 45\text{mmHg}$

Lors de la respiration d'oxygène pur en surface la PpO₂ artérielle sera nettement plus élevée (environ 500mmHg) mais la PpO₂ veineuse sera toujours identique (45mmHg). La pression partielle vacante sera donc beaucoup plus importante (450mmHg)

Le processus est encore plus flagrant lorsqu'on respire de l'oxygène hyperbare (à 6m par exemple).

Remarque : pour que l'organisme trouve dans le sang suffisamment d'oxygène dissout sans avoir recours à celui de l'hémoglobine, nécessiterait une PpO₂ de 3b !!!

Attention ! il ne faut pas croire que cette disparition de pression partielle permette aux gaz inertes de s'éliminer plus vite (la vitesse de diffusion ne dépend que de l'écart entre Tension des gaz dissout et pression partielle respirée). Cette pression partielle vacante permet simplement d'augmenter la capacité de stockage (donc retarder l'apparition de bulles)

En plongée

Nous avons la possibilité d'augmenter la Fenêtre Oxygène. Pour augmenter cette Fenêtre Oxygène, il nous faut augmenter la PpO₂ du sang artériel ; soit en augmentant le pourcentage d'oxygène du mélange respiré, soit en augmentant la profondeur à laquelle nous respirons l'oxygène (-6m plutôt que -3m) ou en agissant sur les deux facteurs à la fois, tout en restant dans les limites de toxicité acceptables.

Conclusion

Avoir un mélange dont la teneur en oxygène se rapproche toujours du maximum tolérable, faire ses paliers à l'oxygène à -6m ??? Voilà des pratiques usuelles qui ressemblent fort aux préconisations de cet article. Aurions nous fait de la Prose sans le savoir ?

Le principal mérite de cet article est de donner une explication claire et détaillée sur le pourquoi de ces pratiques.

Cependant, il ne faudrait pas résumer tout l'article en ces quelques lignes, comme je viens de le faire. D'autres thèmes sont abordés ici comme le fait qu'une même quantité de gaz dissoute dans un liquide n'induit pas la même pression partielle, ou que l'élimination de l'hélium se fera à la même vitesse, que la décompression ait lieu à l'air ou à l'oxygène, ...

Même si les autres informations ne permettent pas d'élaborer directement des règles pratiques de plongée, elles n'en contribuent pas moins à nous donner une 'culture de la décompression' et nous montrent qu'en ce domaine bien du travail reste à faire.

Calculs de la Tension des gaz dissout

Nous avons vu que pour modéliser le corps humain, les concepteurs avaient échantillonné notre organisme en compartiments. A chaque compartiment est

associé une période qui permet de calculer la vitesse de diffusion des gaz dans les tissus.

Cette période correspondant au temps nécessaire pour absorber la moitié de la quantité maxi possible, il s'ensuit que la charge des gaz dans le temps sera une exponentielle d'argument 0,5.

Equation 'Haldane' ou 'équation instantanée' (à pression constante)

$$P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{-kt})$$
$$P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{(-\ln 2 t / \text{période})})$$
$$P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - 2^{-(t/\text{période})})$$

- $P = TN_2$ recherchée
- $P_0 = TN_2$ de départ
- $P_i = P_p N_2$ respirée à la profondeur étudiée
- $t =$ temps d'exposition
- période = période du compartiment

exemple (en tenant compte de la composition de l'air alvéolaire):

on descend brutalement à -30m et on y reste 30'.

Dans le Compartiment 20' :

$$P_0 = (1.013 - 0.063) * 79\% = 0.7505b$$

$$P_i = (4.013 - 0.063) * 79\% = 3.1205b$$

$$2^{(-30/20)} = 0.3535$$

$$TN_2 = 2.2827b$$

Cette formule ne fonctionne que pour une profondeur constante. Lors de la descente, ou de la remontée, il faudra donc la calculer fréquemment (toutes les minutes, toutes les secondes ?) afin d'avoir la précision voulue.

Dans les années 1970, Schreiner a intégré cette équation et l'a résolu pour une variation constante de la pression (vitesse de descente ou remontée régulière) :

Equation de Schreiner ou 'équation globale' (à variation de pression constante)

$$P = P_{io} + R(t - 1/k) - [P_{io} - P_0 - (R/k)]e^{-kt}$$

remarque : quand R (ou c) vaut zéro, l'équation ci-dessus revient à l'équation instantanée familière de la forme : $P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{-kt})$

- P_{io} = pression initiale du gaz inerte respiré (alvéolaire) moins la vapeur d'eau
- P_0 = pression du gaz inerte présente au départ dans le compartiment
- R (ou c) variation de la pression du gaz respiré en fonction de la variation de la pression ambiante. c'est simplement le taux de descente ou remontée multiplié par le pourcentage de gaz inerte
- $t =$ temps d'exposition (ou intervalle)
- $k =$ constante liée à la période du compartiment = $\ln 2 /$ période (idem équation instantanée)

Modèle Bühlmann

Préambules (par Erik Baker)

Avant tout, je crois que quiconque souhaitant s'engager dans la programmation d'un modèle de décompression, doit faire un minimum de recherche sur les notions fondamentales qui se cachent derrière ce modèle. Habituellement ceci signifie : le modèle de dissolution des gaz (Haldane) et ses variantes (Bühlmann et autres ...). Malheureusement, l'information nécessaire ne se trouve pas à un seul endroit, elle n'a été ni compilée ni regroupée de façon pratique. L'ouvrage publié par Bühlmann a été ce qui s'est le plus rapproché d'une référence universelle. Mais l'information reste incomplète, surtout si vous souhaitez programmer le modèle.

Les travaux de Bühlmann doivent être replacés dans le contexte historique d'où ils sont issus. Bühlmann n'a pas 'inventé' la plupart des concepts présentés dans son livre. Il reprit les travaux effectués par d'autres avant lui et affina le modèle (légèrement). Les éléments majeurs du modèle de dissolution des gaz furent développés par John S. Haldane, Robert D. Workman (U.S. Navy) et Heinz R. Schreiner (chercheur américain). Bühlmann s'appuya largement sur les travaux de Robert Workman et communiqua fréquemment avec Schreiner, en tant que collègue, à la fin des années 60 et aux début des années 70. Dans les premières années Bill Hamilton était un collaborateur de Schreiner.

Workman, Schreiner et Bühlmann sont aujourd'hui décédés.

Bill Hamilton est encore très actif dans ce domaine et il est sans doute une des meilleures sources actuelle pour tout ce qui touche à la décompression. Cependant, les éléments clés des modèles actuels de dissolution des gaz consistent en une poignée de documents de recherche, publiés il y a de nombreuses années. Ces documents recèlent le cœur fondamental du modèle et la manière de s'en servir. Ce sont ces informations que tout programmeur doit lire et connaître. Voir références ci-dessous :

Boycott, A.E., Damant, G.C.C., & Haldane, J.S. 'The prevention of compressed air illness' journal of Hygiene, Volume 8, (1908), pp. 342-443. (c'est l'ouvrage classique de Haldane et associés qui est à l'origine de la science de la décompression. Haldane nous amena de nombreux éléments (qui allèrent bien au-delà de son époque) ainsi que

quelques suppositions erronées. Il y aurait beaucoup à dire sur la décompression des chèvres ! Cet article vaut toujours la peine d'être lu. De plus, c'est encore applicable aujourd'hui. Une ancienne copie du 'journal of Hygiene' Volume 8 de 1908 peut être dégotée dans la plupart des bibliothèques des principales universités, spécialement celles impliquées dans le domaine des sciences médicales).

Workman, Robert D. 'Calculation of Decompression Schedules for Nitrogen-Oxygen and Helium-Oxygen Dives,' Rapport de recherche 6-65, U.S. Navy Experimental Diving Unit, Washington, D.C, (26 may 1965). Service (NTIS) ou une photocopie peut être demandée au Undersea & Hyperbaric Medical Society (UHMS)).

Shreiner, H.R., et Kelley, P.L. 'A pragmatic View of decompression,' Underwater Physiology : Relevant du quatrième congrès sur la physiologie sous-marine, éditée par C.J. Lambertsen. Academic Press, New York, (1971) pp. 205-219. (On peut se procurer cet article en trouvant le livre dans la plupart des bibliothèques des principales universités ou une photocopie peut être commandée à (UHMS).

La raison pour laquelle vous devriez lire les ouvrages cités ci-dessus, est qu'ils permettent la compréhension du contexte historique et du développement du modèle de gaz dissous, ce qui est nécessaire pour comprendre les outils développés par Bühlmann pour rendre le modèle effectif. Les points essentiels sont les suivants :

- ❖ Haldane établit le concept des différents 'tissus' compartiments à l'intérieur du corps dans lesquels la charge de gaz se comporte selon une loi exponentielle présente partout dans la nature. Haldane établit également le concept de critère limite de remontée. Dans son cas, c'était à travers les ratios de sursaturation.
- ❖ Workman utilisa les données issues de la recherche de l'U.S. Navy pour établir le concept des M -values comme critère limite de remontée. Elles sont exprimées

sous la forme d'une relation linéaire entre la sursaturation tolérée dans les 'tissus' compartiments et la pression ambiante. Les M_{value} de Workman sont basées sur la pression partielle du gaz inerte en question, pas sur la pression totale du gaz respiré. Workman explique comment les compartiments ayant une période courte tolèrent une sursaturation plus importante que ceux ayant une période longue. Workman développa également une procédure de calcul détaillée qui est la fondation de celles employées aujourd'hui. Un peu plus tard, un collègue de Workman, William R. Braithwaite, modifia la procédure de Workman pour inclure le calcul 'de la pression ambiante tolérée', c'était le moyen de déterminer une 'tentative de premier palier'.

- ❖ Schreiner expliqua le modèle de décompression avec des termes d'éléments de physiologie actuels comme le transport des gaz du sang vers les tissus, solubilité des gaz dans les fluides du corps, pourcentage de graisse et composition des 'tissus' compartiments, et pressions partielles alvéolaires des gaz. Il établit un concept très important : la pression partielle totale des gaz inertes d'un compartiment est égale à la somme des pressions partielles de chaque gaz inerte présent dans le compartiment, même si ceux-ci ont des périodes différentes. Une autre contribution majeure que fit Schreiner est d'avoir résolu l'équation différentielle décrivant l'échange des gaz lorsque la pression ambiante varie de façon constante. C'est la solution générale de l'équation différentielle, dont l'équation instantanée n'est qu'une solution particulière. La solution générale permet de calculer directement la pression partielle en gaz inerte d'un compartiment, en fonction du temps (à condition que le taux de variation soit constant). Dans ce livre, il y a beaucoup d'autres éléments concernant la physiologie de la décompression y compris une méthode pour calculer la constante de la période, k .

Comme vous pouvez le voir, nombre des éléments clés utilisés dans les 'algorithmes Buhlmann' furent en réalité développés par d'autres et intégrés par Buhlmann. Bien sur, Buhlmann apporta également nombres de contributions à la science et aux pratiques des calculs de décompression. Sa plus grande contribution fut la publication de son livre,

en quatre éditions de 1983 à 1995. C'est parce qu'il fut le seul ouvrage disponible traitant de l'intégralité des problèmes de décompression, qu'il devint la référence mondiale sur laquelle s'appuyèrent les ordinateurs de plongée ainsi que les programmes 'maison'. Les concepts clé de Buhlmann, largement expliqués dans la quatrième édition (1995) de son livre, sont les suivants :

- ❖ La variation des périodes entre deux gaz est inversement proportionnelle à la racine carrée de leur masse moléculaire. Ceci est une relation bien connue des chimistes, qui s'appelle 'la loi de Graham'. Elle s'applique particulièrement bien lorsque les gaz traversent une fine membrane poreuse, un processus appelé effusion qui est un dérivé de la diffusion.
- ❖ La tolérance à la sursaturation, ou supersaturation, dans un compartiment est basée sur le volume excédentaire du gaz toléré par l'organisme dans ce compartiment. La pression partielle tolérée entre deux gaz différents d'un même compartiment variera selon leur solubilité dans le moyen de transport qui amène ces gaz au compartiment (plasma sanguin, dans le cas qui nous intéresse).

Ces deux concepts clé peuvent être utilisés pour établir un jeu complet de périodes et M_{value} pour d'autres gaz comme l'argon ou le néon (bien qu'à cause de leur plus grande solubilité, comparés respectivement à l'azote et à l'hélium, ils n'offrent pas d'avantages substantiels pour la décompression, du moins dans la plupart des scénarios).

- ❖ La M_{value} globale pour un compartiment multigaz, chaque gaz ayant une M_{value} propre, variera selon la proportion de chacun des gaz présent dans le compartiment.

Une explication des M_{value} Buhlmann est nécessaire. Tout d'abord, ce sont des M_{value} traditionnelles ressemblant à celles qu'avaient définies Workman. Buhlmann a simplement modifié l'équation linéaire afin qu'elle s'adapte à son application. Il partit de l'équation traditionnelle de la M_{value} , de la forme $y = mx + b$ et il isola x . Ce qui donne $x = (y - b) / m$. Pour se débarrasser de m , la pente, au dénominateur, il prit juste l'inverse et l'appela 'coefficient b '.

La forme traditionnelle d'une M_value est : $P = m(P_{amb}) + M_0$ [forme générale $y = mx + b$]

- ❖ P = pression tolérée en gaz inerte
- ❖ m = pente
- ❖ Pamb = pression ambiante
- ❖ M₀ = décalage à l'origine (l'origine étant la pression de surface de 1,013 bar)

Buhlmann exprima la même chose, mais en pression absolue

- ❖ coefficient a = décalage à l'origine (pour la pression absolue zéro)
- ❖ coefficient b = inverse de la pente

Il est facile de convertir les M_values Buhlmann en M_value traditionnelle (style Workman) et inversement. C'est quelque chose, je crois, que de nombreuses personnes ne comprennent pas.

Dans son édition de 1995, Tauchmedizin ou 'Diving medicine', Buhlmann donne un grand nombre d'informations concernant la physiologie en plongée et il parle beaucoup de ses expériences faites au fil du temps. Il présente de nombreux résultats issus de recherches expérimentales. De la même façon, il fait ressortir quelques infos intéressantes du modèle. Par exemple, il donne les calculs des pressions partielles de chaque compartiment à la fin d'une série de plongées et les exprime sous la forme de pourcentages des valeurs théoriques. Une chose ressort de ces données : c'est que pour chaque série de test où des symptômes de MDD apparaissent, les plongeurs affectés ressortent en surface avec un pourcentage inférieur au seuil théorique des M_values en terme de charge en gaz des compartiments. Ceci se situe habituellement dans la gamme des 90% à 97%. Buhlmann avoua que la situation empirait lors de plongées successives et il conseilla d'appliquer un facteur de

réduction dans les calculs pour la décompression des plongées successives.

Une interprétation des données Buhlmann est que ses M_values ne représentent pas une limite fiable entre PAS DE SYMPTÔME et SYMPTÔMES MASSIFS. Ceci est cohérent avec l'expérience de la plupart des autres modèles de décompression qui stipulent qu'une M_value n'est qu'une ligne tracée à travers une zone grise et floue.

Ce type d'information devrait encourager les concepteurs de logiciels de décompression utilisant les M_values Buhlmann, à inclure un mécanisme de réduction des M_values qui serait efficace à travers toute la gamme des pressions ambiantes. Un tel mécanisme s'obtient par réduction du gradient de M_value. Ceci est simplement la différence entre la M_value et la pression ambiante.

Une autre bonne référence sur la décompression, que je n'avais pas encore mentionné, est le Dr. Bruce Wienke. Il a publié plusieurs ouvrages qui sont disponibles dans les meilleurs sociétés d'édition. Il est l'auteur de 'Reduce Gradient Bubble Model' (RGBM). Cette excellente présentation des gradients est principalement axée sur le modèle des bulles, mais il est parfaitement applicable au modèle des gaz dissous.

Bien, j'espère que je vous ai suffisamment donné l'envie de poursuivre dans la lecture des fondamentaux des modèles de décompression. Concevoir un logiciel de décompression est plus que programmer un simple jeu d'équations issus d'un livre. Il y a des considérations nombreuses et complexes à prendre en compte. Je n'ai pas toutes les réponses, mais collectivement, nous (la communauté du monde de la plongée) pouvons apporter un grand nombre de réponses en échangeant nos informations.

Le Professeur Albert Bühlmann travaillait au Laboratoire de Physiologie Hyperbare de la Clinique de Zurich. Ses travaux effectués entre 1960 et 1986 portèrent essentiellement sur les plongées aux mélanges et en altitude. Ses apports furent déterminant dans ce domaine.

Il fut le premier à réaliser une plongée à -300m. Cette plongée fut à la fois un succès par la consécration de ses prévisions et un drame par l'accident mortel dont fut victime l'un des 2 intervenants suite à un problème technique d'alimentation en gaz.

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
- Un modèle mathématique utilisable pour la réalisation d'algorithmes implantés dans des ordinateurs de plongée ou dans des logiciels paramétrables

Après l'excellente présentation d'Erik Baker, nous allons maintenant détailler ce modèle car c'est celui sur lequel s'appuie la grande majorité des ordinateurs de plongée et des logiciels de décompression actuels.

Nous allons successivement passer en revue le calcul de charge en gaz inerte avec une application multi-gaz chiffrée, puis nous détaillerons les critères limites de remontée que sont les M_values. Pour finir, nous aborderons la méthode artificielle qui a été intégrée dans certains logiciels pour paramétrer des paliers plus profonds que ne donne le modèle d'origine afin de coller au ressenti des plongeurs.

Les coefficients Bühlmann

Le modèle Bühlmann repose sur un échantillonnage de notre organisme en 16 compartiments. A chaque compartiment, sont attribués deux jeux de paramètres : l'un pour l'azote, l'autre pour l'hélium. Chaque jeu de paramètres est constitué des informations habituelles concernant la diffusion (période) et des capacités maximales de dissolution (les M_values)

La capacité limite de sur-stockage d'un compartiment dépend de la pression ambiante (absolue). Dans la méthode Bühlmann, pour chaque compartiment, on détermine ce seuil de la manière suivante :

$$\text{Seuil} = \text{PA} * (1/\text{coeff.b}) + \text{coeff.a}$$

On vérifie ensuite que $\text{TN}_2 < \text{Seuil}$

Les coeff. a et b correspondent aux paramètres d'une équation de droite :

Bühlmann ZH-L16 M-values hélium (1990)				Bühlmann 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	1,6189	0,4245	1	4,0	1,2599	1,2599	1,2599	0,5050
1b	1,88		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	0,6667	0,8126
6	14,48	0,8205	0,7957	6	38,3	0,5933	0,5933	0,5600	0,8434
7	20,53	0,7305	0,8279	7	54,3	0,5282	0,5282	0,4947	0,8693
8	29,11	0,6502	0,8553	8	77,0	0,4710	0,4710	0,4500	0,8910
9	41,20	0,5950	0,8757	9	109	0,4187	0,4187	0,4187	0,9092
10	55,19	0,5545	0,8903	10	146	0,3798	0,3798	0,3798	0,9222
11	70,69	0,5333	0,8997	11	187	0,3497	0,3497	0,3497	0,9319
12	90,34	0,5189	0,9073	12	239	0,3223	0,3223	0,3223	0,9403
13	115,29	0,5181	0,9122	13	305	0,2971	0,2971	0,2850	0,9477
14	147,42	0,5176	0,9171	14	390	0,2737	0,2737	0,2737	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

1/coeff.b est la pente de la droite

coeff.a est la valeur de la TN2 max pour la pression zéro absolue.

Ceci sera détaillé dans le chapitre sur les M_values.

Application sur une plongée multi-gaz (azote + hélium)

Avec le thème des plongées multi-gaz, on entre dans un domaine où la foi et les convictions personnelles ne relèvent pas toujours de la science. Il est vrai que dans ce domaine, la science a des lacunes.

Les plongeurs loisirs ont explorés plusieurs voies pour se procurer des moyens de planifier leur décompression. Certaines méthodes sont directement issues du milieu professionnel mais les tables utilisées sont contraignantes et dangereuses lorsqu'elles sont sorties de leur contexte. Elles sont contraignantes car elles ont été établies pour quelques mélanges précis qui empêche d'adapter à des situations particulières. Il n'y a pas de possibilité d'utiliser toute la gamme des mélanges possibles. Les mélanges intermédiaires de décompression sont archaïques ; ils n'intègrent pas les progrès récents qui ont été réalisés dans ce domaine. Et elles sont dangereuses car on ne prend pas d'oxygène à -12m dans l'eau avec la même sécurité qu'en caisson.

Une autre voie a été de reproduire et d'étendre les modèles existants à des profondeurs et durées plus importantes. La programmation d'algorithmes (Bühlmann, ...) a permis d'avoir des outils capable de donner un profil de décompression quelque soient les profondeurs, durées et mélanges utilisés. Mais l'expérience a montré les limites de ces procédés. Les premiers paliers sont trop proches de la surface et les mauvais choix de mélanges sont permis. Il faut donc être très prudent.

Le calcul de charge avec plusieurs gaz

Unités employées, conventions en usage

1. Le système américain considère que la pression atmosphérique au niveau de la mer vaut :
 $101,325 \text{ Kpa} = 1,01325 \text{ bar} = 760\text{mmHg}$
2. cependant, certains utilisateurs de ce système y compris l'U.S. Navy et le 'Journal of Undersea and Hyperbaric Medicine' utilisent des valeurs approchés pour le pied d'eau de mer (fsw). Au lieu d'utiliser $1 \text{ fsw} = 1/33,08 \text{ atmosphère}$, ils ont arrondi à $1 \text{ fsw} = 1/33 \text{ atm}$.
3. Le système européen considère que la pression atmosphérique au niveau de la mer vaut 1,0 bar, au lieu de 1,01325 bar. Ceci signifie que le système européen diffère du système américain à raison de 13,25 mb, soit 1,3%.

Important : Tous les calculs et mesures doivent être faits dans un système ou dans l'autre. Il ne faut pas chercher à convertir un système vers l'autre ou vice et versa. Pour être cohérent, tous les calculs doivent être faits dans le même système d'unité.

Un autre point qui vaut la peine d'être mentionné, est que ni le système d'unité américain (fsw), ni celui européen (bar) ne sont conformes à la norme SI. (Pascal), mais les pratiques sont si profondément enracinées que les choses ne sont pas près de changer.

Pour le paramétrage de logiciel destiné à fonctionner dans les deux systèmes, les programmeurs doivent garder à l'esprit les conventions suivantes :

 Système américain : $1 \text{ atm} = 33 \text{ fsw}$ (pied d'eau de mer)

 Système européen : $1 \text{ bar} = 10\text{m}$

Synthèse pour les calculs de programmes de décompression

Exemple d'application chiffré :

Je voudrais tout de suite vous donner un conseil sur la façon de programmer vos calculs concernant des portions de descente ou remontée de votre profil de plongée. Il semblerait que vous, comme tant d'autres, utilisiez l'équation instantanée pour calculer la charge de gaz. Afin d'obtenir une résolution satisfaisante, vous forcez l'ordinateur à calculer le profile de descente ou de remontée en divisant le segment en des incréments de plus en plus petits. **Ceci n'est pas la meilleure façon de calculer un profil de descente ou de remontée.**

L'équation $P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{-kt})$ ne s'applique que pour des profils où la profondeur est constante. C'est un des points que Buhlmann n'explique malheureusement pas dans son livre. L'utilisation de cette équation familière vous oblige à segmenter l'intervalle en de très petits incréments qui n'amènent aucune précision et qui oblige à de nombreuses itérations.

Le calcul direct et correct pour obtenir la charge en gaz durant la descente ou la remontée (à vitesse constante), est donnée par l'équation de Schreiner : $P = P_{i0} + R(t - 1/k) - [P_{i0} - P_0 - (R/k)]e^{-kt}$ (voir ci dessus)

L'équation de Schreiner sert à calculer la pression partielle de chaque gaz pris séparément lors de la descente ou de la remontée. La somme sera donc la totalité des charges en gaz des compartiments.

Note : dans l'exemple qui suit, la vitesse de remontée doit être exprimée sous la forme d'un chiffre négatif.

Données :

Pour le système américain : descente à 120 fsw en 2 min avec un trimix 15% O₂, 45%He et 40% N₂

Pour le système européen : descente à 40 msw en 2 min avec un trimix 15% O₂, 45%He et 40% N₂

Pour le système S.I. : descente à 40 mètres en 2 min avec un trimix 15% O₂, 45%He et 40% N₂

première plongée de la journée, altitude niveau de la mer

il faut considérer que ces 3 exemples sont des plongées distinctes, il n'y a pas stricte égalité entre 120 fsw et 40 msw et 40 mètres.

Système américain	Système européen	S.I.
Prof. = Profondeur (équivalent profondeur exprimé en terme de pression)		
Prof. = 120 fsw	Prof = 40 msw	Prof. = 4000 Hpa Prof. = 4 bar
Pression ambiante surface (atmosphérique)		
Pamb ₀ = 33 fsw	Pamb ₀ = 10 msw	Pamb ₀ = 1013 Hpa Pamb ₀ = 1,013 bar
Pression de la vapeur d'eau		
PH ₂ O = 2,042 fsw	PH ₂ O = 0,627 msw	PH ₂ O = 0,0627 bar
PiHe₀ = pression partielle respirée pour l'hélium (celle qu'on va utiliser au départ de la plongée) égal pression ambiante initiale (Pamb ₀) – pression partielle de la vapeur d'eau multiplié par le pourcentage de l'hélium dans le mélange		
PiHe ₀ = 13,93 fsw	PiHe ₀ = 4,22 msw	PiHe ₀ = 0,427 bar
PiN₂₀ = pression partielle respirée pour l'azote (celle qu'on va utiliser au départ de la plongée) égal pression ambiante initiale (Pamb ₀) – pression partielle de la vapeur d'eau multiplié par le pourcentage de l'azote dans le mélange		
PiN ₂₀ = 12,38 fsw	PiN ₂₀ = 3,75 msw	PiN ₂₀ = 0,38 bar
V = taux de variation de la pression lors de la descente (exprimé en variation de pression par min)		
V = 60 fsw / min	V = 20 msw /min	V = 2 bar / min
VHe = taux de variation de pression de l'hélium lors de la descente (= V x pourcentage de l'hélium dans le mélange)		
VHe = 27 fsw / min	VHe = 9 msw / min	VHe = 0,9 bar / min

VN₂ = taux de variation de pression de l'azote lors de la descente (= V x pourcentage de l'azote dans le mélange)		
VN ₂ = 24 fsw / min	VN ₂ = 8 msw / min	VN ₂ = 0,8 bar / min
PHe₀ = pression partielle initiale de l'hélium (celle qu'il y avait juste avant la plongée)		
PHe ₀ = 0 fsw	PHe ₀ = 0 msw	PHe ₀ = 0 bar
PN₂₀ = pression partielle initiale de l'azote (celle qu'il y avait juste avant la plongée) = (Pamb - PH₂O) x pourcentage azote dans l'air (0,79)		
PN ₂₀ = 24,46 fsw	PN ₂₀ = 7,40 msw	PN ₂₀ = 0,75 bar

Pour cet exemple, nous n'allons regarder que les compartiments Buhlmann n°1 pour l'azote et pour l'hélium. Il est certain que pour un calcul complet, il faudrait effectuer les mêmes opérations pour les 16 compartiments.

Remarque : Buhlmann a publié son modèle de décompression ZH-L16 avec 16 périodes pour 16 compartiments. En réalité, il y a deux jeux de valeur pour le compartiment n°1. Buhlmann les appelait 1 et 1b. Le compartiment n°1 a une période de 4 min pour l'azote et 1,51 min pour l'hélium, tandis que le compartiment n°1b a une période de 5 min pour l'azote et 1,88 min pour l'hélium. Ce ne sont pas deux compartiments différents. Vous devez choisir entre l'un ou l'autre. La raison pour laquelle Buhlmann procéda ainsi est que la plupart des autres concepteurs en décompression considèrent 5 min comme étant la période la plus rapide pour l'azote, et en choisissant le compartiment n°1b, vous serez cohérent avec les autres modèles. Pour la plupart des applications, la période de 4 min pour N₂ et 1,51 pour He, est trop rapide. Elle ne serait seulement utilisable que pour des plongées où le caractère 'coup de vent' serait extrêmement prononcé. De toute façon, la plupart des profils de plongées techniques ne sont pas impliqués par les compartiments les plus courts.

<p>Période du compartiment n°1 pour l'hélium : 1,51 min. Période du compartiment n°1 pour l'azote : 4 min.</p> <p>Les constantes k = log 2 divisé par la période :</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ kHe = ln2 / 1,51 = 0,459 ▪ KN₂ = ln2 / 4 = 0,173 <p>Ces données sont indépendantes des unités choisies.</p>
--

Calculons les charges en hélium et en azote accumulée dans le compartiment n°1, lorsqu'on arrive au fond :

Utilisons l'équation de Schreiner pour l'hélium :		
$P_{He} = P_{iHe_0} + V_{He}(t - 1/k_{He}) - [P_{iHe_0} - P_{He_0} - (V_{He} / k_{He})]e^{-k_{He}t}$		
PiHe ₀ = 13,93	PiHe ₀ = 4,22	PiHe ₀ = 0,427
VHe = 27	VHe = 9	VHe = 0,9
t = 2	t = 2	t = 2
KHe = 0,459	KHe = 0,459	KHe = 0,459
PHe ₀ = 0	PHe ₀ = 0	PHe ₀ = 0
PHe = 27,03 fsw (absolu)	PHe = 8,77 msw (absolu)	PHe = 0,88 bar
Utilisons l'équation de Schreiner pour l'azote :		
$P_{N_2} = P_{iN_{20}} + V_{N_2}(t - 1/k_{N_2}) - [P_{iN_{20}} - P_{N_{20}} - (V_{N_2} / k_{N_2})]e^{-k_{N_2}t}$		
PiN ₂₀ = 12,38	PiN ₂₀ = 3,75	PiN ₂₀ = 0,38

$VN_2 = 24$ $t = 2$ $KN_{2e} = 0,173$ $PN_{20} = 24,46$	$VN_2 = 8$ $t = 2$ $KN_{2e} = 0,173$ $PN_{20} = 7,40$	$VN_2 = 0,8$ $t = 2$ $KN_{2e} = 0,173$ $PN_{20} = 0,75$
$PN_2 = 28,36$ fsw (absolu)	$PN_2 = 8,81$ msw (absolu)	$PN_2 = 0,89$ bar (absolu)
Dans le compartiment n°1, la pression total en gaz inerte sera égale à la somme des pressions partielles des deux gaz (hélium et azote)		
$Pp \text{ Cpt } n^{\circ}1 = 27,03 + 28,36 = 55,39$ fsw	$Pp \text{ Cpt } n^{\circ}1 = 8,77 + 8,81 = 17,58$ msw	$Pp \text{ Cpt } n^{\circ}1 = 0,88 + 0,89 = 1,77$ bar Ou 1770 Hpa

Remarque : maintenant comparez la méthode de cet exemple avec celle qui utiliserait l'équation instantanée :

$$P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{-kt})$$

Si vous divisez l'intervalle de 0 à 120 fsw en tranche de 3 secondes chacune, il vous faudra calculer 40 itérations pour arriver au même résultat. (2 minutes = 120 secondes divisées par 3 = 40 itérations). Ceci signifie que pour 16 compartiments et 2 gaz, l'ordinateur devra effectuer $40 * 16 * 2 = 1280$ calculs. De plus vous n'obtiendrez qu'une approximation de la vraie charge en gaz. Si vous utilisez l'équation de Schreiner, il ne vous faudra que 32 itérations et vous aurez un calcul juste.

Si vous ne me croyez pas, essayez d'écrire une paire de petits programmes pour tester chaque méthode et voyez le résultat.

Attention : Vous ne pouvez calculer la charge en gaz des compartiments que pour un segment de plongée où la vitesse est constante (que ce soit la descente ou la remontée, pour la partie à profondeur constante, l'équation de Schreiner est ramenée à l'équation instantanée). Il faudra donc découper la plongée en autant de segment qu'il y aura de changement de vitesse et de changement de gaz.

Maintenant que nous savons calculer la charge en gaz inertes, il faut étudier les contraintes qui vont limiter la remontée.

Dans le modèle Bühlmann, ces limites s'appellent les M_values (nom donné par R. Workman). Elles expriment la Tension maximale que peut supporter un compartiment pour une profondeur donnée.

Comprendre les M_values

Par Erik C. Baker, P.E.

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

(traduit de l'anglais par jean-marc belin: jmbelin@ifrance.com)

Allant de pair avec les tableaux de compartiments (ou tissus) hypothétiques, les calculs de saturation des gaz ainsi que les M-values composent la majeure partie des modèles Haldanien de dissolution des gaz. Avec l'avènement sur le marché de nombreux logiciels de décompression, les plongeurs Tek s'appuient sur ces modèles pour gérer leur décompression. Aussi, une bonne compréhension des M-values peut aider le plongeur à définir les facteurs de conservatisme appropriés et à évaluer les nombreux profils de décompression d'une plongée en particulier.

Que sont 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 la U.S Navy.

Le «M» de M-value signifie Maximum. Pour une pression ambiante donnée, une M-value est définie comme étant la pression 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 pression 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.

Un peu d'histoire

Dans le modèle Haldanien de dissolution des gaz, les calculs de saturation de chaque compartiment (tissu) hypothétique sont comparés au 'critère limite de remontée' pour déterminer le profil de remonté en toute sécurité. Lorsque John S. Haldane a développé son modèle en 1908, le 'critère limite de remontée' était exprimé sous la forme d'un ratio de sursaturation. Par exemple, Haldane avait défini qu'un plongeur dont les tissus avaient été saturés en respirant de l'air à une profondeur de 10m, pouvait remonter directement à la surface (niveau de la mer) sans présenter de symptôme de la maladie de la décompression. Parce que la pression à 10m est double de celle du niveau de la mer, Haldane en avait conclu qu'un ratio de 2:1 comme surpression tolérable, pouvait être utilisée comme critère limite de la remontée. Ce critère approximatif fut utilisé par Haldane pour établir le premier jeu de tables de décompression. Dans les années suivantes et jusque

dans les années 60 d'autres ratios furent utilisés par de nombreux concepteurs, pour des compartiments de différentes périodes. La plupart des tables U.S Navy furent établies en utilisant cette méthode de ratio de sursaturation.

Cependant, un problème subsistait. La plupart des tables établies avec cette méthode devinrent inutilisables lorsque les plongées furent plus longues et plus profondes. Robert Workman passa systématiquement en revue les différents modèles de décompression en incluant le résultat des recherches qu'il avait préalablement effectuées pour le compte de l' U.S Navy. Il en tira plusieurs conclusions : en premier lieu, il remarqua que le ratio de 2:1 qu'Haldane avait défini à l'origine (établi sur l'air) était en réalité un ratio de 1,58 :2. si on considérait uniquement la pression partielle du gaz inerte de l'air- l'azote. (à cette étape de la recherche sur la décompression, il était connu que l'oxygène n'était pas un facteur significatif de la MDD ; les coupables étaient les gaz inertes comme l'azote ou l'hélium). Dans sa quête sur la recherche de donnée, Workman découvrit que la limite de surpression tolérable était fonction des périodes des compartiments ainsi que de la profondeur. Les données montrèrent que les compartiments 'courts' tolèrent un ratio de surpression plus grand que les compartiments 'longs' et que, pour tous les compartiments, les ratios diminuent avec l'accroissement de la profondeur. ***Aussi, au lieu d'utiliser des ratios, Workman décrivit les M-values comme étant la pression partielle maximale tolérable de l'azote et de l'hélium pour chaque compartiment et pour chaque profondeur.*** Puis il fit une projection linéaire de ses M-values comme étant une fonction de la profondeur et il trouva que la droite était raisonnablement proche des données (ça collait bien) Il observa également que la représentation des M-values sous forme d'une équation de droite était pratique pour la programmation informatique.

Les M-values de R. Workman

La représentation des M-values de R. Workman, sous la forme d'une équation linéaire, fut une étape significative dans l'évolution des modèles de décompression des gaz dissous. Ses M-values établirent le concept d'une relation linéaire entre la pression due à la profondeur (ou pression ambiante) et la pression des gaz inertes tolérée dans chaque compartiment (tissu).

Ce concept est un élément primordial des modèles de dissolution des gaz d'aujourd'hui car il est utilisé par de nombreux concepteurs.

Workman exprima ses M-values sous la forme d'une pente issue de l'équation d'une droite (voir schéma n°1).

La valeur de surface fut désignée M_0 (prononcer M zéro). C'est la valeur de la M-value au point 'profondeur zéro' (donnée par le profondimètre au niveau de la mer). La pente de l'équation fut appelée ΔM (prononcer Delta M). Elle représente la variation des M-values en fonction des variations de pression dues à la profondeur.

Les M-value de A. Buhlmann

Le professeur Albert A. Buhlmann entreprit ses recherches sur la décompression en 1959 dans le laboratoire de physiologie hyperbarique de l'hôpital universitaire de Zurich en Suisse. Buhlmann 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 Buhlmann 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 Buhlmann 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 ou 'Diving médecine' (une traduction anglaise de la 4^{ième} édition de l'ouvrage (1995) est en préparation pour publication).

La méthode Buhlmann pour le calcul de la décompression était similaire à celle que Workman avait établie. Ceci inclue l'expression des M-values sous la forme d'une relation linéaire entre la pression ambiante et la pression en gaz inerte tolérée dans les compartiments (tissus) hypothétiques. La principale différence entre les

deux approches était que les M-values de Workman étaient basées sur la pression due à la profondeur (il prenait en compte la plongée à partir du niveau de la mer), tandis que les M-values de Buhlmann étaient basées sur la pression absolue (pour la plongée en altitude). Ceci s'explique par le fait que Workman était impliqué dans les activités de plongée de l'U.S. Navy (probablement réalisées en mer), tandis que Buhlmann était concerné par les activités de plongée en altitude pratiquées dans les lacs de montagne Suisse.

Buhlmann publia deux jeux de M-values qui sont devenus très populaires dans les cercles de 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 était domicilié), 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 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.

Les M-values de Buhlmann sont similaires aux M-values de Workman. Elles sont exprimées sous la forme d'une pente issue de l'équation d'une droite (voir figure n°1). Le coefficient a est l'intersection de la droite des M-values avec l'axe des ordonnées, donc pour la pression ambiante zéro (absolue). Et le coefficient b est l'inverse de la pente. [Note : le coefficient a ne signifie pas que l'être humain puisse supporter une pression absolue nulle : Ceci est simplement une extrapolation mathématique utilisée dans l'équation. La limite basse pour la pression ambiante, applicable aux M-values Buhlmann, est de l'ordre de 0,5 bars]

GRAPHE DE PRESSION

M-values style Workman
M-values style Buhlmann

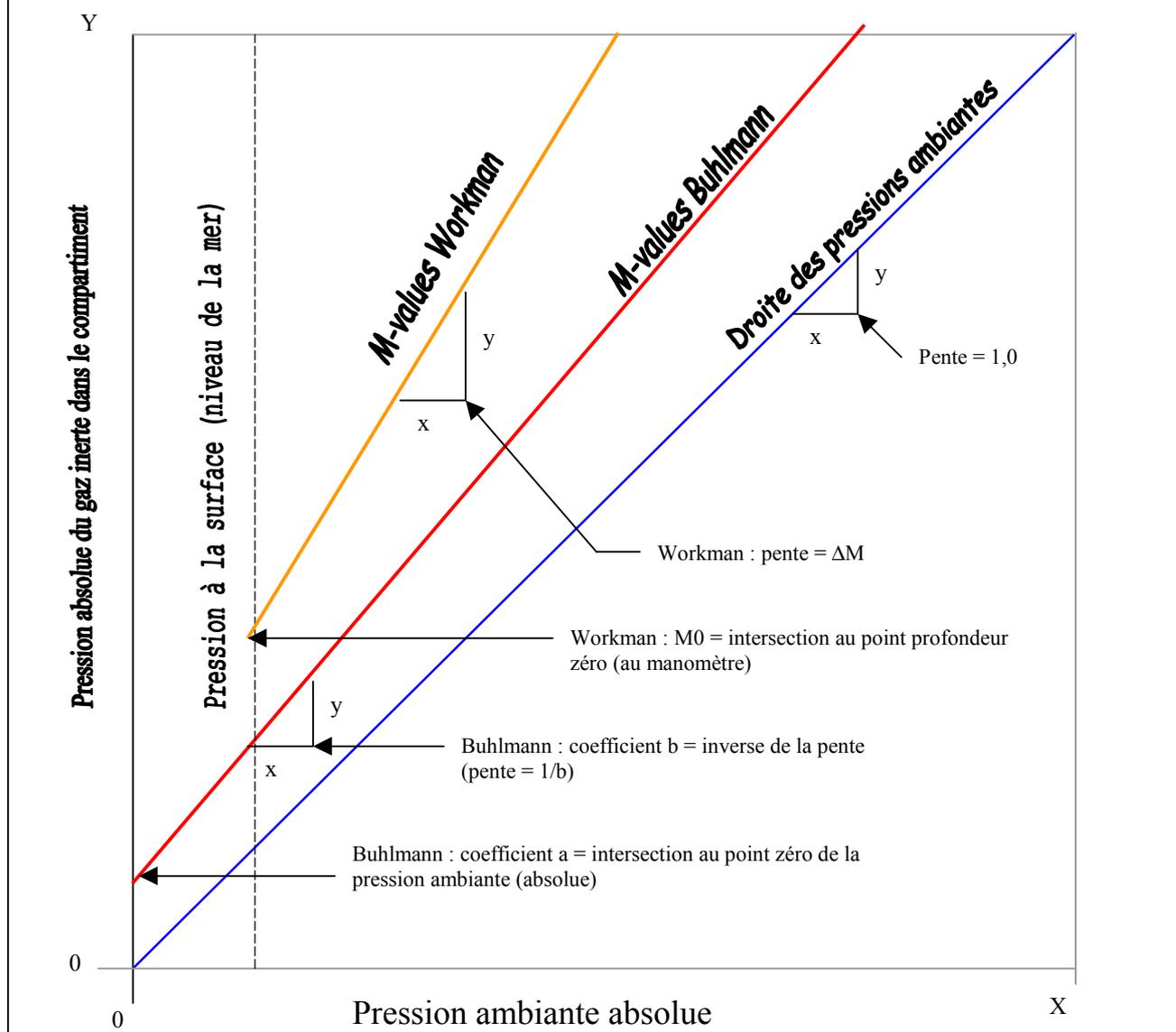


Figure 1

Les M-values DCAP et DSAT

Beaucoup de plongeurs tek reconnaîtront les jeux de M-values 11F6 du DCAP (Research Decompression Computation and Analysis Program) utilisées par Hamilton. Ce jeu, ou matrice, de M-values fut élaboré par le Dr. Bill Hamilton et ses collègues lors du développement de nouvelles tables de décompression à l'air établies pour le compte de la marine Suédoise. En plus de la plongée à l'air, les M-values 11F6 ont également

bien fonctionnées pour les plongées au trimix. Elles servent encore de bases à de nombreuses tables de décompression toujours en vigueur dans le monde des plongeurs techniques.

De nombreux plongeurs loisirs sont familiers des tables RDP (Recreational Dive Planner) diffusées par PADI (Professional Association of Diving Instructors). Les M-values utilisées par le RDP furent développées et testées par le Dr. Raymond E. Roger, Dr. Michael R. Powell et ses collègues avec le DSAT (Diving Science and Technology Corp.,

une association affiliée à PADI. Les M-values DSAT furent vérifiées de manière empirique sur un large échantillon de plongées réelles et par monitoring Doppler.

Comparaisons de M-values

Les tables 1 à 4 présentent une comparaison de M-values établies pour l'azote et l'hélium, entre les différents algorithmes de décompression Haldaniens présentés dans cet article. Toutes les M-values sont représentées sous le format Workman.

Il est évident qu'une évolution, ou ajustement des M-values, a eu lieu entre l'époque Workman (1965) et Bulhmann (1990). La tendance générale va vers un léger conservatisme. Cette tendance est la conséquence de processus de validation plus intenses incluant l'utilisation de monitoring Doppler à ultrasons pour déceler et quantifier les bulles 'silencieuses' (bulles décelées dans la circulation mais qui ne sont associées à aucun symptôme manifeste de la maladie de la décompression)

<i>M-values mathématiques</i>		
Equations linéaire	$y = mx + b$	$x = (y - b) / m$
Style Workman	$M = \Delta M * Prof. + M_0$	Prof. Tolérée = $(P - M_0) / \Delta M$
Style Bulhmann	$P_{t.tot \text{ i.g.}} = (P_{amb.} / b) + a$	$P_{amb.tol} = (P_{t.i.g.} - a) * b$
Workman vers Bühlmann	← Conversion →	Bühlmann vers Workman
$a = M_0 - \Delta M * P_{amb. (surface, niveau de la mer)}$		$M_0 = a + P_{amb. (surface, niveau de la mer)} / b$
$b = 1 / \Delta M$		$\Delta M = 1 / b$

Uniformité des M_values

L'observation que l'on peut faire, en comparant les M-values des divers algorithmes, est qu'il n'y a pas de grandes différences entre elles.

En d'autres termes, il apparaît une certaine cohérence entre les valeurs établies par les différents chercheurs autour du globe.

Ceci est bon signe car cela indique que la science a déterminé un seuil relativement uniforme concernant les symptômes de la maladie de la décompression parmi la population humaine.

Formalisme des M_values

Les M-Values sont souvent exprimées sous la forme d'une équation linéaire comme dans le style Workman ou Buhlmann. Cette forme est idéale pour la programmation informatique car elle permet de calculer les M-Values en continu, comme il se doit. La forme linéaire permet également l'affichage des M-Values sur le graphe des pressions.

Les M-Values peuvent aussi être exprimées sous la forme d'une matrice ou tableau.

Cette disposition en lignes et colonnes représente simplement des valeurs de M-Values pré-calculées pour chaque compartiment et chaque profondeur. Ce formalisme est très pratique pour établir des analyses et des comparaisons détaillées. Certains

des premiers ordinateurs de plongées et logiciels informatiques utilisaient le format « tableau » pour « surveiller » les M-Values durant le processus de calcul.

Définitions Workman

P = pression du gaz inerte (absolue) dans le compartiment

M = pression tolérée du gaz inerte (absolue) dans le compartiment hypothétique

Prof. = pression à la profondeur lue au manomètre, mesurée à partir du niveau de la mer

Prof. Tolérée = = pression tolérée à la profondeur lue au manomètre, mesurée à partir du niveau de la mer

M_0 = intersection à la profondeur zéro ; valeur de la M_value au niveau de la mer

ΔM = pente de la droite des M_values

Définitions Buhlmann

$P_{t.tot \text{ i.g.}}$ = = pression tolérée du gaz inerte (absolue) dans le compartiment hypothétique

$P_{t.i.g.}$ = = pression du gaz inerte (absolue) dans le compartiment

$P_{amb.}$ = pression ambiante (absolue)

$P_{amb.tol}$ = pression ambiante tolérée (absolue)

a = intersection à la pression ambiante zéro (absolue)

b = inverse de la pente des M_values

Table 1 : Comparaison des M-values de l'azote pour les différents algorithmes de décompression Haldaniens
Système d'unité de pression Américain – feet of sea water (fsw)

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 fsw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	M ₀ fsw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	M ₀ fsw	Cpt N°	Per. min	M ₀ fsw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	A M ₀ fsw	B M ₀ fsw	C M ₀ fsw	ΔM pente
				1	2,65	111,9	1,2195								1	4,0	106,4	106,4	106,4	1,9082
1	5	104	1,8					1	5	99,08	1	5	31,90	1,30	1b	5,0	97,3	97,3	97,3	1,7928
2	10	88	1,6	2	7,94	89,1	1,2195	2	10	82,63	2	10	14,65	1,05	2	8,0	83,2	83,2	83,2	1,5352
				3	12,2	75,2	1,2121								3	12,5	73,8	73,8	73,8	1,3847
3	20	72	1,5	4	18,5	68,8	1,1976	3	20	66,89					4	18,5	66,8	66,8	66,8	1,2780
				5	26,5	63,5	1,1834	4	30	59,74	3	25	19,04	1,08	5	27,0	62,3	62,3	60,8	1,2306
4	40	56	1,4	6	37	57,3	1,1628	5	40	55,73					6	38,3	58,5	57,4	55,6	1,1857
				7	53	53,2	1,1494	6	60	51,44	4	55	14,78	1,06	7	54,3	55,2	54,1	52,3	1,1504
5	80	54	1,3	8	79	51,9	1,1236	7	80	49,21					8	77,0	52,3	51,7	50,1	1,1223
								8	100	47,85	5	95	13,92	1,04	9	109	49,9	49,9	48,5	1,0999
6	120	52	1,2	9	114	51,9	1,1236	9	120	46,93										
7	160	51	1,15	10	146	50,2	1,0707	10	160	45,78	6	145	13,66	1,02	10	146	48,2	48,2	47,2	1,0844
8	200	51	1,1	11	185	50,2	1,0707	11	200	45,07	7	200	13,53	1,01	11	187	46,8	46,8	46,1	1,0731
9	240	50	1,1	12	238	47,3	1,0593	12	240	44,60					12	239	45,6	45,6	45,1	1,0635
				13	304	42,6	1,0395				8	285	13,50	1,0	13	305	44,5	44,1	44,1	1,0552
				14	397	42,6	1,0395	13	360	43,81	9	385	13,50	1,0	14	390	43,5	43,5	43,1	1,0478
				15	503	42,6	1,0395	14	480	43,40	10	520	13,40	1,0	15	498	42,6	42,6	42,4	1,0414
				16	635	42,6	1,0395				11	670	43,5	1,0	16	635	41,8	41,8	41,8	1,0359

Cpt : Compartiment Per. : Période M₀ : M-value en surface (niveau de la mer = 1atm = 33fsw = 1,01325bar) ΔM : pente de la droite M-values

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	4,0	32,4	32,4	32,4	1,9082
1	5	31,7	1,8					1	5	30,42	1	5	31,90	1,30	1b	5,0	29,6	29,6	29,6	1,7928
2	10	26,8	1,6	2	7,94	27,2	1,2195	2	10	25,37	2	10	14,65	1,05	2	8,0	25,4	25,4	25,4	1,5352
				3	12,2	22,9	1,2121								3	12,5	22,5	22,5	22,5	1,3847
3	20	21,9	1,5	4	18,5	21,0	1,1976	3	20	20,54					4	18,5	20,3	20,3	20,3	1,2780
				5	26,5	19,3	1,1834	4	30	18,34	3	25	19,04	1,08	5	27,0	19,0	19,0	18,5	1,2306
4	40	17,0	1,4	6	37	17,4	1,1628	5	40	17,11					6	38,3	17,8	17,5	16,9	1,1857
				7	53	16,2	1,1494	6	60	15,79	4	55	14,78	1,06	7	54,3	16,8	16,5	15,9	1,1504
5	80	16,4	1,3	8	79	15,8	1,1236	7	80	15,11					8	77,0	15,9	15,7	15,2	1,1223
								8	100	14,69	5	95	13,92	1,04	9	109	15,2	15,2	14,7	1,0999
6	120	15,8	1,2	9	114	15,8	1,1236	9	120	14,41										
7	160	15,5	1,15	10	146	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	11	185	15,3	1,0707	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	12	238	14,4	1,0593	12	240	13,69					12	239	13,9	13,9	13,7	1,0635
				13	304	12,9	1,0395				8	285	13,50	1,0	13	305	13,5	13,4	13,4	1,0552
				14	397	12,9	1,0395	13	360	13,45	9	385	13,50	1,0	14	390	13,2	13,2	13,1	1,0478
				15	503	12,9	1,0395	14	480	13,33	10	520	13,40	1,0	15	498	12,9	12,9	12,9	1,0414
				16	635	12,9	1,0395				11	670	13,30	1,0	16	635	12,7	12,7	12,7	1,0359

Cpt : Compartiment Per. : Période M₀ : M-value en surface (niveau de la mer = 10msw = 1,0bar) ΔM : pente de la droite des M-values

Particularités des M-Values

On peut classer les jeux de M-Values en 2 catégories : les jeux pour « plongées sans décompression » et les jeux pour « plongées avec décompression »

Les M-Values pour plongées sans décompression sont seulement les valeurs de surface ; Les M-Values RDP DSAT en sont un exemple.

C'est intentionnellement qu'aucun profil de remontée avec palier n'a été conçu, aussi la charge en gaz, calculée pour les compartiments, ne doit pas excéder les M-Values de surface.

Ceci permet de remonter à la surface à n'importe quel moment de la plongée. Il existe des algorithmes « sans décompression » qui tiennent compte des vitesses de descente et de remontée dans leurs calculs. Les M-Values « avec décompression » sont caractérisées par les coefficients de pente, qui déterminent la variation des M-Values avec la modification de la pression ambiante.

La valeur de la pente dépend de la période du compartiment « tissu » hypothétique.

Table 3 : Comparaison des M-values de l'hélium pour les différents algorithmes de décompression Haldaniens

Système d'unité de pression américain – feet of sea water (fsw)

Workman M-values (1965)				Buhlmann ZH-L12 M-values (1983)				Buhlmann ZH-L16A M-values (1990)			
Cpt N°	Per. min	M ₀ fsw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	M ₀ fsw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	M ₀ fsw	ΔM pente
				1	1,0	111,9	1,2195	1	1,51	134,5	2,3557
								1b	1,88	121,9	2,0964
1	5	86	1,5	2	3,0	89,1	1,2195	2	3,02	102,5	1,7400
				3	4,6	75,2	1,2121	3	4,72	89,4	1,5321
				4	7,0	68,8	1,1976	4	6,99	79,7	1,3845
2	10	74	1,4	5	10	63,5	1,1834	5	10,21	73,6	1,3189
				6	14	57,3	1,1628	6	14,48	68,2	1,2568
3	20	66	1,3	7	20	53,2	1,1494	7	20,53	63,7	1,2079
				8	30	51,9	1,1236	8	29,11	59,8	1,1692
4	40	60	1,2	9	43	51,9	1,1236	9	41,20	57,1	1,1419
				10	55	52,4	1,0799	10	55,19	55,1	1,1232
5	80	54	1,2	11	70	52,4	1,0799	11	70,69	54,0	1,1115
				12	90	52,4	1,0799	12	90,34	53,3	1,1022
6	120	54	1,2	13	115	52,4	1,0799	13	115,29	53,1	1,0963
7	160	54	1,1	14	150	52,4	1,0799	14	147,42	52,8	1,0904
8	200	53	1,0	15	190	52,4	1,0799	15	188,24	52,6	1,0850
9	240	53	1,0	16	240	5,4	1,799	16	240,03	52,3	1,0791

Cpt : Compartiment **Per.** : Période **M₀** : M-value en surface (niveau de la mer = 1atm = 33 fsw = 1,01325 bars) **ΔM** : pente de la droite M-values

En général, les compartiments courts ont une pente plus importante que les compartiments longs. Ces compartiments tolèrent une plus grande surpression que les compartiments plus lents. Si la pente est supérieure à 1,0, alors la droite des M-Values s'écarte de la droite des pressions du graphe et le compartiment acceptera une surpression de plus en plus importante avec l'accroissement de la profondeur.

Une droite avec une pente de 1,0 signifie que le compartiment tolérera le même écart de surpression indépendamment de la profondeur.

Table 4 : Comparaison des M-values de l'hélium pour les différents algorithmes de décompression Haldaniens

Système d'unité européen – meters of sea water (msw)

Workman M-values (1965)				Buhlmann ZH-L12 M-values (1983)				Buhlmann ZH-L16A 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 msw	ΔM pente
				1	1,0	34,2	1,2195	1	1,51	41,0	2,3557
								1b	1,88	37,2	2,0964
1	5	26,2	1,5	2	3,0	27,2	1,2195	2	3,02	31,2	1,7400
				3	4,6	22,9	1,2121	3	4,72	27,2	1,5221
				4	7,0	21,0	1,1976	4	6,99	24,3	1,3845
2	10	22,5	1,4	5	10	19,3	1,1834	5	10,21	22,4	1,3189
				6	14	17,4	1,1628	6	14,48	20,8	1,2568
3	20	20,1	1,3	7	20	16,2	1,1494	7	20,53	19,4	1,2079
				8	30	15,8	1,1236	8	29,11	18,2	1,1692
4	40	18,3	1,2	9	43	15,8	1,1236	9	41,20	17,4	1,1419
				10	55	15,9	1,0799	10	55,19	16,8	1,1232
5	80	17,0	1,2	11	70	15,9	1,0799	11	70,69	16,4	1,1115
				12	90	15,9	1,0799	12	90,34	16,2	1,1022
6	120	16,4	1,2	13	115	15,9	1,0799	13	115,29	16,1	1,0963
7	160	16,4	1,1	14	150	15,9	1,0799	14	147,42	16,1	1,0904
8	200	16,1	1,0	15	190	15,9	1,0799	15	188,24	16,0	1,0850
9	240	16,1	1,0	16	240	15,9	1,0799	16	240,03	15,9	1,0791

Cpt : Compartiment **Per.** : Période **M₀** : M-value en surface (niveau de la mer = 10msw = 1,0 bars) **ΔM** : pente de la droite M-values

Dans tous les cas, la valeur de la pente ne peut jamais être inférieure à 1,0. Autrement la droite des M-Values passerait sous la droite des pressions ambiantes en un point donné et ceci traduirait une situation illogique où le compartiment ne supporterait même pas la pression ambiante.

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,

passé au dessus de la droite des pressions ambiantes, il se crée 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.

La zone de décompression

Sur le graphe des pressions, la zone de décompression est la région comprise entre la droite des pressions ambiantes et celle des M_values. Dans le contexte du modèle de gaz dissous, cette zone représente la surface fonctionnelle où prend place la décompression. En théorie, un compartiment nécessite un écart positif au dessus de la pression ambiante pour 'dégazer'. Bien qu'il y aient des cas, comme lorsqu'on a un mélange à fort taux d'oxygène, où un compartiment sera capable de dégazer même si la pression partielle du gaz inerte est inférieure à la pression ambiante.

Un profil de décompression efficace est caractérisé par la valeur de charge du compartiment directeur qui se situe dans la zone de décompression. Les valeurs de charge en gaz des différents compartiments vont se trouver tantôt dans la zone de décompression et tantôt en dehors (en dessous), selon le compartiment qui dirige, ou qui contrôle, la décompression à un moment donné. Généralement, les compartiments courts seront les premiers à être directeurs et à entrer dans la zone de décompression (la valeur de charge en gaz sera proche de la M_value), tandis que les compartiments plus longs contrôleront le reste de la décompression à tour de rôle.

Plusieurs gaz inertes

Lorsqu'il y a plusieurs gaz inertes, les modèles actuels de dissolution des gaz utilisent un concept qui stipule que la pression totale en gaz inertes dans un compartiment (tissu) hypothétique, est la somme des pressions partielles de chaque gaz présent dans le compartiment, même si chacun des différents gaz inertes possède une période différente pour ce compartiment.

Les algorithmes de décompression aux mélanges doivent composer avec plus d'un gaz inerte présent dans le mélange respiratoire, comme l'hélium et l'azote pour le trimix. Pour ces situations, les algorithmes appréhendent les M-values de manière différentes. Certains utilisent les mêmes M-values, à la fois pour l'azote et pour l'hélium ; habituellement les valeurs sont basées sur les M-values de l'azote.

Dans l'algorithme Buhlmann, on calcule une M-value intermédiaire qui tient

compte des M-values distinctes de l'azote et de l'hélium, ainsi que de la proportion de ces gaz inertes présents dans le compartiment.

Dans l'équation linéaire des M_values, le coefficient a (He + N₂) et le coefficient b (He + N₂) sont calculés au prorata des pressions partielles de l'hélium (PHe) et de l'azote (PN₂) comme suit :

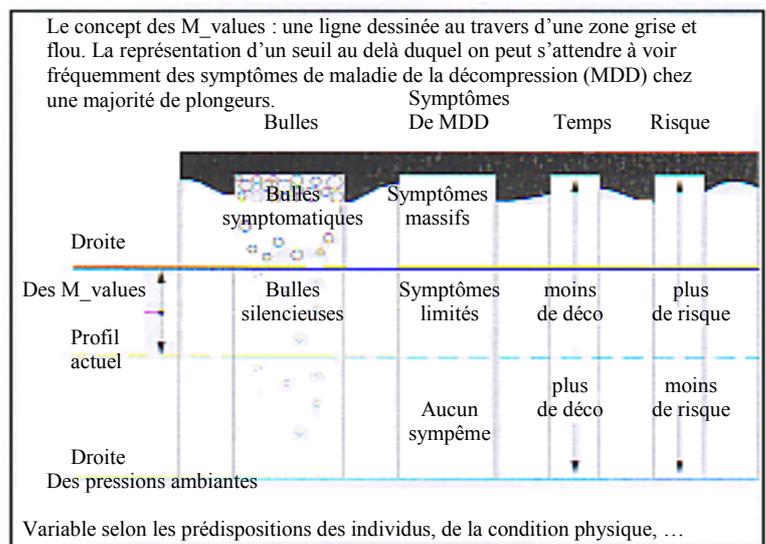
$$a(\text{He} + \text{N}_2) = [a(\text{He}) * P_{\text{He}} + a(\text{N}_2) * P_{\text{N}_2}] / [P_{\text{He}} + P_{\text{N}_2}]$$

$$b(\text{He} + \text{N}_2) = [b(\text{He}) * P_{\text{He}} + b(\text{N}_2) * P_{\text{N}_2}] / [P_{\text{He}} + P_{\text{N}_2}]$$

Que représentent les M-values ?

Certains plongeurs pensent, à tort, que les M-values représentent une limite bien définie entre 'avoir un bends' et 'ne pas avoir de bends'. Ceci pourrait expliquer pourquoi certains plongeurs poussent systématiquement aux limites de leurs tables ou ordinateur. L'expérience de la médecine de plongée a montré que les limites établies (M-values) sont parfois inadéquates. Le degré d'inadéquation semble varier selon les individus et selon les situations. C'est pourquoi il semble plus approprié de décrire une M-value comme étant une ligne dessinée au travers d'une zone grise et floue. Pour expliquer ce manque de précision, il faut invoquer la complexité de la physiologie humaine, les différences entre individus et les facteurs de prédisposition face à la maladie de la décompression.

Cependant, il faut reconnaître que les modèles de dissolution des gaz appliqués à la plongée ont bien fonctionnés et que les connaissances de base continuent de progresser. Par exemple : on pensait à l'origine, que tous les gaz inertes devaient rester dissous en solution, et que la moindre bulle était prémisses de MDD. Cependant, nous savons aujourd'hui qu'il y a présence de bulle même lors d'une plongée ne présentant aucun symptôme. La réalité est qu'il y a une combinaison de 2 facteurs lors de la plongée : la plupart des gaz inertes sont en solution, et une petite partie de ces gaz inerte se trouve en dehors de la solution sous forme de bulle.



Ainsi, une M_value ne représente pas seulement un écart de surpression acceptable, mais également un nombre de bulles tolérable. Les M_values ont été validées de manière empirique, ceci signifie que les jugements sur la

décompression actuelle, sont le résultat de projets menés sur des sujets humains. Ces tests ont été réalisés sur un échantillon relativement restreint d'individus sensés représenter une population de plongeurs la plus large possible. Bien que l'on ait des données fiables à propos des seuils approximatifs d'apparition de la MDD, ce processus ne peut prédire avec exactitude, ni garantir un seuil absolu, pour chacun d'entre nous. De plus, nous savons par expérience que certains facteurs prédisposent à la maladie de la décompression : le manque de condition physique, l'obésité, la fatigue, les drogues et l'alcool, la déshydratation, la persistance du foramen ovalé, etc. Les susceptibilités individuelles peuvent également varier d'une journée à l'autre.

M_value et conservatisme

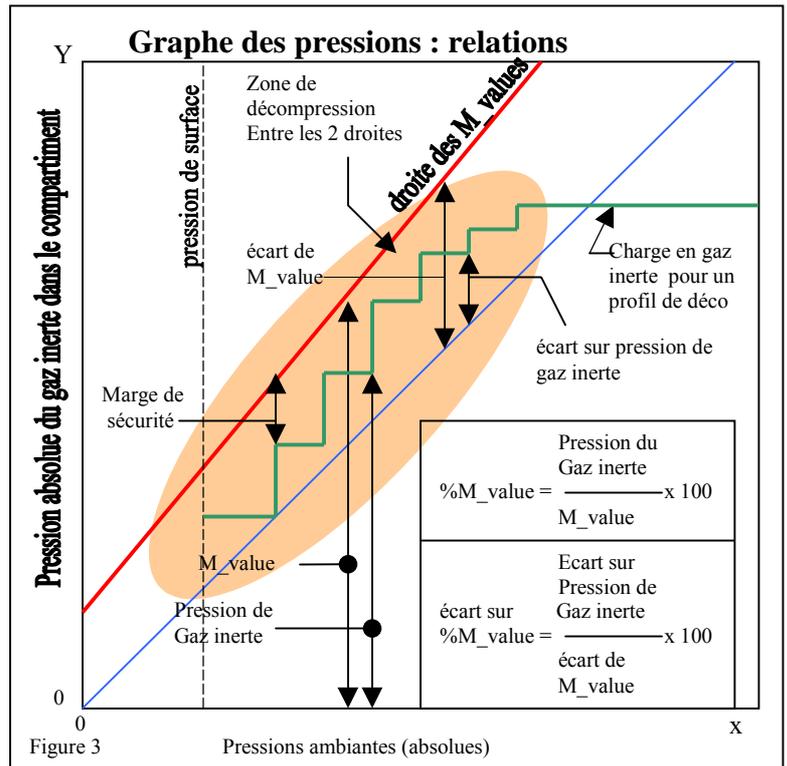
Les M_value sont associées à des symptômes limités, s'il y en a, et un niveau de risque raisonnablement faible. Cependant, certains plongeurs peuvent ne pas trouver ces critères tout à fait acceptables. Lorsqu'il faut attaquer son profil de décompression, de nombreux plongeurs souhaiteraient se trouver dans la zone 'sans symptôme' et 'très faible risque'. Heureusement les concepteurs et programmeurs de 'décompression' ont bien compris que des calculs basés sur les seules M_value ne peuvent pas produire des tables suffisamment fiables pour tous les individus en toutes circonstances. C'est pourquoi les programmes de décompression permettent d'introduire des notions de conservatisme dans leurs calculs.

Certaines méthodes consistent à augmenter la proportion du gaz inerte utilisée dans les calculs, d'autres appliquent une marge de sécurité basée sur la profondeur en utilisant une profondeur instantanée plus grande que la profondeur réelle, d'autres encore calculent un temps de plongée supérieur au temps réel, alors que d'autres ajustent les périodes pour prendre en compte dans le dégazage, le fait que la charge/décharge est asymétrique (la décharge est plus lente). Certains programmes utilisent même une combinaison de ces méthodes. Ces méthodologies sont efficaces lorsqu'elles sont correctement appliquées. Au travers de l'expérience personnelle et

de l'aboutissement des profils précédents, les plongeurs jugent le degré d'efficacité du nouveau profil de décompression en ces termes : 'combien de temps en plus', 'quelle profondeur supplémentaire'.

Relations complémentaires aux M_value

Quelques relations fondamentales impliquant les M_value et les calculs de décompression sont indiquées sur le graphe des pressions en figure 3.



Le calcul de pourcentage de M_value a été utilisé par différents concepteurs de décompression au fil des années. Par exemple, le professeur Buhlmann évaluait beaucoup de ses essais sur la décompression, sous la forme de pourcentage de M_value et il reportait les données telles quelles dans son livre.

L'écart de pourcentage de M_value (ou gradient), mesure jusqu'où un profil de décompression est entré dans la zone de décompression. Un écart de 0% de M_value se situe sur la droite de pression ambiante et représente le bas de la zone de décompression. Un écart de 100% de M_value se situe sur la droite des M_value et représente le sommet de la zone de décompression.

Analyse des profils

De nombreux plongeurs aimeraient connaître précisément quels sont les effets des facteurs de conservatisme programmés dans leurs ordinateurs. Ils sont conscient qu'en augmentant les facteurs de conservatisme, les profils deviennent plus profonds et plus longs, mais ils souhaitent avoir des informations plus fondamentales.

Les deux notions de pourcentage de M_value et de gradient de M_value sont utilisées pour l'analyse et l'évaluation des profils de décompression. En utilisant un même jeu de M_values, différents profils peuvent être évalués en s'appuyant sur des bases cohérentes. Ceci inclus la comparaison de profils générés par des programmes, algorithmes et modèles de décompression complètement différents.

Valeurs de référence universelles

Les M_values Buhlmann ZH-L16 sont employées dans la plupart, si ce n'est tous, les programmes informatiques de décompression. Ces M_values furent développées et testées pour des expositions

couvrant une large gamme de pressions ambiantes ; de la plongée en haute altitude jusqu'aux plongées profondes en mer. Utilisées avec un conservatisme approprié, elles ont prouvées leur fiabilité dans le cadre de la plongée technique (si tant soit peut que quelque chose puisse être fiable dans un monde de sciences inexactes). Elles sont devenues de facto un standard mondial qui peut servir de valeur de référence universelle pour la comparaison et l'évaluation des profils de décompression.

C'est une tâche relativement aisée pour un programmeur que d'inclure les calculs de pourcentage de M_value et de gradient de M_value pour un profil de décompression donné, puis de mettre sommairement en forme les résultats. La table 5 en est un exemple. Elle montre les effets des facteurs de conservatisme utilisés dans un programme commercial de décompression disponible sur le marché. Avec un facteur de conservatisme de 0%, le profil décompression est dans la gamme des 90% de M_value et il est entré d'environ 70% dans la zone de décompression (70% d'écart de M_value).

Table 5 : effets des facteurs de conservatisme utilisés par un programme commercial du marché, sur des profils de décompression

Référence : M_values Buhlmann ZH-L16 (ZH-L16A Hélium, ZH-L16B Azote) Plongée au trimix 15/40 (15% O ₂ / 40% He) à 63m pendant 30 minutes Mélanges déco : nitrox 36% à 33m, 100% O ₂ à 6m											
Facteur de conservatisme de 0%				Facteur de conservatisme 50%				Facteur de conservatisme 100%			
déco stop (msw)	Run time (min)	Maximum* % m_value (cpt n°)	Maximum* d'écart % m_value (cpt n°)	déco stop (msw)	Run time (min)	Maximum* % m_value (cpt n°)	Maximum* d'écart % m_value (cpt n°)	déco stop (msw)	Run time (min)	Maximum* % m_value (cpt n°)	Maximum* d'écart % m_value (cpt n°)
33	36	85,8% (4)	59,4% (4)	35	35	81,6% (4)	47,% (3)	41	35	74,3% (4)	29,3% (3)
				33	38	84,5% (4)	55,7% (4)	38	37	76,0% (4)	31,0% (3)
27	38	89,0% (4)	69,3% (4)	30	39	79,0% (5)	39,4% (4)	35	40	77,4% (4)	33,9% (4)
				27	41	82,1% (5)	46,0% (4)	33	43	77,6% (4)	35,5% (4)
24	41	89,5% (5)	69,1% (4)	30	45	83,2% (5)	49,1% (5)	30	45	75,4% (5)	22,6% (4)
				24	45	83,2% (5)	49,1% (5)	27	49	76,5% (6)	26,3% (5)
21	44	88,3% (5)	65,6% (5)	21	49	82,2% (6)	42,5% (5)	24	53	76,3% (6)	20,3% (5)
				18	55	83,2% (6)	45,1% (6)	21	58	77,0% (6)	22,1% (6)
18	48	89,8% (6)	67,2% (6)	15	64	83,1% (7)	44,1% (6)	18	68	78,2% (7)	24,9% (6)
				15	64	83,1% (7)	44,1% (6)	15	78	76,9% (7)	17,6% (7)
15	55	91,1% (6)	72,2% (6)	12	75	83,1% (7)	42,8% (7)	12	96	78,4% (8)	22,5% (7)
				9	95	84,5% (8)	46,0% (7)	9	124	78,3% (8)	22,4% (8)
12	64	90,3% (7)	67,2% (7)	6	113	84,2% (9)	47,1% (8)	6	147	78,9% (9)	24,4% (9)
				9	79	90,7% (7)	70,7% (7)	3	189	81,2% (11)	32,6% (10)
9	79	90,7% (7)	70,7% (7)	3	144	85,8% (10)	51,7% (10)	0	190	84,9% (13)	46,6% (13)
				6	94	90,9% (8)	70,7% (8)	0	145	88,6% (12)	62,6% (12)
6	94	90,9% (8)	70,7% (8)	0	145	88,6% (12)	62,6% (12)				
				3	119	91,1% (9)	72,2% (9)				
3	119	91,1% (9)	72,2% (9)								
				0	120	93,6% (11)	80,2% (11)				

* à l'arrivée au palier

Il est évident que ce programme utilise de base un niveau de conservatisme car aucune des valeurs n'atteint 100%. Avec 50% de facteur de conservatisme (ce qui est recommandé dans le manuel de l'utilisateur), le profil est dans la gamme des 85% de M_value et il rentre approximativement de 40-50% dans la zone de décompression. Avec un facteur de conservatisme de 100%, le profil est dans la gamme de 77% de M_value et il rentre approximativement de 20-35% dans la zone de décompression ; Notez que les valeurs données dans la table 5 correspondent à l'arrivée aux paliers respectifs, ce qui est le pire des cas. Sur le graphe des pressions, ceci correspond aux sommets des marches du profil de charge en gaz (voir l'exemple de la figure 3). Quel que soit le profil, les valeurs calculées les plus élevées se trouvent en arrivant à la surface, ce qui illustre bien le fait qu'il est toujours prudent d'adopter une vitesse finale de remontée très lente entre le dernier palier et la surface.

Marge de sécurité

En utilisant un jeu de M_values ainsi que les variables qu'on peut en déduire, les plongeurs peuvent déterminer des limites personnelles de décompression qui seront à la fois bien établies et transposables. La marge de sécurité sélectionnée dépendra des prédispositions de l'individu ainsi que des profils de ses expériences passés. Une évaluation honnête de sa propre forme est toujours nécessaire pour établir un profil de décompression de plongée. Par exemple, l'auteur/plongeur (un employé de bureau) a choisi une limite personnelle de 85% de M_value et 50-60% pour l'écart de pourcentage de M_value pour les plongées type trimix.

Pour assurer une marge de sécurité suffisante, un profil de décompression peut être directement calculé à partir d'un écart de pourcentage de M_value pré-déterminé. L'avantage de cette approche est de pouvoir s'appliquer à toute la gamme des pressions ambiantes et permet d'avoir un contrôle total sur le profil résultant.

A propos de l'auteur

Erik C. Baker est un ingénieur en électricité. Il possède une entreprise d'Engineering et architecture. Il poursuit ses recherches sur la

décompression et la physiologie en plongée comme un passe temps., et il a développé plusieurs programmes informatiques en Fortran pour le calcul et l'analyse de la décompression.

Erik possède des qualifications en plongée souterraine et plongée trimix.

Bibliographie

Bennett PB, Elliott DH, eds. 1993. The Physiology and Medicine of diving. London: WB Saunders.

Boycott AE, Damant GCC, Haldane JS. 1908. The prevention of compressed air illness. J Hyg (London) 8:342-443

Buhlmann, AA.
1984. Decompression-Decompression Sickness. Berlin: Springer-Verlag

Hamilton RW, Muren A, Rockert H, Omhagen H. 1988. Proposed new Swedish air decompression tables. In: Shields TG, ed. XIV Annual Meeting of the EUBS. European Undersea Biomedical Society. Aberdeen: National Hyperbaric Center.

Hamilton RW, Roger RE, Powell MR, Vann RD. 194. Development and validation of no-stop

decompression procedures for recreational diving: The DSAT Recreational Dive Planner. Santa Ana, CA. Diving Science and Technology Corp.

Schreiner HR, Kelley PL. 1971. A pragmatic view of decompression. In: Lamberstsen CJ, ed. Underwater physiology IV. New York: Academic Press.

Wienke BR. 1984. Basic diving physics and applications. Flagstaff, AZ: Best.

Workman RD. 1965. Calculation of decompression schedules for nitrogen-oxygen and helium-oxygen dives. Research report 6-65. Washington: Navy Experimental Diving Unit.

Workman RD. 1969. American decompression theory and practice. In: Bennett PB, Elliott DH, eds. The physiology and medicine of diving and compressed air work. London: Bailliere, Tindall & Cassell.x

Clarifier la confusion régnant autour des ‘paliers profonds’

Par Erik C. Baker

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

(traduit de l'anglais par jean-marc belin: jmbelin@ifrance.com)

Le vieil adage ‘mieux vaut prévenir que guérir’ est certainement applicable aux divers symptômes de la maladie de la décompression (MDD). Pour toutes ces maladies, le meilleur des traitements est tout d’abord d’adopter un profil de décompression suffisant. Les plongeurs Tek ont observé que de nombreux troubles peuvent être évités en incluant des ‘paliers profonds’ dans leurs profils. En examinant les modèles de décompression de plus près, on s’aperçoit que cette pratique sert à réduire ou éliminer les gradients de surpression excessifs. Sachant cela, le modèle peut être modifié pour permettre un contrôle précis de ces gradients. Ainsi, des paliers profonds peuvent être calculés pour rentrer dans la zone de décompression à la profondeur correspondant au palier de décompression le plus profond possible.

Note : pour plus d’information sur les concepts de décompression ainsi que sur la terminologie employée ici, les lecteurs se référeront à un article précédent du même auteur, ‘comprendre les *M_values*,’ *Immersed*, vol. 3, n°3, automne 1998.

De nombreux plongeurs Tek ont constaté une certaine fatigue, malaise ou somnolence au retour de certains types de plongées avec décompression. La plongée ‘coup de vent’ qui est caractérisée par une profondeur relativement importante et un temps passé au fond assez court, produit souvent de tels symptômes. Pour ce type de plongée, les modèles conventionnels de décompression des gaz dissous génèrent un premier palier qui est à une profondeur bien inférieure à la profondeur fond. Plusieurs plongeurs ont rapporté que s’ils ajoutaient des ‘paliers profonds’ dans leur profils (plus profonds que ce que les calculs conventionnels appellent palier profonds), alors les symptômes post-plongée sont énormément réduits voir éliminés. Source de confusion et de controverse au sein des plongeurs tek, reste la question de savoir à quelle profondeur devraient se situer ces paliers profonds et combien de ces paliers devraient-on faire.

Les observations empiriques des plongeurs ont amenées au développement de méthodes arbitraires d’introduction des paliers profonds. Beaucoup de ces méthodes s’appuient sur un jugement individuel laissé à la discrétion de chacun plutôt que sur les bases de calcul de la décompression. Une analyse complète des profils de décompression qui utilisent des paliers profonds arbitraires, révèle qu’ils sont source de problèmes potentiels. Ceci inclus les arrêts effectués trop profonds ainsi qu’un allongement inapproprié des derniers paliers pour compenser l’accroissement de la saturation causée par les paliers profonds.

Calculs conventionnels

Dans le domaine de la décompression, que ce soit en théorie ou en pratique, il y a un compromis à trouver entre une décompression suffisante (pas de symptôme de MDD) et une décompression économique (montant minimum en temps de palier, en consommation de gaz, en exposition, etc.). Les algorithmes conventionnels de gaz dissous, comme ceux développés par Robert D. Workman et Albert A. Buhlmann, cherchent à optimiser la décompression en permettant au plongeur de remonter jusqu’à la plus faible profondeur possible, ou plafond, basée sur la *M_value* qui limite la remontée pour ce compartiment (tissu).

Il y a deux aspects économiques dans cette procédure : On accélère l’élimination des gaz des compartiments courts tandis qu’on minimise la charge qui continue de s’accumuler dans les gaz inertes des compartiments plus longs.

Dans la pratique, nos plongeurs reçoivent une formation traditionnelle qui précise la manière de prendre en compte le facteur temps lorsqu’ils quittent le fond et remontent jusqu’au premier palier

Pour une plongée typique ‘en coup de vent’, les calculs conventionnels autorisent une remontée relativement longue à partir du fond jusqu’au premier palier. Dans ce scénario, les gaz inertes des compartiments courts arrivent, ou s’approchent, de la saturation lorsqu’on est au fond tandis que les compartiments longs ne sont que partiellement chargés. Ceci signifie que les compartiments courts contrôleront le début de la remontée car leur charge en gaz inerte sera proche de la *M_value* et ceci bien avant les compartiments plus lents. Le premier palier s’impose lorsque la charge en gaz inerte est égale ou proche de sa *M_value*.

Bulles et gradients

Lorsque le concept de M_{value} fut présenté pour la première fois par le chercheur en décompression Robert D. Workman, on présumait que les gaz inertes ne sortaient pas de la solution sous forme de bulle, à moins qu'une M_{value} ne soit dépassée. Cette théorie a été depuis très controversée. Cependant, on reconnaissait que les technologies futures seraient capables de donner plus de précision sur la présence et le comportement des bulles dans le corps des plongeurs. Workmann savait que les méthodes de détection de bulles aux ultrasons, in vivo et in vitro, qu'on était en train d'explorer, allaient permettre une meilleure compréhension de la décompression, mais nous n'en étions qu'au début.

Depuis, les technologies Doppler à ultrasons se sont développées et ont été massivement utilisées dans le monde, pour la recherche sur la décompression. Cette même recherche a montré qu'il y a présence de bulles dans la circulation sanguine, pendant et durant de nombreuses plongées de toute sorte, y compris celles ne présentant aucun symptôme de MDD. En d'autres termes, un plongeur n'a pas besoin de dépasser une M_{value} pour générer des bulles. Ce fait a été constaté dans l'étude de la décompression, mais le mécanisme de formation et d'évolution des bulles n'est toujours pas très bien compris ni défini précisément.

Les lois physiques, ainsi que de nombreux modèles, prédisent qu'on peut s'attendre à avoir des bulles de plus en plus nombreuses et de plus en plus grosses avec l'augmentation du gradient de surpression. Dans le modèle de dissolution des gaz, ceci signifie qu'il faut s'attendre à avoir plus de bulles lorsque la charge du compartiment en gaz inerte pointe plus loin au dessus de la droite des pressions ambiantes, sur le graphe des pressions.

Illustration du problème

Sur la figure 1, le graphe des pressions montre un profil de décompression complet, calculé avec une méthode conventionnelle. Dans ce profil, ce sont les compartiments courts qui sont le plus chargés au début de la remontée, ils sont donc directeurs. Les M_{values} associées à ces compartiments courts permettent un large écart de surpression relativement aux compartiments plus lents. Par conséquent, il se crée un large et rapide gradient de surpression durant la remontée jusqu'au premier palier. Ceci est hors de proportion avec les gradients de surpression plus petits, autorisés durant le reste de la décompression, lorsque ce sont les compartiments plus longs qui assurent le contrôle. Il est vraisemblable que de nombreuses bulles soient générées durant l'ascension initiale jusqu'au premier palier. Dans notre cas, l'écart calculé correspond à 22,4 mètres d'eau de mer (msw) ou 73 pieds d'eau de mer (fsw). A titre de comparaison, lorsqu'on ouvre une boîte de soda, l'écart

(gradient) de pression entre le gaz carbonique dissout et l'air ambiant est de l'ordre de 3,1 à 3,4 atmosphères.

Dans le profil de décompression de la figure 1, bien qu'aucune M_{value} n'ait été dépassée, le plongeur pourrait ressentir des symptômes de fatigue, malaise ou somnolence après cette plongée. Les explications font appel à la théorie migratoire des bulles ainsi qu'au retard du dégazage causé par l'accumulation des bulles dans les capillaires pulmonaires. En tout cas, il est possible d'établir un lien de cause à effet entre un gradient de surpression important et des symptômes post plongée. Des symptômes vagues ou bénins comme la fatigue ou les malaises, qui normalement ne nécessitent aucun traitement médical, peuvent tomber dans la catégorie du stress de la décompression, une variante moins grave que la MDD.

Les solutions du problème

La génération d'un large et/ou rapide gradient de surpression dans un profil de décompression, produira probablement plus de bulles qui mèneront à un stress de la décompression ou à une MDD. La solution de ce problème est évidente; Il s'agit de limiter l'amplitude des gradients de surpression. Les informations déjà contenues dans le modèle de décompression des gaz dissous peuvent être utilisées pour atteindre ce but.

Tout d'abord, il y a une limite à la profondeur à laquelle un palier profond peut être fait. Le palier de décompression, associé à la charge en gaz du compartiment directeur, ne devrait pas être fait en dessous de la zone de décompression. Généralement, un gradient de surpression d'une certaine amplitude est nécessaire pour que se produise un dégazage effectif. Il est également important de minimiser la charge en gaz qui continue de s'accumuler dans les compartiments plus lents, pendant la décompression.

Dans le contexte du modèle des gaz dissous et pour un profil donné, le palier de décompression le plus profond possible peut être défini comme étant la profondeur du prochain palier standard où la charge en gaz du compartiment directeur traverse la droite des pressions ambiantes (voir figure 1 à 3). Le palier le plus profond possible peut être facilement calculé dans un programme de décompression et il variera en fonction de la vitesse de remontée et du mélange utilisé.

Un profil de décompression ne doit pas forcément inclure un palier à la plus grande profondeur possible. Cette profondeur représente simplement le point où au moins un compartiment se trouvera dans la zone de décompression. Dans de nombreux profils de décompression, un premier palier commençant quelques paliers standards au dessus du palier le plus profond possible, serait approprié pour contrôler les gradients de surpression excessifs. Cependant, le palier le plus profond possible est une information intéressante le plongeur car il représente le début de la zone de

décompression. Lorsqu'au cours de sa remontée du fond, le plongeur atteindra ce point, il devrait ralentir sa vitesse de remontée dans la zone de décompression à 10m/mn ou moins. Cette pratique amoindrira les changements rapides des gradients de surpression qui sont soupçonnés de provoquer l'apparition des bulles.

Enfin, voici la façon pour introduire les paliers profonds. Une méthode de paliers profonds, déduite empiriquement, fut publiée par le biologiste marin et plongeur Richard L. Pyle. Elle est utilisée en concomitance avec un programme de décompression paramétrable fonctionnant sur ordinateur personnel. Un profil complet de décompression, utilisant la méthode Richard Pyle pour les paliers profonds, est décrite sur le graphe des pressions de la figure 2. Comparé aux profils calculés conventionnellement, le graphe indique que cette méthode est efficace lorsqu'il s'agit de réduire, ou d'éliminer, les gradients de surpression excessifs. Cependant, cette approche soulève des difficultés potentielles. Selon le programme de décompression utilisé et ses méthodes de conservatismes, la charge en gaz des compartiments longs peut s'approcher très près des M_{value} sur les derniers paliers, ceci est dû à l'accroissement de la charge causée par les paliers profonds. Le programme compensera pour les paliers profonds mais, à moins d'augmenter les facteurs de conservatisme, le programme n'assurera pas la même marge de sécurité pour les derniers paliers, contrairement à un profil conventionnel. Une bonne façon d'évaluer cela est de calculer le pourcentage maximum de M_{value} et le pourcentage de gradient des M_{value} pour chaque compartiment et pour chaque palier.

Le graphe des pressions de la figure 3 montre un profil complet de décompression calculé en utilisant les facteurs de gradient pour contrôler les gradients de surpression tout au long du profil. Les facteurs de gradient proposent une approche logique du conservatisme dans les calculs de décompression. Ils peuvent être utilisés pour générer des paliers profonds à l'intérieur de la zone de décompression, contrôler les gradients de surpression et assurer une marge de sécurité prédéfinie à partir des M_{value} , tout au long du profil de décompression. Un facteur de gradient est simplement une fraction décimale de pourcentage de gradient de M_{value} (voir figure 4).

La programmation de paliers profonds dans un profil, augmentera généralement la durée des derniers paliers ainsi que le temps total de la décompression. Cependant, si le résultat est une vraie décompression réellement efficace, le concept de décompression économique n'en est pas compromis pour autant.

Le graphe des pressions est un excellent outil pour le plongeur qui veut évaluer son profil de décompression. Même un rapide coup d'œil permet d'identifier des zones de problèmes potentiels comme un large gradient de

surpression. Les concepteurs et programmeurs sont vivement encouragés à introduire ces caractéristiques dans leurs logiciels.

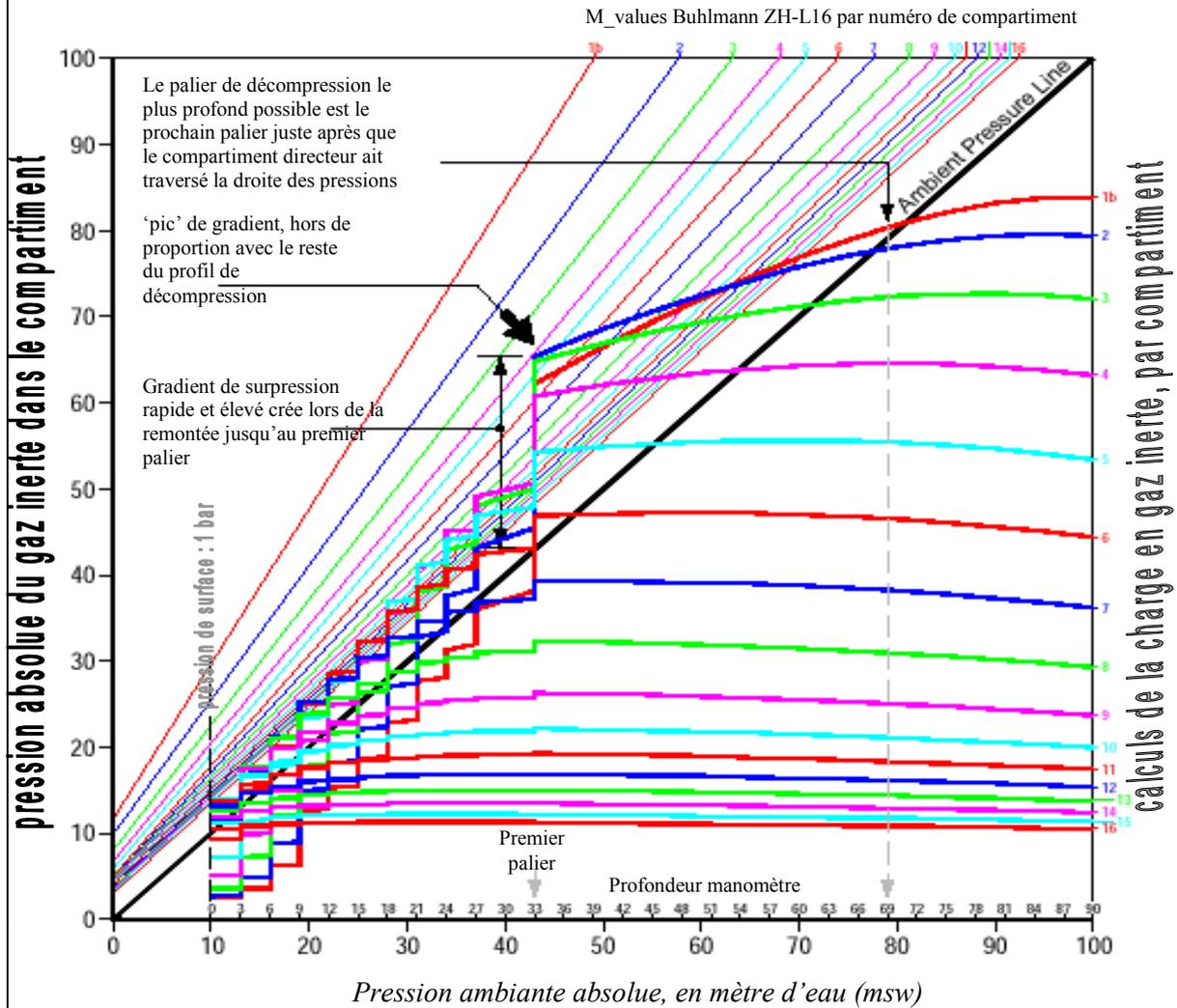
Pour terminer, notons que les exemples de profils de décompression utilisés dans cet article pour les graphes de pression, ont été calculés avec un conservatisme minimum et n'ont été établis que pour en faire des comparaisons.

Erik C. Baker est ingénieur en électricité et possède une entreprise d'architecture/engineering en Pennsylvanie. Il a développé plusieurs logiciels informatiques pour améliorer sa sécurité lors des plongées mélanges et souterraines.

Références :

- Baker EC. 1998 Understanding M_{value} . Immersed. Vol. 3, N°3.
- Bennett PB, Elliott DH, eds. 1993. The Physiology and Medicine of diving. London: WB Saunders.
- Buhlmann, AA. 1984. Decompression-Decompression Sickness. Berlin: Springer-Verlag
- Buhlmann, AA. 1995. Tauchmedizin. Berlin: Springer-Verlag
- Hamilton RW, Roger RE, Powell MR, Vann RD. 194. Development and validation of no-stop decompression procedures for recreational diving: The DSAT Recreational Dive Planner. Santa Ana, CA. Diving Science and Technology Corp.
- Schreiner HR, 1968. Safe ascent after deep dives. Rev. Subaquat. Physiol. Hyperbar. Med. 1:28-37.
- Schreiner HR, Kelley PL. 1971. A pragmatic view of decompression. In: Lamberstsen CJ, ed. Underwater physiology IV. New York: Academic Press.
- Wienke BR. 1991. Basic decompression theory and applications. Flagstaff, AZ: Best.
- Wienke BR. 1994. Basic diving physics and applications. Flagstaff, AZ: Best.
- Workman RD. 1965. Calculation of decompression schedules for nitrogen-oxygen and helium-oxygen dives. Research report 6-65. Washington: Navy Experimental Diving Unit.

Graphe des pressions : profil d'une décompression complète utilisant une méthode de calcul conventionnelle.



Notes :

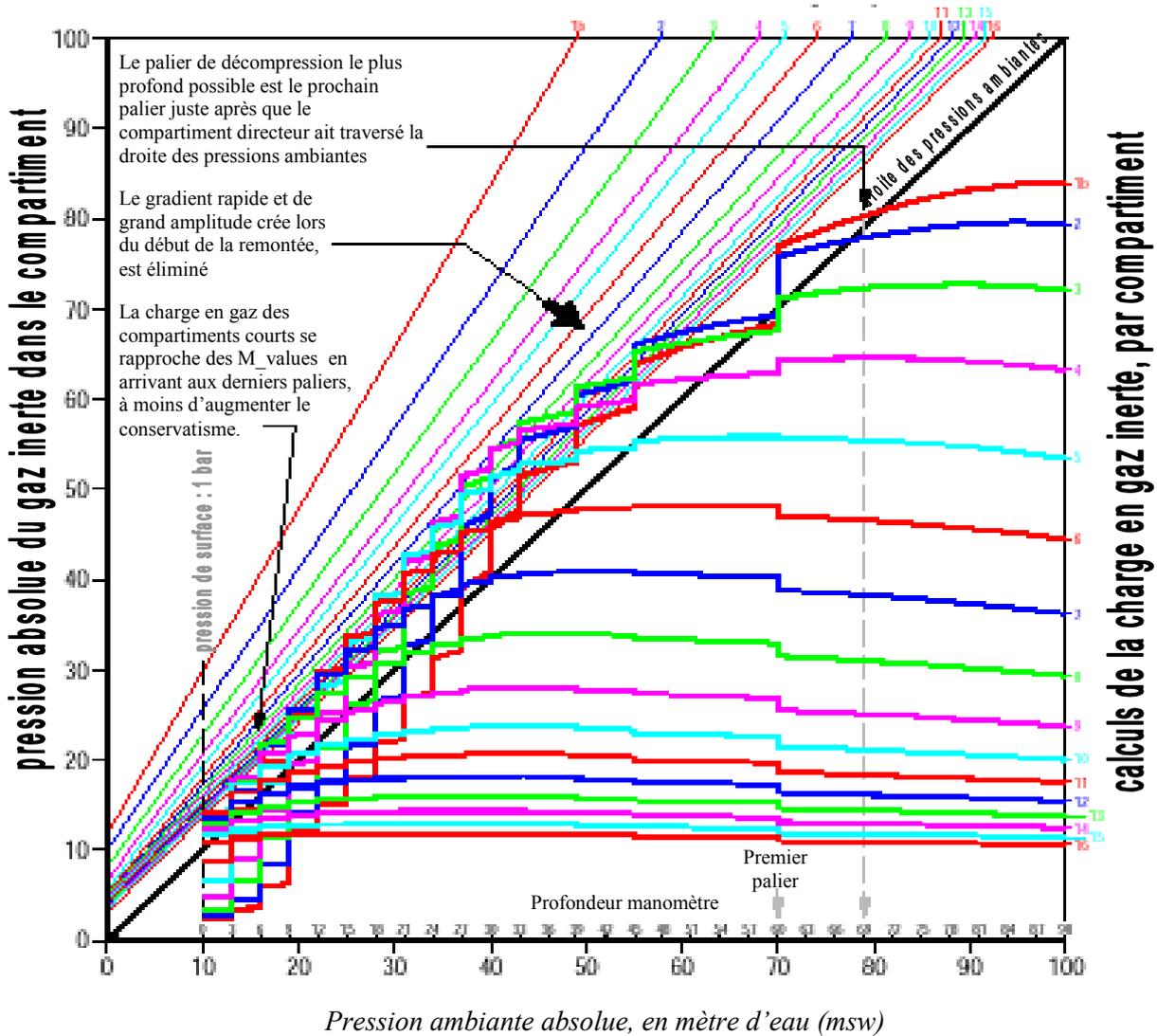
- | | |
|--|---|
| 1. plongée à 90m (293 pieds)
20 minutes fond, trimix 13/50 | 4. vitesse de remontée 10m/min |
| 2. déco aux mélanges
36% à partir de 33m
21% à partir de 21m
80% à partir de 9m | 5. les courbes commencent lorsqu'on quitte le fond après 20min de plongée |
| 3. facteur de conservatisme minimum 15% | 6. les temps du run time sont 'fin de palier' |
| | 7. déco type d'une plongée 'en coup de vent' |

Table de décompression

Stop (m)	Run (min)						
33	29	15	45	0	100		
27	31	12	51				
24	33	9	60				
21	36	6	73				
18	40	3	99				

Grphe des pressions : profil d'une dcompresion complete utilisant la methode Richard Pyle pour les paliers profonds

M_values Buhlmann ZH-L16 par numero de compartiment



Notes :

1. plongee a 90m (293 pieds) 20 minutes fond, trimix 13/50
2. deco aux melanges 36% a partir de 33m 50% a partir de 21m 80% a partir de 9m
3. facteur de conservatisme minimum 15%
4. vitesse de remontee 10m/min
5. les courbes commencent lorsqu'on quitte le fond apres 20min de plongee
6. les temps du run time sont 'fin de palier'
7. les paliers profonds provoquent une surcharge des compartiments longs lorsqu'on arrive aux derniers paliers

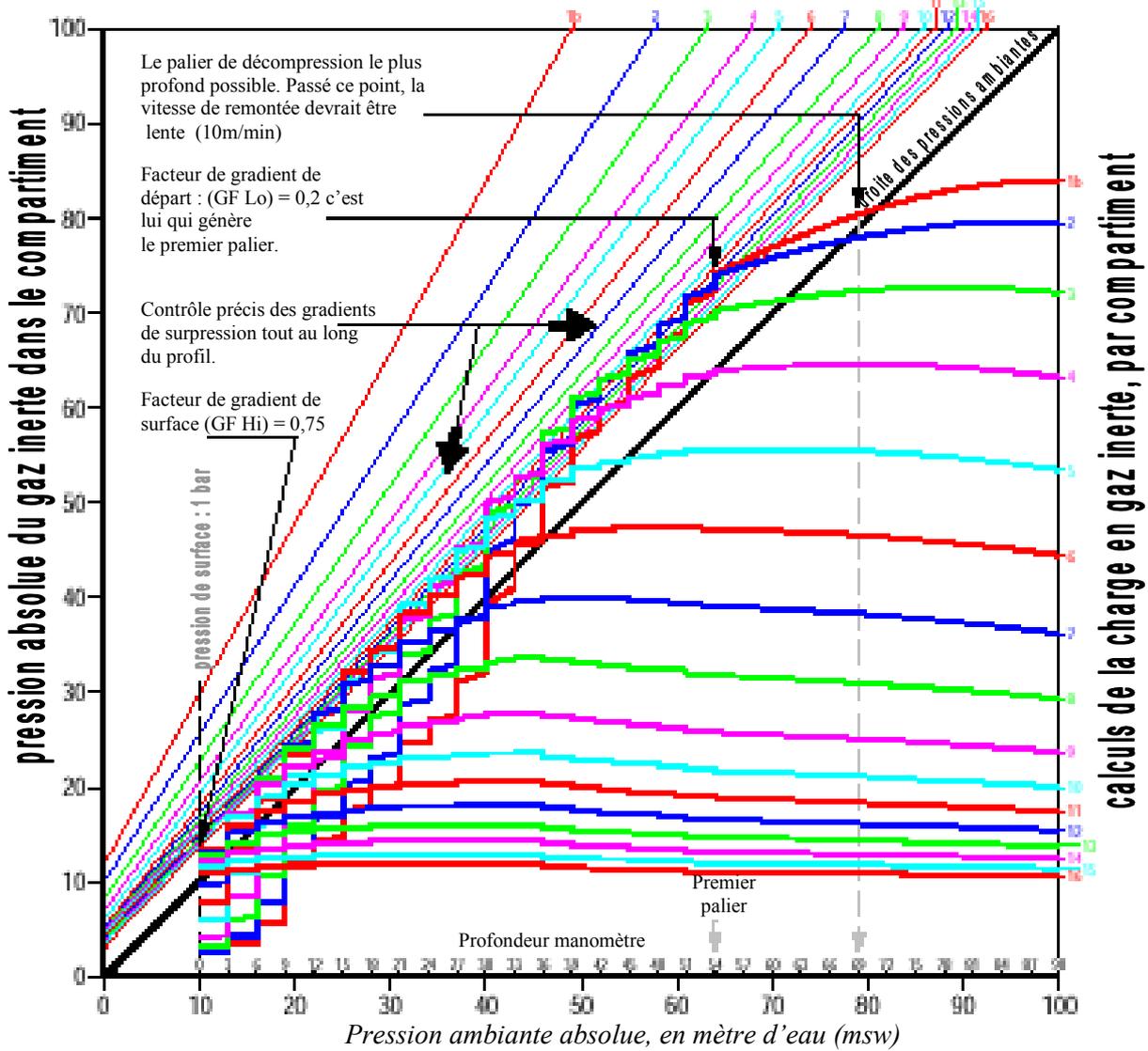
Table de dcompresion

Stop (m)	Run (min)						
60	26	27	35	12	57		
45	29	24	37	9	66		
39	31	21	40	6	81		
33	32	18	44	3	109		
30	33	15	49	0	110		

Figure 2.

Grappe des pressions : profil d'une décompression complète utilisant les facteurs de gradient pour contrôler tout le profil.

M_values Buhlmann ZH-L16 par numéro de compartiment



Notes :

- | | |
|--|---|
| <ol style="list-style-type: none"> 1. plongée à 90m (293 pieds)
20 minutes fond, trimix 13/50 2. déco aux mélanges
36% à partir de 33m
50% à partir de 21m
80% à partir de 9m 3. facteur de conservatisme avec les facteurs de gradient | <ol style="list-style-type: none"> 4. vitesse de remontée 10m/min 5. les courbes commencent lorsqu'on quitte le fond après 20min de plongée 6. les temps du run time sont 'fin de palier' 7. la proximité des charges de gaz avec les M_values est contrôlé par les facteurs de gradient. |
|--|---|

Table de décompression

Stop (m)	Run (min)						
54	24	38	30	24	40	9	71
51	25	35	33	21	44	6	87
48	26	33	34	18	47	3	119
45	27	30	36	15	53	0	120
41	28	27	38	12	61		

Figure 3.

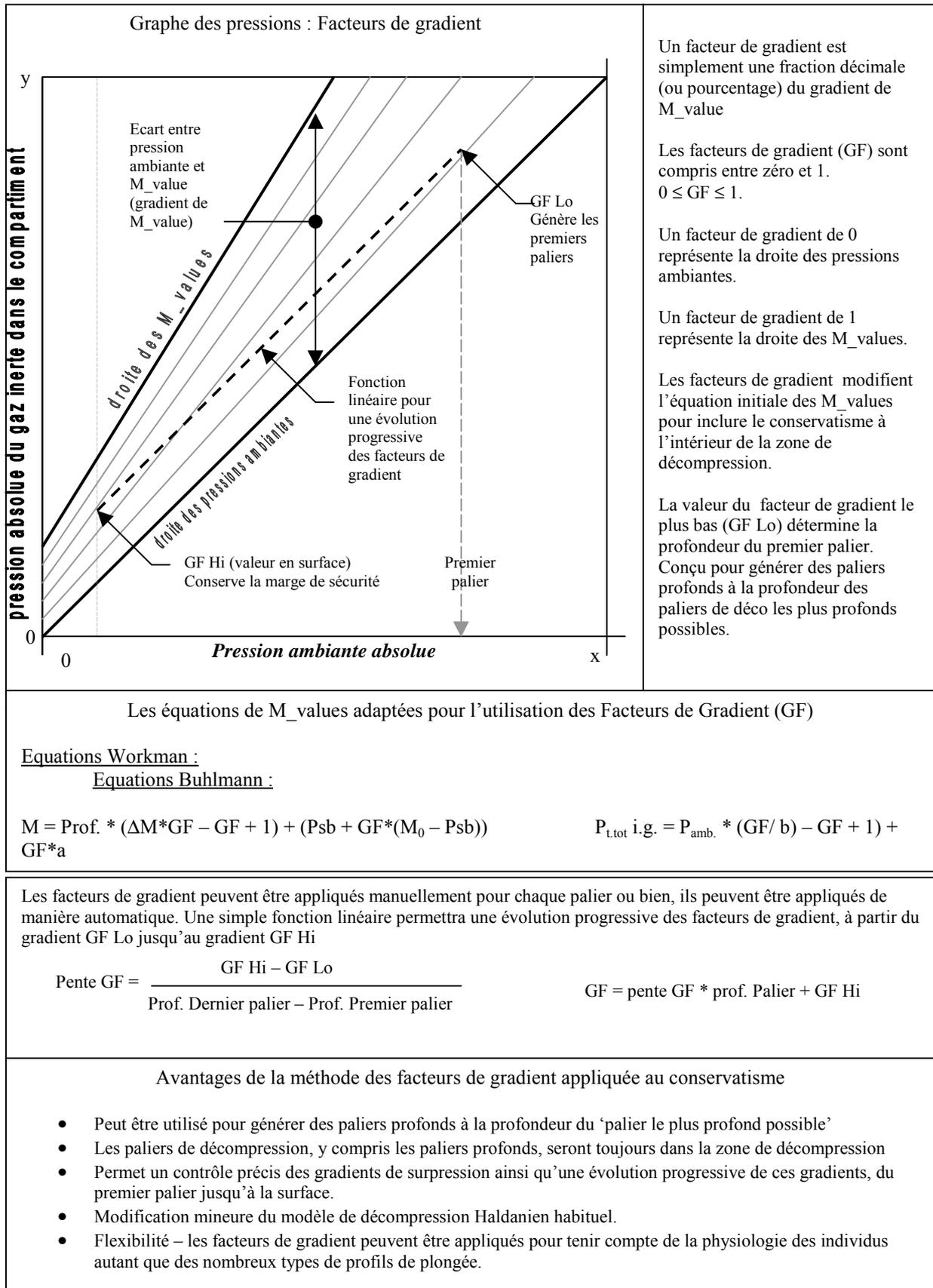


Figure 4.

Mélanges de décompression

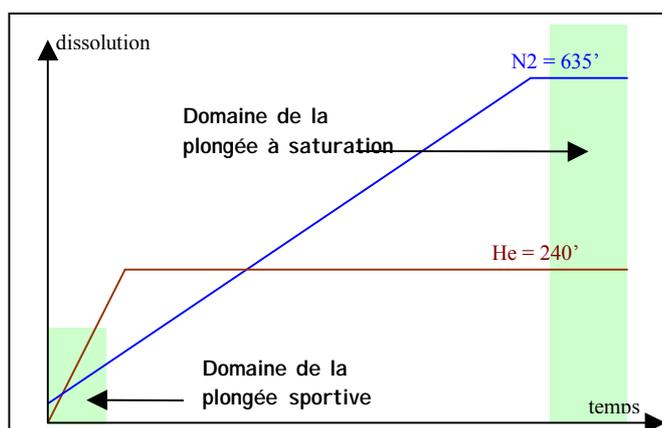
Le 16 juillet 2001, par jean-marc Belin (jmbelin@ifrance.com)

Préambule

Pourquoi les professionnels prétendent que la décompression est plus rapide avec l'hélium plutôt qu'avec l'azote, alors que dans le domaine de la plongée sportive, on constate un allongement de la durée totale de la décompression lorsqu'on utilise de l'hélium.

En réalité les conditions d'utilisation ne sont pas les mêmes et c'est ce qui fait toute la différence ; Si on utilise l'hélium pour des plongées à saturation, la décompression sera plus courte qu'avec l'azote. Par contre, dans le cas de plongées relativement brèves, et donc pas à saturation, la décompression sera plus longue avec l'hélium.

Puisqu'un bon croquis vaut mieux qu'un grand discours, voyons l'explication en s'appuyant sur un schéma.



De manière succincte, on peut dire que l'hélium diffuse si rapidement que la quantité maximale est rapidement atteinte. De plus la quantité maximale dissoute est relativement faible (la courbe s'arrête assez vite). Tandis que l'azote diffuse lentement, c'est pourquoi le temps nécessaire pour atteindre la quantité maxi est beaucoup plus long.

Etant donné qu'en plongée à saturation on ne considère que le compartiment le plus long (He = 240', N2 = 635'), on voit bien sur le croquis que c'est l'azote qui sera le gaz directeur lors d'une plongée à saturation, tandis que l'hélium sera directeur lors d'une plongée sportive non à saturation (au moins au début de la décompression). C'est ce qui explique le paradoxe initial.

Remarques : Ce schéma n'a qu'un but éducatif. Il ne prétend nullement représenter une plongée réelle. Il ne faut pas oublier que dans le cas des plongées à saturation la pression partielle d'oxygène dans le mélange n'excédera pas 0,4 bar,

et que d'autre part, l'azote n'offre plus de confort respiratoire passé 35 mètres.

Tout ceci pour dire que ce qui est vrai pour une situation donnée ne doit pas être transposé sans analyse préalable. Tous les paramètres connus doivent être pris en considération. Pour le choix des mélanges utilisables en décompression, le phénomène est identique. Ce n'est pas parce que, pour un cas particulier, un mélange gazeux donne satisfaction à une profondeur donnée, qu'il faut généraliser et croire que ce mélange sera toujours optimal à cette profondeur, quelque soit le temps, la profondeur max et la composition du mélange fond utilisé.

Expériences du docteur Buhlmann

Albert A. Bühlmann est devenu très populaire pour avoir permis l'élaboration d'un profil de décompression modélisable et donc incorporable dans un calculateur. Mais il ne faut pas restreindre la contribution du docteur aux seules M_values. De nombreuses expériences humaines de plongées aux mélanges ont été réalisées et la publication détaillée de ces expériences est édifiante.

En 1961 à Toulon, puis à Washington, Hannes Keller effectua deux plongées **en caisson** ; une plongée à 215m et une autre à 300m. L'utilisation de deux gaz inertes et le remplacement de l'hélium par l'azote au moment approprié permirent une décompression extrêmement courte.

Il faut avouer que le Docteur était particulièrement gonflé. Voici les caractéristiques de la plongée de 10 minutes à 22 bars :

Pression	O2	N2	HE	↑ou ↓
surf - 2	100			en 4'
2 - 6	50	50		en 1'
6 - 11	21	79		en 1'
11 - 16	10	30	60	en 1'
16 - 22	10		90	en 1'
22	10		90	10'
22 - 14	10		90	en 3'
14 - 9,5	10	30	60	en 5'
9,5 - 5,5	21	79		en 11'
5,5 - 2,5	50	50		en 35'
2,5 - surf	100			en 86'

Total déco 140 minutes.

La vitesse de descente est vertigineuse et les PpO2 et PpN2 sont impressionnantes. La décompression se fait en continu. (voir temps par segment).

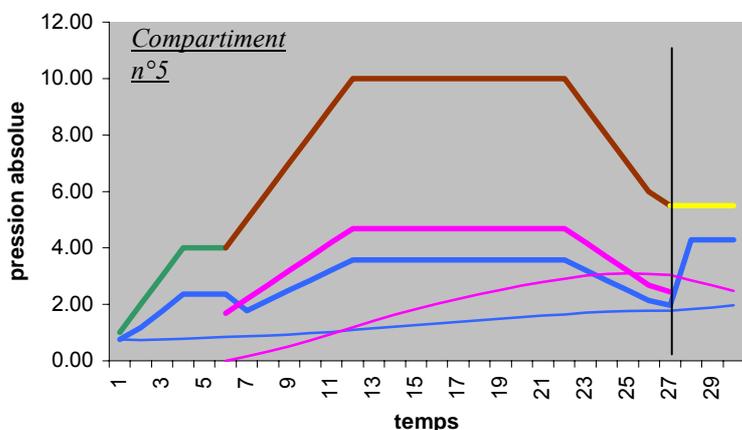
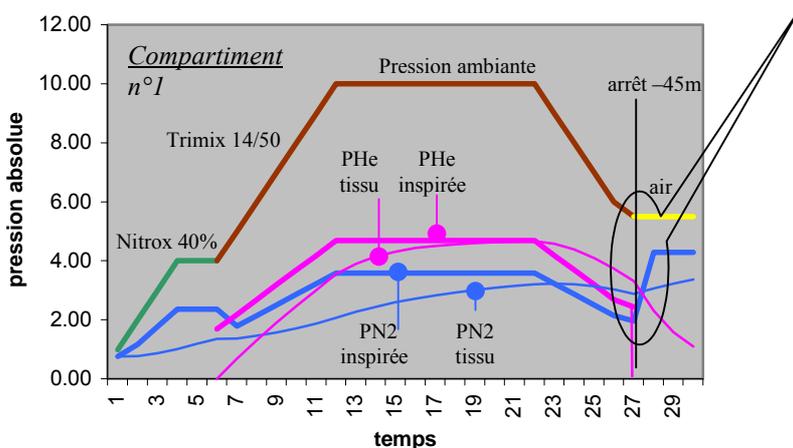
De l'air pour mélange intermédiaire

Des tables ont été validées pour l'utilisation de certains trimix (CG Doris), mais avec des procédures de décompression particulières. Voici le cas typique d'une procédure qui fonctionne parfaitement pour un cas précis mais qu'on ne peut pas transposer sans risque à d'autres profondeurs et pour d'autres mélanges.

Le WKPP (Woodville karst Plain Project - USA) ne préconise plus l'utilisation d'air en décompression et le CDG (Cave Diving Group - UK) non plus. Mais leurs démarches ne sont que l'aboutissement de constatations empiriques. Voyons ce qu'il en est en utilisant simplement les règles que nous connaissons.

Illustration par l'exemple

Prenons l'exemple d'une plongée de 10 minutes à -90 mètres. Les vitesses de descente et de remontée sont fixées à 10m/min. La descente est effectuée jusqu'à -30m avec un nitrox 40%, on reste 2 minutes à cette profondeur avant de poursuivre la descente avec un trimix 14/50. Après 10' au fond, on remonte jusqu'à -45m, où on interrompt la remontée pour changer le trimix par de l'air et on reste 3 minutes à cette profondeur. Analysons ce qui se passe pour les compartiments n°1 et n°5.



Observations : La courbe de saturation des tissus tend à suivre la courbe du gaz inspiré avec plus ou moins d'inertie selon le compartiment et le gaz considéré. Ceci s'explique par le fait que l'écart (positif ou négatif) entre ces deux courbes est 'la force motrice' qui est à l'origine de la charge, ou décharge, du gaz dans les tissus. Lorsqu'on entame la remontée, la courbe de pression du gaz inspiré diminue instantanément alors que la courbe de saturation des tissus commence à s'infléchir après un petit laps de temps. Ceci est particulièrement visible pour le compartiment n°1.

Lorsqu'on marque une pause à -45m et qu'on change le trimix pour de l'air, on rompt brutalement 'l'harmonie' qui s'instaurait. La pression partielle d'azote inspirée remonte brutalement car on passe d'un trimix contenant 36% d'azote à de l'air en contenant 79%. La courbe de la tension d'azote dans les tissus va suivre avec un décalage tandis que la charge d'hélium dans les tissus va chuter brutalement du fait qu'il n'y a plus d'hélium dans le nouveau mélange respiré.

On crée une situation de choc où la charge d'azote reprend une phase de croissance importante (alors qu'elle était en phase de décroissance pour ce compartiment et ce type de plongée) tandis qu'on accélère brutalement la décharge de l'hélium.

Les phénomènes intervenant à cet instant précis où l'on change de mélange ne sont pas encore tous élucidés. Il est probable que la situation de choc qu'on a créée soit en partie responsable des incidents qui surviennent parfois. Par contre, il n'est pas certain que le phénomène de contre-diffusion isobare, souvent cité, soit l'unique responsable. Certes, l'expérience menée par CJ. Lambertsen concernait bien un changement de gaz respiratoire sans modification de la pression ambiante, mais les tissus étaient dans un état stable (dit à saturation). Alors que lors d'une remontée de plongée, les tissus sont dans un état instable de sursaturation qui facilite d'autant la cavitation et la génération d'une phase gazeuse (voir article du Dr. Hennessy).

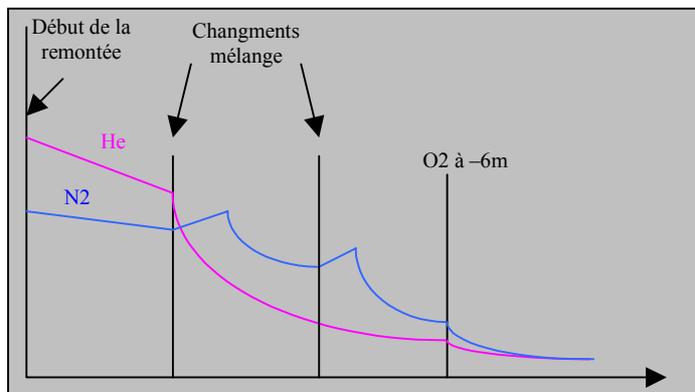
D'ailleurs, le Dr Buhlmann avait noté que la tolérance à l'hélium variait avec la fraction d'azote contenu dans le mélange et inversement.

Dans certains cas, l'augmentation brutale de la PpN2 respirée qui va de pair avec la disparition de la PHe peut augmenter le

temps de la décompression. En effet, la pression partielle d'hélium régnant dans les tissus sera devenue ridiculement faible et ce sera uniquement la charge exagérée d'azote qui dirigera la décompression. La décompression idéale serait celle qui permettrait aux compartiments directs de l'azote et de l'hélium d'atteindre ensemble une valeur proche de leur maximum respectif admissible à la fin du dernier palier, tout en ne subissant jamais de nouvelle phase de charge au cours de la décompression. Ces équations ne sont peut-être pas impossibles à construire mais elles sont néanmoins très complexes.

Méthodes applicables

Nous venons de voir qu'au cours de la remontée, dans certains cas et pour certains gaz, des compartiments peuvent avoir des parcours accidentés faits d'une succession de décharges et de charges au lieu qu'il y ait une continuité harmonieuse dans l'élimination des gaz inertes. De façon schématique, voici ce que cela peut donner :



En ce qui concerne l'azote, ce style de décompression peut être assimilé à une plongée 'yoyo' dont on connaît les méfaits.

Règle optimisée

Lorsqu'on effectue un changement de mélange, il faut que la teneur en oxygène du nouveau mélange donne la pression partielle maximale de 1,6b. Cette règle serait à moduler dans le cas de 'méga-plongée' où la toxicité de l'oxygène sur le système nerveux et sur les poumons, serait à prendre en compte (SNC et UPTD). Dans notre exemple de plongée 10 minutes à -90m, le changement de mélange à -45m donnera : $1,6 / 5,5 = 29\%$ d'oxygène

Concernant l'azote, pour qu'il n'y ait pas de nouvelle phase de charge, il faut que la teneur en azote du nouveau mélange ne donne pas une pression partielle respirée supérieure à la pression partielle du compartiment possédant la pression partielle la plus élevée (c'est pratiquement toujours le compartiment directeur). Dans notre exemple, à -45m, il n'y a pas de compartiment imposant un arrêt. On choisira donc le compartiment qui est le plus chargé. C'est le compartiment n°1 dont la valeur à ce moment là vaut 2,89. Le pourcentage d'azote du mélange sera donc $2,89 / 5,5 = 52\%$.

Le pourcentage d'hélium sera donc le complément, soit 18%. La composition théorique du nouveau mélange serait donc 29% d'oxygène, 19% d'hélium et 52% pour l'azote (dans ce cas de figure, il vaut mieux passer à un mélange plus pratique qui reste proche du calcul théorique : un trimix 30/20).

De cette manière, il n'y a pas d'augmentation de la pression partielle d'azote du compartiment directeur (ni dans les compartiments plus courts qui n'interviendront d'ailleurs plus dans la décompression). En effet, lors d'une décompression, ce sont d'abord les compartiments courts qui sont directs, puis, au fur et à mesure de la remontée, ce sont les compartiments plus longs qui imposent les paliers. Dans une plongée très brève, ce pourra être le compartiment n°1 qui imposera le premier arrêt, puis les autres suivront en séquence. Dans une plongée un peu plus longue, ce pourra être le compartiment n°3 qui sera le premier compartiment directeur, puis les autres suivront en séquence (tout ceci dépendant de la vitesse de remontée). Jusqu'au cas extrême de la plongée à saturation où le premier (et le seul) compartiment directeur sera le plus long (cpt n°16 de 635 minutes pour l'azote).

Par contre, il est possible qu'au cours de la remontée les compartiments plus longs continuent de saturer lentement, comme ils l'auraient fait sans le changement de mélange. Cela n'est pas gênant, il en sera tenu compte pour le reste de la décompression.

Attention !!! Le calcul de la pression partielle des tissus peut influencer sensiblement sur le mélange choisi. Ici les valeurs de pression partielle ont été calculées avec l'équation de Schreiner (voir article sur les élément de calcul de soft) Dans notre exemple nous avons trouvé une PpN2 de 2,89 ce qui nous a donné pour mélange de déco un trimix 30/20 avec 50% d'azote. Alors que Decoplanner donne une PpN2 de 2,96, ce qui donnerait, par approximation, un trimix 30/15

Cette méthode optimise le temps de décompression tout en évitant les brusques revirements de charge/décharge d'azote, toujours préjudiciable en plongée. Bien que dans notre cas on utilise souvent un trimix (et donc de l'hélium) au lieu de l'air, les durées de décompression ne sont pas allongées car le pourcentage d'oxygène du trimix est supérieur à celui contenu dans

l'air. L'inconvénient reste le prix et la nécessité d'un bon marquage qui évitera les erreurs.

Remarque : on voit bien que pour une même profondeur max et pour un même mélange fond, la composition du mélange de décompression **dépend** du temps passé au fond.

Les caractéristiques de la plongée effectuée (profondeur, temps fond, mélange fond, paliers)

Règle dégradée

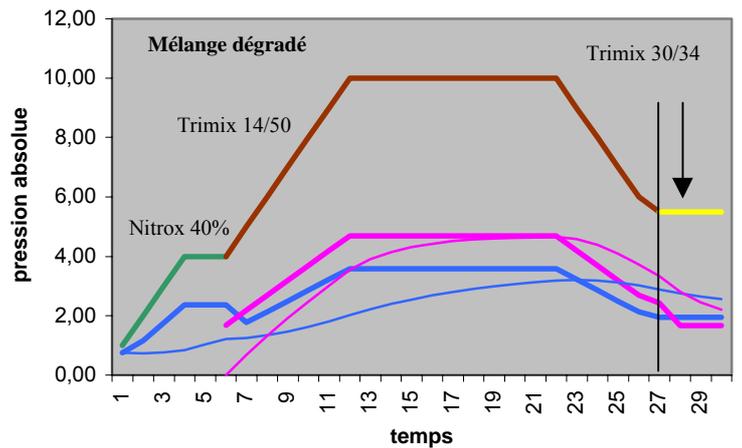
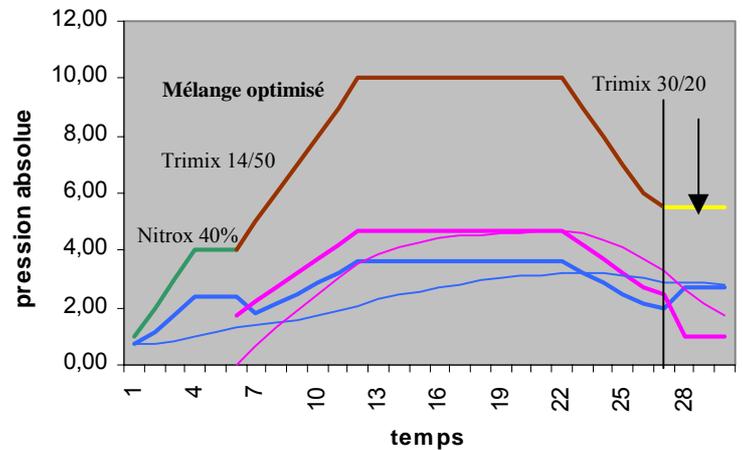
La méthode optimisée présente l'inconvénient d'un calcul fastidieux et délicat. Il n'est pas toujours facile de calculer la pression partielle des 16 compartiments pour déterminer celui qui sera directeur. De plus, différentes simulations seront peut-être nécessaires pour déterminer la profondeur idéale du changement de gaz. Aussi, est-il possible d'utiliser une règle dégradée qui assurera une sécurité au moins aussi bonne mais, en contrepartie, avec un allongement de la durée de décompression.

En prenant pour règle de conserver, dans le nouveau mélange, le même **pourcentage** d'azote (et non pression partielle) que dans le mélange précédent, on est sûr de ne pas déclencher une nouvelle phase de charge dans un tissu qui était en phase d'élimination. Dans ce cas, on se contente de remplacer une partie de l'hélium par de l'oxygène.

Dans notre exemple, la composition du nouveau mélange serait : 30% d'oxygène, 34% d'hélium et 36% d'azote.

Dans les cas d'utilisation de mélange optimisés ou dégradés, on voit que la courbe de charge en azote présente une continuité de décharge et que la brusque remontée qu'on constatait avec un changement à l'air, n'existe plus. En contrepartie, la courbe de décharge de l'hélium est moins prononcée.

avant le switch, ...) influent donc sur la composition du mélange de décompression ainsi que la profondeur à laquelle on souhaite effectuer le changement.



On se rend compte qu'en procédant ainsi, on retrouve des mélanges analogues à ceux que préconise Jarrod Jablonski dans le cadre de l'association GUE, sauf que cette association préconise l'utilisation de mélanges standards adaptés à certaines zones de profondeur, ce qui est certainement une très bonne approche, j'en parlerai un peu plus loin.

TABLE 13.1 BOTTOM MIXES

10'	100'	3m - 30m	32% Oxygen
110'	150'	33m - 45m	21/35 (O2/He)
160'	200'	48m - 60m	18/45 (O2/He)
210'	250'	63m - 75m	15/55 (O2/He)
260'	400'	78m 121m	10/70 (O2/He)

TABLE 13.1 DECOMPRESSION MIXES

20'	6m	100% Oxygen
70'	21m	50% Oxygen
120'	36m	35/25 (O2/He)
190'	57m	21/35 (O2/He)

Quand faudrait-il changer de mélange ?

L'idéal serait de pouvoir faire varier la composition du mélange en continu, en fonction de la profondeur. Outre les problèmes techniques que cela soulève, il faudrait également confier sa décompression à un calculateur qui intégrerait la composition gazeuse respirée en temps réel.

En attendant que ces techniques soient disponibles, voyons comment procéder avec le matériel dont nous disposons.

Règles théoriques :

On peut dire qu'il serait avantageux de changer de mélange chaque fois que la pression ambiante a suffisamment diminué pour permettre une augmentation du pourcentage d'oxygène d'environ 10%. En deçà, le gain sur la durée de décompression ne compense pas l'accroissement de la logistique.

Dans notre exemple de plongée de 10' à -90m, on changerait le trimix 14/50 pour un mélange comportant 24% d'oxygène à -56m, puis à un mélange contenant 34% d'oxygène à -37m, puis 44% à -26m, etc ... La teneur en gaz inerte serait établie en fonction des indications données précédemment.

Il est évident que de nombreuses considérations viennent moduler la théorie.

Paramètres pratiques :

La pratique la plus courante consiste à utiliser de l'oxygène pur à partir de -6m. Il faut donc gérer ses différents mélanges de décompression entre le fond et -6m.

Avec la règle théorique de changer de mélange chaque fois qu'on peut gagner 10% sur la teneur en oxygène du suivant, on finirait pas changer de mélange à chaque palier, lorsqu'on se rapproche de la surface.

On peut également effectuer une bonne décompression avec le mélange fond, ce n'est qu'une question de temps (et de froid, de faim, de soif, de pipi, ...). C'est pourquoi le changement de mélange n'est qu'un compromis personnel entre la logistique qu'on est prêt à mettre en œuvre (nombreux changements de mélange, cloche de décompression, équipe de soutien, ...), et celle qu'on peut mettre en œuvre (profil du terrain, finances disponibles, ...).

Standardisation des mélanges.

En cherchant à optimiser à outrance, chaque plongée devient un cas particulier et nous conduira à élaborer toute une série de mélanges spécialisés que ce soit pour le fond ou pour la décompression. Or une différence de quelques pourcents d'oxygène ou d'hélium ne présente pas un avantage justifiant qu'on utilise toute la panoplie des combinaisons

possibles. D'autre part, ainsi que le préconise le WKPP, une utilisation de quelques mélanges standards présente l'immense intérêt de pouvoir se familiariser avec une procédure qui reste similaire quelque soit la plongée, sans pour autant, allonger la décompression de façon très significative. Standardiser les mélanges signifie d'utiliser toujours les mêmes mélanges par zone de profondeur.

Voici les mélanges standards de décompression figurant sur le site du WKPP : ([wkpp.org](#))

STOP DEPTH MIX

20 Feet	6m	100% O2	0% N2
70 Feet	21m	50% EANx	50% N2
120 Feet	36m	35% EANx,	65% N2
190 Feet	57m	18/35 Trimix	47% N2
240 Feet	72m	16/40	44% N2

Alors, doit-on utiliser les mêmes mélanges que les plongeurs du WKPP ? Au vue de l'expérience accumulée par ces plongeurs, on peut penser que la procédure est sûre. Cependant, analysons la composition de ces mélanges avec les éléments qui ont été développés précédemment;

A grande profondeur, la PpO2 est en dessous de la limite maximale admise de 1,6 bar, ce qui s'explique par la durée très importante de la plupart des plongées effectuées dans le cadre de cette association.

D'autre part, pour les mélanges fond, la teneur en azote donne une profondeur air équivalente à 22m, ce qui doit être très confortable, mais ce qui provoque une forte augmentation du pourcentage d'azote lorsqu'on passe au premier mélange de décompression (par exemple de 20% à 44% quand on plonge au delà de 78m avec un 10/70). Il est précisé qu'on peut ajouter 20% d'hélium sur tous les nitrox

Voici une proposition de mélanges standards basés sur une PpO2 de 1,4 bar pour les mélanges fonds et de 1,6 (ou légèrement plus pendant quelques minutes) pour les décompressions. Pour l'azote, la profondeur air équivalente est de -30m pour les mélanges fond.

Lors de la remontée, les mélanges proposés permettent aux gaz inertes de ne pas subir de nouvelles phases de charge.

Fond (O ₂ /He)		Décompression		% N ₂
40 - 60m	20/35	80m	20/55	25%
60 - 80m	15/50	60m	25/45	30%
80 - 120	10/65	40m	30/35	35%
		20m	50%	50%
		6m	100% O2	-

Lors de la remontée, il n'est pas toujours utile de changer de mélange avant d'arriver au premier palier. Dans notre exemple de plongée à -90m

pendant 40 minutes, si on fixe le conservatisme à 0,7 et 0,5, le premier palier se trouve à -54m. On n'utilisera pas le trimix de décompression 20/55 à -80m, mais on poursuivra la remontée sur le mélange fond jusqu'à -60m où on changera pour le trimix 25/45.

Par contre, lors de la plongée à -90m pendant 10 minutes (toujours avec le conservatisme fixé à 0,7 et 0,5), le premier palier est à -30m. On pourrait effectuer la remontée sur le mélange fond jusqu'à -40m où on changera pour le mélange standard 30/35. Ainsi, bien que la plongée se soit effectuée à -90m, trois mélanges de décompression seront nécessaires : le 30/35 à -40m, le EAN50% à -20m et l'oxygène pur à -6m.

Comparons les profils de décompression donné par decoplanner (avec GfHi = 0,7 et GfLo = 0,5) sur la plongée à -90m pendant 10 minutes entre :

D'une part, on utilise tous les mélanges standards de décompression (à -80m, à -60m, à -40m, à -20m et à -6m) et d'autre part, on ne change de mélange qu'à -20m (soit utilisation du 50% à -20m et de l'oxy pur à -6m).

Dans le premier cas on a une durée totale d'immersion de 97 minutes.

Dans le deuxième cas on trouve 100 minutes.

Tant de mélanges pour si peu de gain ?

Si on effectue la même comparaison avec une plongée de -90m pendant 40 minutes. Dans le premier cas, on utilise toute la panoplie des mélanges standards, et dans l'autre cas, on ne change de mélange qu'à partir de -40m.

Dans le premier cas on a une durée totale d'immersion de 287 minutes

Dans le deuxième cas on trouve 304 minutes.

Même constatation. Utilisons donc un minimum de logistique car en plus du prix et de la lourdeur de l'opération, il y a toujours le risque de se tromper de mélange.

Anecdotes

Je citerais encore cette étonnante expérience menée par Albert Bühlmann : Lors d'une plongée de 2h à 30m, le sujet a respiré de l'héliox 21/78 pendant 45 min, avant de passer à l'air à pression max pendant les 75 minutes suivantes. Puis il d'amorce sa remontée pour effectuer ses paliers de décompression à l'oxygène pur à partir de 15m. La durée totale de décompression était de 35 minutes seulement. Voici un bel exemple de contre diffusion qui n'a provoqué aucun trouble. Mais le passage à l'azote est intervenu sur des tissus qui n'étaient pas en sursaturation. Le docteur savait jouer avec les changements de gaz.

Conclusion

Cet article concerne les plongées sportives au trimix jusqu'à 120m pour lesquelles on a des retours d'expérience. Ceci sous-entend que si on dépasse, en profondeur ou en temps, les valeurs habituelles de ces plongées, d'autres paramètres seraient à prendre en compte qui rendrait ce texte caduque.

La règle qui consiste à dire de ne pas laisser la pression partielle d'azote s'accroître au cours de la remontée est certainement une bonne règle, encore fallait-il quantifier les choses.

Dans le domaine de la plongée on a l'habitude de valider la théorie par l'expérience (ou de bâtir une théorie à partir de l'expérience), ce qui est une excellente chose, et une série de tests pratiqués de manière rigoureuse serait la bienvenue.

Il serait néanmoins très utile de pouvoir bénéficier d'une base de données donnant les caractéristiques complètes des plongées effectuées aux mélanges. Ces données serviraient à confirmer ou infirmer certaines hypothèses dans le but de pouvoir établir des recettes fiables aux contours bien délimités.

VPM

Varying Permeability Model

(ou Modèle à Perméabilité Variable)

une nouvelle alternative sérieuse aux modèle Haldaniens

par jean-marc Belin, février 2002

Remerciements : Pour la rédaction de cet article je me suis essentiellement appuyé sur des travaux et des documents de personnes n'ayant pour but que la diffusion de la connaissance à un plus grand nombre. Qu'ils soient ici remerciés pour le travail colossal qu'ils ont fourni et pour l'autorisation de traduction qu'ils ont volontiers accordé.

Eric B. Maiken
EMAI

Eric C. Baker
Comprehensive Design Architect.Engineers

Dan Reinders

David E. Yount
Department of Physics and Astronomy
University of Hawaiï
le principal acteur de ces travaux
et qui est malheureusement décédé le 27 avril 2000
au moment où ses recherches fondamentales
aboutissaient pour donner
les outils VPM présentés dans cet article.

Sujet :

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*

La théorie VPM et sa modélisation actuelle ont encore quelques imperfections, mais elle est encore jeune et n'a pas bénéficié d'un siècle de recherche et d'amélioration. Nul doute que ses possibilités d'évolution sont encore importantes.

Les modèles Haldaniens

Critères de remontée

Tous les modèles Haldaniens ont en commun le critère limite de remontée basé sur une comparaison entre la tension en gaz inerte régnant dans les tissus et la valeur de la pression ambiante.

Ce peut être un ratio fixe par compartiment – Tension/Pression ambiante (Haldane, MN90, ...)

Coefficients MN90 pour 12 compartiment

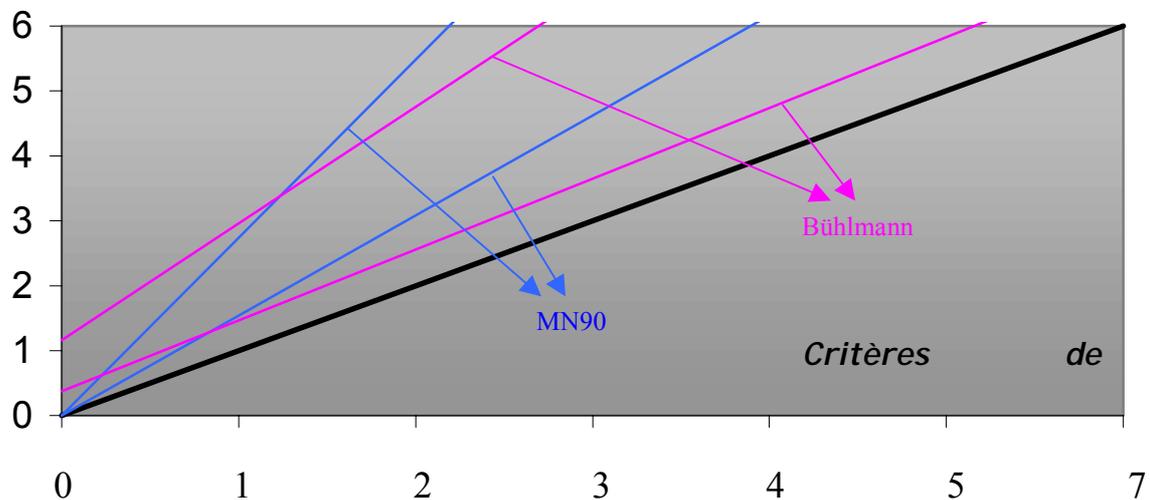
compartiment	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Période	5	7	10	15	20	30	40	50	60	80	100	120
Ratio critique	2,72	2,54	2,38	2,2	2,04	1,82	1,68	1,61	1,58	1,56	1,55	1,54

Ce peut être simplement une valeur max de la Tension (m_values) en fonction de la pression ambiante sous la forme d'une matrice (Workman) ou d'équations de droite $y = ax + b$ (Workman et Bühlmann).

- y : valeur de la tension max autorisée
- x : valeur de la pression ambiante
- a et b : coefficients établis empiriquement par le concepteur.
(a = pente de la droite → 1/b chez Bühlmann,
b = décalage à l'origine → coeff. a chez Bühlmann)

Coefficients Bühlmann a et b pour hélium et azote ZH-L16 compartiments

Bühlmann ZH-L16 M-values hélium (1990)				Bühlmann 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	1,6189	0,4245	1	4,0	1,2599	1,2599	1,2599	0,5050
1b	1,88		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	0,6667	0,8126
6	14,48	0,8205	0,7957	6	38,3	0,5933	0,5933	0,5600	0,8434
7	20,53	0,7305	0,8279	7	54,3	0,5282	0,5282	0,4947	0,8693
8	29,11	0,6502	0,8553	8	77,0	0,4710	0,4710	0,4500	0,8910
9	41,20	0,5950	0,8757	9	109	0,4187	0,4187	0,4187	0,9092
10	55,19	0,5545	0,8903	10	146	0,3798	0,3798	0,3798	0,9222
11	70,69	0,5333	0,8997	11	187	0,3497	0,3497	0,3497	0,9319
12	90,34	0,5189	0,9073	12	239	0,3223	0,3223	0,3223	0,9403
13	115,29	0,5181	0,9122	13	305	0,2971	0,2971	0,2850	0,9477
14	147,42	0,5176	0,9171	14	390	0,2737	0,2737	0,2737	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



Calcul de la Tension

Le calcul de la Tension des gaz dissous se fait grâce à une exponentielle

$$P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{-kt})$$
$$P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{-(\ln 2 t / \text{période})})$$

Mais ce calcul ne fonctionne qu'à profondeur constante, et même si on considère la descente ou la remontée comme une succession de petits paliers très rapprochés, on n'obtiendra jamais qu'une approximation. Aussi est-il préférable d'utiliser l'équation globale de Schreiner (1971) utilisable pour des vitesses constantes (descente ou remontée) :

$$P = P_{i0} + R(t - 1/k) - [P_{i0} - P_0 - (R/k)]e^{-kt}$$

- P_{i0} = pression initiale du gaz inerte respiré (alvéolaire) moins la vapeur d'eau
- P_0 = pression du gaz inerte présente au départ dans le compartiment
- R (ou c) variation de la pression du gaz respiré en fonction de la variation de la pression ambiante c 'est simplement le taux de descente ou remontée multiplié par le pourcentage de gaz inerte
- t = temps d'exposition (ou intervalle)
- k = constante liée à la période du compartiment = $\ln 2 / \text{période}$ (idem équation instantanée)
remarque : quand R (ou c) vaut zéro, l'équation ci-dessus revient à l'équation instantanée familière de la forme : $P = P_0 + (P_i - P_0) (1 - e^{-kt})$

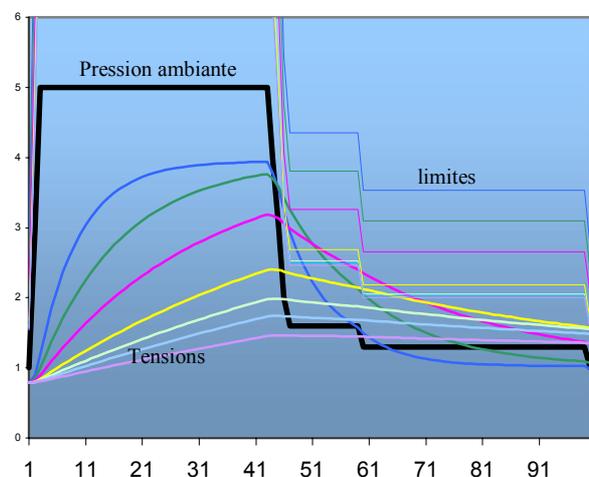
Fonctionnement

Ces modèles postulent que la pression alvéolaire et sanguine 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 tous les tissus ne se chargent (ou déchargent) pas à la même vitesse, ces modèles les ont regroupés par compartiments aux vitesses de diffusion homogènes (les périodes)

La décompression est calculée de sorte que la Tension des gaz dissous se rapprochent du maximum autorisé sans jamais le dépasser (comme indiqué ci-dessus). 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 synonyme d'accident.



Limites de ces modèles

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, dans la plupart des plongées de loisir, ils donnent 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.

De plus, avec l'arrivée de nouvelles pratiques comme les plongées longues et profondes aux mélanges, il existe une demande pour le calcul de profils de décompression auxquels les modèles traditionnels ne peuvent pas répondre de manière appropriée. Dans ce domaine d'ailleurs, de nombreux plongeurs insatisfaits des procédures disponibles ont testés de nouvelles méthodes sur eux-mêmes avant de les adopter et de les diffuser (ex : palier profonds)

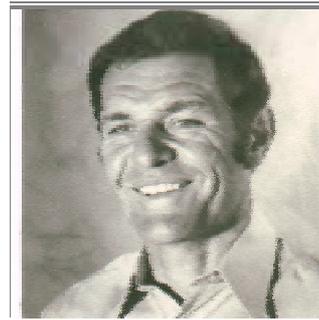
De plus, il y a de nombreux phénomènes constatés que ces modèles sont incapables d'expliquer ; pas d'effort avant la plongée, plus grande profondeur en premier, plongées successives mal maîtrisées, ...

VPM

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 d'un plus grand nombre.



David Yount
Department of Physics and
Astronomy
University of Hawaii

Pourquoi VPM

Par Erik Baker (extraits de 'Implications of the Varying Permeability Model for Reverses Dive Profiles')
Article complet : <ftp://ftp.decompression.org/pub/Baker/>

L'influence de la plongée technique sur les pratiques de décompression

Depuis ces dix dernières années, les plongées nécessitant de la décompression sont devenues monnaie courante dans le domaine de la plongée loisir. Les risques intrinsèques liés à la décompression sont bien connus et cela fait plus d'un siècle qu'on tente de les maîtriser. Ceci étant dit, il peut paraître surprenant que tant de gens si intelligents et si cultivés aient récemment mis de côté les tables conventionnelles conçues et testées par des professionnels compétents et aient choisis d'élaborer et de tester leurs propres tables. Paraphrasant le célèbre aphorisme d'Abraham Lincoln à propos des avocats, on serait tenté de demander 'Le plongeur qui conçoit ses propres tables n'a-t-il pas un cinglé pour client ?'

La première raison pour laquelle certains plongeurs tek préfèrent concevoir et tester leurs propres tables est qu'ils en sont capables. Beaucoup d'entre eux ont des capacités informatiques qui dépassent de loin celles des pionniers de la décompression, qui produisirent des tables opérationnelles à une époque où la physique de la formation des bulles en milieu aqueux était peu maîtrisée, et où les programmes commerciaux de décompression, les ordinateurs de plongée, les micro-ordinateurs personnels et les puissants logiciels n'existaient pas. La deuxième raison qui fait que les plongeurs techniques peuvent choisir de concevoir leurs propres tables est qu'ils ont un accès facile aux algorithmes non conventionnels comme le modèle thermodynamique (Hills 1966), le modèle de perméabilité variable (Yount et Hoffman 1986), et le modèle de bulle à gradient réduit (RGBM de Wienke 1991). Par 'accès facile', on entend qu'ils ont à la fois les compétences mathématiques nécessaires pour comprendre les algorithmes publiés et les compétences informatiques pour les implémenter, et si besoin est, en les égratignant un peu. La troisième raison est que de nombreux plongeurs techniques ne sont pas satisfaits du résultat des algorithmes conventionnels. Il y a également le sentiment largement répandu qu'il manque quelque chose, qu'il y a un besoin pour 'les paliers profonds' comme le préconisent LeMesurier et Hills (1965), Yount et Strauss (1976), Hennessy et Hempleman (1977) et d'autres encore. Les tables VPM calculées par Yount et Hoffmann (1986) préconisent également les paliers profonds, mais parce que ces tables furent calibrées sur celles de la U.S. Navy (1977) et sur les tables du Royal Navy Physiological Laboratory (1968) qui sont aujourd'hui considérées comme agressives et obsolètes, Les tables VPM originales sont également considérées trop agressives.

Un des pionniers qui s'efforça de faire quelque chose fut le biologiste marin Richard Pyle, qui découvrit 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 dû 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...'

Pyle se sentait simplement mieux après la plongée lorsqu'il effectuait ces paliers profonds. Donc ce que nous avons ici c'est un nouveau paradigme où un plongeur technique modifie une table existante, la teste sur lui et décide de garder ou d'en rejeter les modifications pour sa pratique de la plongée sur les bases de son 'ressenti'. Bien que plus subjective que la méthode de test de la Navy 'cinq plongeurs à la fois', cette méthode empirique 'testez-la sur vous-même' est bien plus sensitive car elle remet en cause la finalité bi modale bends/pas-bends par une échelle continue qui associe un plus grand confort à une plus grande sécurité. Il est important de souligner que ces plongeurs ont souvent une expérience personnelle de toute la gamme des symptômes d'ADD, et sont donc des observateurs capable de discernement. Il y a une autre raison pour laquelle la méthode de Pyle est plus sûre : Il s'éloigne des finalités bi modales où certains plongeurs font des bends plutôt que de s'en rapprocher. En recherchant plus de sécurité, Pyle avait indiscutablement un client avisé !

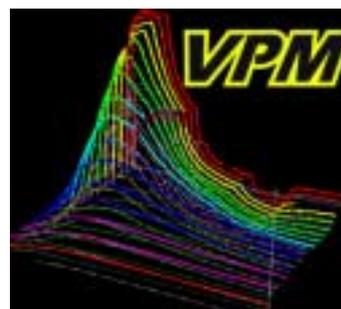
En conclusion : Amateurs, perdez vos complexes ! N'oubliez pas que le Titanic a été construit par des professionnels et que l'Arche fût construite par un amateur ...

Présentation de VPM

Par Eric Maiken (VPM Background

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

Le Modèle à Perméabilité Variable (VPM) fut développé pour modéliser les observations faites en laboratoire sur la formation et la croissance des bulles dans des systèmes inanimés (qui n'ont jamais été vivant) et in vivo (mort récemment) soumis à pression. Ce modèle fut appliqué il y a 15 ans par les chercheurs de l'université de Hawaï pour calculer des tables de décompression. Bien que les spécialistes en médecine hyperbares considèrent le VPM original comme déjà ancien, le laps de temps qui s'est écoulé entre sa formulation et sa diffusion au public, a laissé de nombreux plongeurs suivre des profils de remontée qui s'appuient sur des modèles physiques obsolètes de l'ère Victorienne. De plus le problème a été bien ficelé lorsque c'est répandu l'utilisation de logiciels commerciaux de décompression où des paramètres excessifs et arbitraires cachés derrière des vitrines aux allures de 'chants des sirènes' ont permis aux programmeurs d'éluder les conseils cruciaux de la physiologie. En définitive, les bases mathématiques et physiques des modèles 'à bulles' sont restés inaccessibles à tout ceux qui n'avaient pas de diplôme de maths ou de physique (y compris les ténors du monde médical de la plongée) et c'est ainsi, qu'à part quelques rapports qui filtraient du front, peu de personne ont vu, compris ou utilisé cette matière. Aussi, rejetez les vieilles idées, mais soyez vigilant.



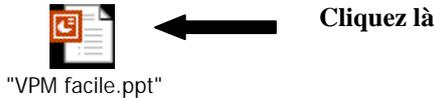
Le VPM présume qu'il existe dans l'eau et dans les tissus des vides microscopiques, des cavités, des noyaux qui contiennent du gaz avant même qu'on commence la plongée. Les noyaux qui dépassent une taille 'critique' spécifique, qui est fonction de la profondeur maximale atteinte en plongé (pression d'exposition), vont grossir lors de la décompression. Le VPM vise à minimiser le volume total de ces bulles qui vont grossir en conservant une large pression externe et une faible pression partielle des gaz inertes inspirés durant la décompression.

<.....>

Si durant la remontée on utilise des gaz hautement solubles comme l'argon, cela peut conduire à un grossissement des bulles même si les pressions partielles des autres gaz inertes sont diminuées grâce à une pression partielle des gaz respirés plus faible. La solubilité des gaz inertes comme l'argon, l'hexafluorure de soufre, et ., peut agir comme un amplificateur de bulles pendant et après la décompression. Ceci est manifestement tout un pan de cette théorie où la vue qu'on a de la sur-saturation est naïve et où une mécanique complète du calcul de la bulle serait complexe.

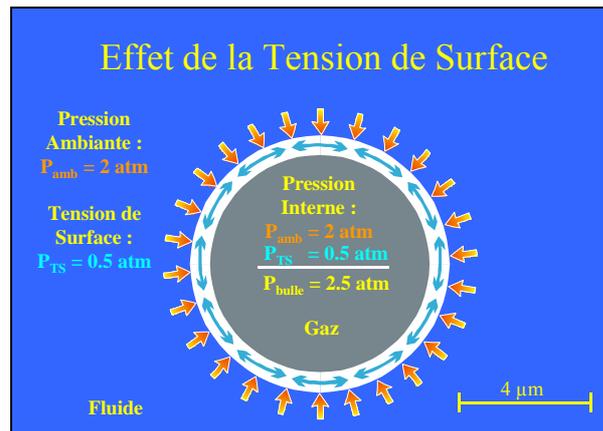
Principe de VPM

Par Dan Reinders (EASYVPM-2)
<ftp://ftp.decompression.org/pub/Reinders/>



"VPM facile.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).
- 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 de la tension des gaz dissous : $P = P_{io} + R(t - 1/k) - [P_{io} - P_o - (R/k)]e^{-kt}$
 - r_0 : le rayon minimal de la bulle qu'on peut exciter pour grossir
 - 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 due 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.

Mise en pratique de VPM

Pour développer ce paragraphe, je me suis principalement appuyé sur le code source en Fortran du programme VPM publié par Erik Baker. Puis, pour chaque étape de ce programme, j'ai comparé les calculs du programme avec les publications théoriques et mathématiques mises à disposition sur le site 'decompression.org' afin d'être sûr de bien avoir compris le processus.

Algorithme

Lecture des données de la plongée

Vérification des paramètres

Initialisation des variables

- On fixe le rayon critique
- On fixe la valeur des tensions
- On fixe le volume critique
- ...

Comme dans tout programme, il y a une étape de lecture et de contrôle de la saisie, puis on donne une valeur aux variables ou constantes qui vont être utilisées dans le programme.
Exemple de paramètres : r_0 , γ , γ_c , λ , altitude, unités, ...
Exemples de constantes : les 16 compartiments Bühlmann pour l'He et N2 et leurs périodes associées, ... (ln2/période)

Traitement de l'altitude

- Calcul de la pression barométrique
- Calcul de la nouvelle tension des gaz
- Ajustement du rayon critique du noyau
- Calcul de régénération des noyaux en fonction du temps d'acclimatation (voir plus loin)

- calcul de la pression barométrique avec un programme du domaine public écrit par un retraité de la NASA Ralph L. Carmichael <http://www.pdas.com/atmos.htm>
- ajustement du rayon critique à cette nouvelle pression selon la vitesse d'ascension et le temps d'acclimatation avant la plongée.

Pour chaque segment de la plongée (jusqu'au début de la remontée) :

- Calcul de la Tension dans les compartiments
- Calcul de la pression de réduction lorsqu'il s'agit d'un segment de descente, ce qui donnera un nouvel ajustement du rayon critique

- **Segment de plongée** : pour ses calculs, le programme découpe la plongée en segments chaque fois qu'il y a une modification dans le mélange respiré ou dans la vitesse de descente ou de remontée.
- **La tension des gaz dissous** est calculée de manière traditionnelle avec l'équation de Schreiner
- **La pression de Réduction** : le modèle VPM prédit une réduction du noyau critique à la descente, d'autant plus importante que l'écart entre la tension des gaz dissous et la pression ambiante est important. Ce qui signifie que plus on descend vite, plus on écrase les noyaux, et mieux c'est. On va donc rechercher au cours de la descente à quel moment l'écart est maximum et quelle est sa valeur, puis on ajustera le rayon critique. La théorie explique donc pourquoi il est préférable de descendre d'une traite que par palier et pourquoi il vaut mieux effectuer la partie profonde en premier.
Il faut remarquer qu'à ce niveau, il y a deux possibilités à prendre en compte. Soit la pression de réduction ne dépasse pas le paramètre limite de perméabilité (8,2b) et à ce moment le modèle de diffusion fonctionne ; une partie du gaz piégé dans la bulle va diffuser vers l'extérieur pour que les pressions s'équilibrent et ainsi la réduction de la bulle sera conséquente, soit on a dépassé la limite de perméabilité (cas rare) et la membrane de la bulle est devenue imperméable et empêche toute diffusion gazeuse. Dans ce cas, la diminution de rayon du micro-noyau sera faible.

Donc deux calculs différents selon l'activation du paramètre '*volume critique*'. On/Off

Calcul de re-génération des noyaux

Il ne s'agit pas ici d'une éventuelle apparition de nouveaux noyaux. Bien qu'on sache que cela se produit, principalement lors d'efforts physiques, ce qui fait dire : pas d'effort avant, pendant et après la plongée (Powell). Il s'agit ici de la prise en compte du phénomène suivant : Lors d'une compression rapide, les noyaux sont réduits, pas uniquement par la simple loi de Boyle/Mariotte mais également grâce à l'écart de pression qu'on a pu introduire entre Tension des gaz dissous et pression ambiante ; ce qui provoque une élimination partielle des gaz de la bulle par diffusion.

Mais, au cours du temps (de quelques jours à quelques semaines), les noyaux vont progressivement reprendre leur diamètre d'origine et le bénéfice de la pression de réduction sera perdu. Vu les délais mis en œuvre, ceci ne concerne que les plongées à saturation. La régénération est une exponentielle : $e^{-\frac{t}{T}}$ avec t = temps de plongée et T = constante de régénération = fixée à 20160 minutes (2 semaines)

Calcul du Gradient initial

Le Gradient initial est la valeur limite de sursaturation associée au rayon critique du noyau (r_0). Il n'y a pas de décompression sans bulle et pour une valeur de sursaturation donnée, on peut déterminer le nombre de bulles qui sera excité, ou plus exactement, le rayon limite en dessous duquel les noyaux ne seront pas excités. Sachant que l'organisme peut supporter indéfiniment un nombre de bulles donné, il suffit de calculer le gradient de sursaturation limite qui permet une désaturation sans jamais provoquer le dépassement de ce nombre de bulles 'saines' : c'est le Gradient initial (ou P_{ssmin}).

Il est donné par la formule :
$$P_{min_{ss}} = \frac{2\gamma(\gamma_c - \gamma)}{\gamma_c r_0} + \frac{\gamma}{\gamma_c}$$

Calcul de la profondeur plancher de décompression

Ceci est une information que tout logiciel de décompression devrait donner. Il s'agit de la profondeur en-dessous de laquelle il n'y a pas de palier possible car on continue à saturer. Il s'agit donc de la profondeur où la Tension est égale à la pression ambiante (pour le compartiment directeur).

Le calcul est effectué par recherche dichotomique : on calcule dans chaque compartiment la valeur de la tension pour une profondeur comprise entre le fond et la surface. On compare cette valeur à la pression ambiante du lieu. Si elle est inférieure, on fixe une nouvelle profondeur située à égale distance entre celle qu'on vient de calculer et la surface et on recommence le calcul, sinon on fixe une nouvelle profondeur située entre celle qu'on vient de calculer et le fond, etc. etc.

Calcul de la charge des gaz (Tension) dans les compartiments pour cette profondeur plancher

En effet, il n'y a pas de décompression possible au dessous de ce point, la décompression commencera donc à partir de cette profondeur.

Calcul de la charge avec l'équation de Schreiner

Calcul de la profondeur du 1^{er} palier

La profondeur du premier palier est celle de la profondeur plancher + la valeur du gradient initial (la limite maximale autorisée et qui peut être maintenue sans risque tout au long de la décompression)

Calcul du profil de décompression

Pour chaque segment de plongée, on calcule la charge de gaz inerte, puis on calcule le temps de palier afin de rester avec une sursaturation égale au Gradient initial. Ceci est répété jusqu'à la surface et **même encore après le retour en surface.**

Pour les mélanges, l'algorithme calcule deux gradients : un pour l'azote et un pour l'hélium. Chacun de ces deux gradients sont pondérés par la proportion du gaz respiré dans le mélange, puis il sont cumulés pour donner un gradient unique.

Les profils de plongée calculés avec cet algorithme donnent de bons résultats pour les plongées longues ou à saturation. Mais pour les plongées plus courtes, le profil calculé est trop contraignant. Pour ces plongées, le modèle VPM a introduit la notion de *volume critique dynamique*. On postule que l'organisme peut supporter indéfiniment un nombre de bulles (et donc un volume gazeux) donné, ou bien, il peut supporter un nombre de bulles plus important mais seulement pendant un laps de temps donné. Dans ce cas, on autorisera un Gradient plus important qui donnera des paliers plus courts. Ce Gradient est calculé de sorte que le volume gazeux résultant reste inférieur au volume max qui est fixé en paramètre : $\square = 7500\text{fsw}$

Calcul du Volume Critique

Le problème est donc d'autoriser un Gradient de sursaturation plus large tout en vérifiant qu'à aucun moment de la remontée, et même en surface, on ne dépassera le volume critique maximal induit par ce nouveau gradient. Avec un Gradient plus 'lache', on provoque la croissance de plus de bulles, mais la décompression étant plus courte, le temps pendant lequel ce Gradient va agir est plus court. C'est pour cela qu'on qualifie ce volume critique de *dynamique*.

En schématisant : Gradient x Temps (de déco) < Volume critique

Dans le modèle original de Yount, ce gradient était calculé par 'tatonnement'

Erik Baker a résolu l'équation qui permet de déterminer le nouveau gradient en fonction de l'ancien et du temps de décompression calculé avec ce gradient précédent.

Le programme va donc effectuer une boucle jusqu'à ce que les temps de décompression convergent (< 1') :

- 1) on calcule une première décompression avec le Gradient initial
- 2) pour ce temps de déco, on calcule un nouveau gradient qui conserve le nouveau volume gazeux dégagé en deçà du Volume critique
- 3) On calcule une nouvelle déco avec ce nouveau gradient
- 4) On recommence les opérations 3 et 4 jusqu'à ce que les temps de décompression convergent → on est arrivé à la déco mini possible.

A faire pour chaque compartiment :

$$p_{ss}^{new} = \frac{1}{2} [b + \sqrt{b^2 - 4c}]$$

$$p_{ss}^{new} = \text{nouveau gradient}$$

$$b = p_{ss}^{\min} + \frac{\gamma \lambda (\Gamma^{dive} - p_m) t_D}{\gamma_c t_D + k^{-1} 2(t_D + k^{-1})}$$

$$p_{ss}^{\min} = \text{ancien gradient}$$

$$\Gamma^{dive} = \text{tension dans le compartiment à la fin de la plongée}$$

$$c = \frac{\gamma^2 \lambda (p_m - p_0) p_{ss}^{\min} (\Gamma^{dive} - p_m) t_D}{\gamma_c^2 t_D + k^{-1} 2(t_D + k^{-1})}$$

$$t_D = \text{temps de déco}$$

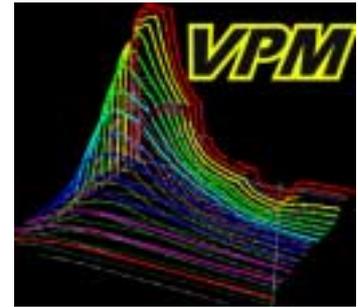
Cas particulier des plongées successives.

VPM va recalculer un rayon critique ajusté en fonction des conditions de la première plongée .
Puis calcul de régénération des noyaux en fonction de l'intervalle de surface.

Comparaison Haldane/VPM

Par Eric Maiken 1999 (*The VPM Algorithm*)

L'algorithme VPM en détails



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 différents. 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 valeurs (coeff a et b) qui servent à limiter la remontée, par seulement quatre constantes correspondant à des quantités physiques et physiologiques mesurables :

- r_0 : le rayon minimal de la bulle qu'on peut exciter pour grossir
- γ : **gamma**, la tension de surface du noyau gazeux.
- γ_c la tension de réduction du noyau
- λ le volume de bulles maxi tolérable, qui est proportionnel à **lambda** = λ . Remarquez que ce lambda n'est pas le même que dans la notation de Wienke, où lambda est utilisé pour les périodes. Pour les échelles de temps de l'ordre de plusieurs heures que traitent ce programme, le temps de régénération des noyaux (voir Yount eq. 2, Wienke eq. D-4) est pratiquement infini et, par conséquent, pas utilisé. A partir de ces constantes, on initialise G dans la première itération puis on le fait évoluer dans les itérations suivantes. Voir Wienke eq D-12. Les gradients critiques limitent la remontée parce qu'ils sont directement en relation avec le taux de bulles grossissantes donnés par l'équation de diffusion.

Tests de performance du programme

Par réplication des résultats de Yount et Hoffman, je veux dire que le programme calcule des tables qui ressemblent aux leurs si les paramètres de la bulle sont initialisés à : ($\lambda = 7180$ fsw min, $\gamma = 17,9$ dyne/cm, $g_c = 257$ dyne/cm, $ro = 1$ um). Par exemple, pour une plongée à l'air de 60 min à 60 mètres, le programme BASIC VPM est similaire au profile publié par Yount & Hoffman FIG1, réf. 1.

Le programme de plongée à l'air sans décompression réplique la FIG. 2, tandis que les FIG. 3 et 4 collent assez bien également.

VPM : plongée à l'air sans décompression											
Prof (m)	15	18	21	24	27	30	33	36	39	42	45
Temps sans palier	76	46	32	25	20	16	14	12	10	9	8

VPM et la Fenêtre Oxygène

Très souvent, si vous faites la comparaison entre une remontée faite avec une fenêtre oxygène fermée et une remontée faite avec un mélange de déco à haute ppO_2 , alors vous verrez qu'il n'y a pas seulement les paliers effectués avec le mélange à forte ppO_2 qui sont diminués, mais également les paliers précédents. Ceci est une conséquence de la procédure itérative utilisée par le modèle VPM comme il apparaît dans Wienke D-9. C'est parce que l'azote va s'éliminer plus rapidement lorsqu'on respirera le mélange à forte ppO_2 sur les paliers peu profonds, que le temps total de décompression est réduit et les Gs acceptables sont augmentés à chaque itération – et par là même, réduisent tous les paliers.

Lors de la remontée, il est préférable d'ouvrir la fenêtre oxygène le plus tôt et la plus grande possible. Cependant, avec un nombre de relais limité et des paliers profonds courts, rappelez-vous que c'est parce que le volume des bulles dépend également du temps pendant lequel elles vont grossir que vous ne devriez pas sacrifier la forte ppO_2 du dernier palier long à un changement de mélange précoce. Essayez d'arriver à $-21m$ avec un nitrox 50/50 et passez à l' O_2 pur à $-6m$. Vous tiendrez compte de la toxicité de l'oxygène. La gestion des gaz inertes est également très importante, vous favoriserez les mélanges à forte teneur en hélium pour les décompressions.

Analyses

- **Paliers plus profonds**
Un profil calculé avec VPM impose les premiers paliers à une profondeur beaucoup plus importante qu'avec les modèles traditionnels. Par contre, les derniers paliers (plus proches de la surface) sont beaucoup plus courts qu'avec ces mêmes modèle Haldaniens
- **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 (voir explications d'Eric Maiken à ce sujet)
- **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.

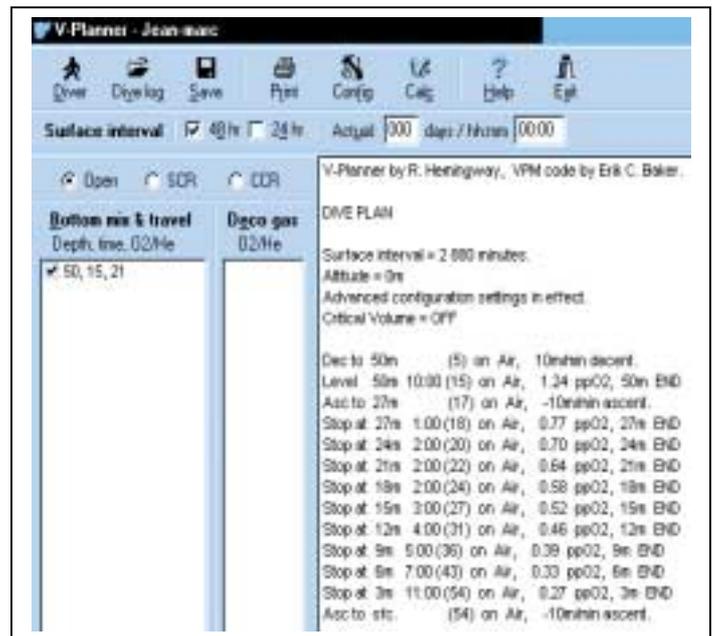
Quelques profils

Les deux logiciels utilisés pour établir ces comparaisons sont Decoplanner et Vplanner.

Decoplanner : logiciel commercialisé par l'association GUE. Ce logiciel Haldanien s'appuie sur les coefficients du Dr Bühlmann. Ce logiciel propose une possibilité de conservatisme (les GF ou facteurs de gradient) qui permettent de limiter la sursaturation au fond et en surface. Lorsqu'ils sont activés, ces paramètres imposent des paliers plus profonds et plus longs

Vplanner : logiciel écrit par Ross Heminway sur la base de l'algorithme VPM Baker. Il est diffusé librement à l'adresse :

<http://www.coastnet.com/~powercheck/vplanner/>



La saisie du profil de plongée diffère légèrement entre les deux logiciels. Tantôt les valeurs saisie contiennent le temps de descente, et tantôt les temps de descente sont ajoutés à la saisie par le logiciel.

J'ai donc fait en sorte que les temps fond et les temps de descente soient identiques sur les deux logiciels, ce qui implique des différences de saisie mais ainsi, on compare bien des profils identiques.

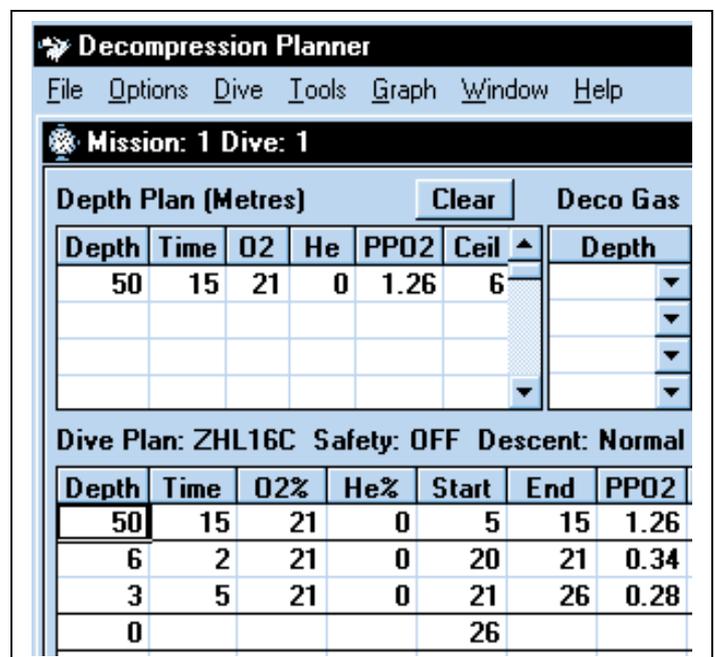
Profil de plongée n°1

- plongée à l'air de 10' à 50m
- Vitesse de descente et de remontée fixées à 10m/min
- Dernier palier à -3m
- Pas de conservatisme pour Decoplanner et +2 pour Vplanner

Decoplanner 26'
Vplanner 54'

On voit que pour des plongées courtes, VPM donne des profils de décompression très différents du modèle Bühlmann. Les paliers commencent beaucoup plus tôt et le temps total de décompression est beaucoup plus long.

Il faut remarquer que pour le modèle VPM, lorsqu'on active le paramètre 'volume critique', le temps de d'immersion total est ramené de 54' à 39'.



Profil de plongée n°2

- plongée à l'air de 40' à 50m
- Vitesse de descente et de remontée fixées à 10m/min
- Dernier palier à -3m
- Pas de conservatisme pour Decoplanner et +2 pour Vplanner

On a augmenté la durée d'immersion de 10' à 40'.

Contrairement au profil précédent, la différence entre les temps de décompression donnés par VPM et Decoplanner, s'amenuisent. Si, pour VPM, on active le paramètre 'volume critique', la différence sera encore plus faible (de 161', on passe à 146')

Decoplanner 144'

Vplanner 161' (ou 146')

Par contre, avec VPM les paliers commencent beaucoup plus tôt (paliers profonds) et les derniers paliers sont plus courts.

Si on augmentait encore la durée du temps fond, c'est VPM qui donnerait un temps de décompression plus court.

Nous avons dit que la vitesse de descente était un paramètre très important pour VPM.

Si nous augmentons la vitesse des descente à 20m/min :

Decoplanner 137'

Vplanner 152' (ou 138')

Remarque : Pour ces comparaisons, Decoplanner a été programmé sans conservatisme !!! (GF = 100%). Cette utilisation n'est absolument pas conseillée dans la réalité.

Un conservatisme minimum devra être positionné.

V-Planner - Jean-marc

Surface interval 48 hr 24 hr Actual 000 days / hh:mm 00.00

V-Planner by R. Hemingway, VPM code by Erik C. Baker.

DIVE PLAN

Surface interval = 2 880 minutes.
 Altitude = 0m
 Advanced configuration settings in effect.
 Critical Volume = OFF

Dec to 50m (5) on Air, 10min descent.
 Level 50m 40:00 (45) on Air, 1.24 ppO2, 50m END
 Asc to 33m (46) on Air, -10m/min ascent.
 Stop at 33m 1:00 (47) on Air, 0.89 ppO2, 33m END
 Stop at 30m 2:00 (49) on Air, 0.83 ppO2, 30m END
 Stop at 27m 3:00 (52) on Air, 0.77 ppO2, 27m END
 Stop at 24m 5:00 (57) on Air, 0.70 ppO2, 24m END
 Stop at 21m 5:00 (62) on Air, 0.64 ppO2, 21m END
 Stop at 18m 7:00 (69) on Air, 0.58 ppO2, 18m END
 Stop at 15m 8:00 (77) on Air, 0.52 ppO2, 15m END
 Stop at 12m 12:00 (89) on Air, 0.46 ppO2, 12m END
 Stop at 9m 16:00 (105) on Air, 0.39 ppO2, 9m END
 Stop at 6m 22:00 (127) on Air, 0.33 ppO2, 6m END
 Stop at 3m 34:00 (161) on Air, 0.27 ppO2, 3m END
 Asc to etc. (161) on Air, -10m/min ascent.

Decompression Planner

File Options Dive Tools Graph Window Help

Mission: 1 Dive: 1

Depth Plan (Metres) Clear Deco Gas

Depth	Time	O2	He	PP02	Ceil	Depth
50	45	21	0	1.26	15	

Dive Plan: ZHL16C Safety: OFF Descent: Normal

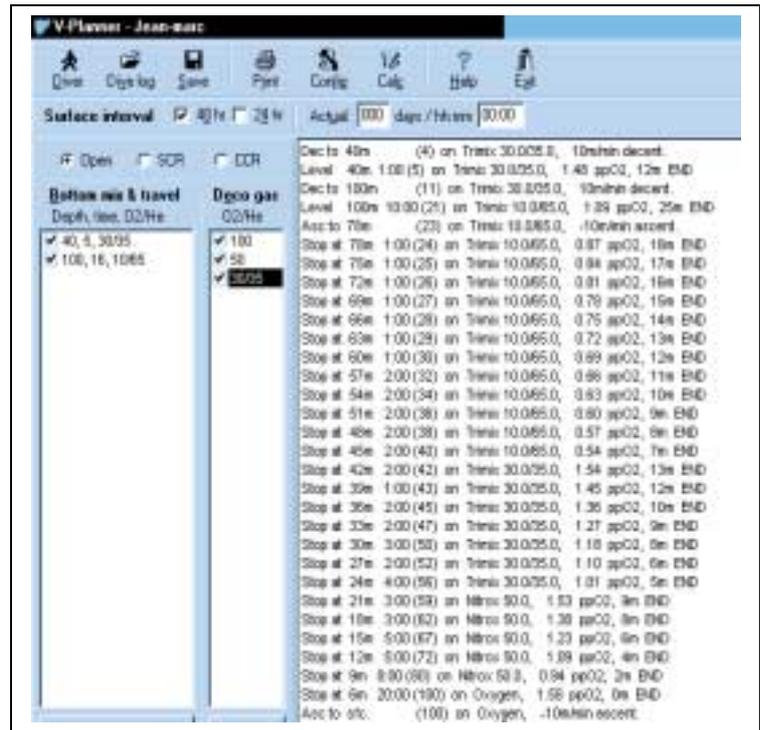
Depth	Time	O2%	He%	Start	End	PPO2
50	45	21	0	5	45	1.26
15	4	21	0	49	52	0.53
12	8	21	0	52	60	0.46
9	14	21	0	60	74	0.40
6	24	21	0	74	98	0.34
3	46	21	0	98	144	0.28
0				144		

Profil de plongée n°3

- plongée aux mélanges 10' à 100m descente jusqu'à -40m avec un Tx30/35
fond avec un Tx10/65
déco avec :
-39m Tx30/35
-20m EAN50%
-6m Oxy
- Vitesse de descente et de remontée fixées à 10m/min
- Dernier palier oxy à -6m
- Pas de conservatisme pour Decoplaner et +2 pour Vplanner

Decoplaner : 92'
Vplanner : 100'

Toujours ces profils très différents



Decompression Planner - [Mission: 1 Dive: 1]									
File Options Dive Tools Graph Window Help									
Depth Plan (Metres)						Deco Gas			
Depth	Time	O2	He	PP02	Ceil	Depth	O2	He	
40	5	30	35	1.50		<= 6	100		
100	10	10	65	1.10	30	<= 21	50	0	
						<= 39	30	35	
Dive Plan: ZHL16C Safety: OFF Descent: Normal									
Depth	Time	O2%	He%	Start	End	PP02	Gas		
40	5	30	35	4	5	1.50	20		
100	10	10	65	11	21	1.10	20		
39	1	30	35	27	28	1.47	17		
30	2	30	35	29	31	1.20	17		
27	2	30	35	31	33	1.11	17		
24	2	30	35	33	35	1.02	17		
21	3	50	0	35	38	1.56	17		
18	3	50	0	38	41	1.41	17		
15	4	50	0	41	45	1.26	17		
12	6	50	0	45	51	1.11	17		
9	9	50	0	51	60	0.96	17		
6	32	100	0	60	92	1.61	17		
0				92					

Si on planifie une vitesse de descente de 20m/min :

Decoplaner : 81'
Vplanner : 83' (ou 78' avec 'vol. critique')

On voit que la vitesse de descente a beaucoup plus d'incidence avec Vplanner qu'avec Decoplaner

Attention : encore une fois, il faut noter que les profils utilisés ici avec Decoplaner l'ont été sans conservatisme. Pour une utilisation réaliste, il serait nécessaire de moduler les GF.

Exemple : ce même profil avec un Gflo=50% et Gfhi=70%, on obtiendrait un temps total d'immersion de 115' (à comparer aux 78' de Vplanner !!!)

VPM : un nouveau regard sur la décompression

- *Explication du plus profond en premier* (pression de réduction : voir ci-dessus)
- *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.

VPM et ses limites

- *Pas de nouvelle génération de bulle (on fait avec ce qu'on avait au départ)*
Bien qu'on sache qu'il existe des possibilités d'apparition de nouveaux noyaux, principalement suite à un effort physique (Powell, Vann), VPM ne comptabilise que les noyaux initiaux. D'un autre côté, il est vrai que VPM ne comptabilise pas réellement le nombre de noyaux, il le déduit plutôt du rayon critique excitable. Aussi, en agissant sur le paramètre 'rayon critique de départ' (en l'augmentant) on obtient à peu près le même effet.
- *Attention aux gaz employés !!!*
Encore plus qu'avec les modèles Haldaniens, la composition des mélanges de décompression est très importante. Les transitions doivent être judicieuses et les passages d'un gaz à un autre (ayant des coefficients de diffusion et de dissolution différents) doivent être planifiés avec soin.
- *Ne tient pas compte non plus du coefficient de dissolution*
VPM est un modèle qui tente de prévoir l'évolution des bulles au cours de la plongée, en fonction des variations de pression. Or, pour une même pression, on sait qu'il y a des gaz qui se dissolvent beaucoup (CO₂) et d'autres peu (Hélium). Il est évident qu'au cours de la remontée, une bulle en état de 'sous-saturation' et donc susceptible de grossir, va trouver plus de matière pour croître dans un environnement riche en gaz. Ce qui veut dire qu'une bulle aura plus de peine à grossir dans un environnement d'hélium que dans un environnement d'azote (à tension et pression égales).

En d'autres termes, pour une pression de 1b, à saturation, on aura à environ 20ml d'azote par litre de sang, tandis qu'on aura jusqu'à 400ml de CO₂ ! (bien entendu, cet exemple est un cas extrême, chaque couple gaz/tissu possède son propre coefficient de dissolution) Ces différences de **quantité de gaz dissous** (pour une même pression) ne sont prises en compte par aucun modèle bien qu'on suppose que ce phénomène ait une grande incidence en décompression notamment lors des changements de gaz ; Attention à ne pas provoquer une croissance brutale des noyaux gazeux par un changement de gaz inadapté. Et ce n'est pas le léger ajustement du rayon critique qui fera la différence (0,8micron pour l'azote et 0,7 microns pour l'hélium)

Dans le cadre des plongées aux mélanges, il est fréquent d'invoquer le phénomène de sursaturation provoquée par une contre-diffusion isobare. Ce phénomène s'explique assez bien en tenant compte uniquement des différences de vitesse de diffusion entre le gaz entrant (plus grande diffusion comme l'hélium) et le gaz sortant (diffusion plus faible, comme l'azote). mais dans le cadre de la plongée loisir, ce type de changement de gaz n'intervient qu'à la descente sur des tissus sous-saturés, c'est pourquoi le plongeur Tek n'est absolument pas concerné par ce phénomène qui reste un exercice de 'laboratoire'.

Par contre, de nombreux articles relatent des incidents (principalement vestibulaires) suite au passage à un mélange riche en azote en remplacement d'un mélange riche en hélium lors de la remontée. Il faut vraisemblablement rechercher les causes du côté de la dissolution plutôt que de la diffusion. Le remplacement d'un gaz peu soluble par un gaz plus soluble agit comme un amplificateur de bulle. N'oubliez donc pas que c'est également ce qui se passe souvent lorsque vous atteignez la surface et que vous respirez à nouveau de l'air !!! Considérez donc la surface comme un palier avec son changement de mélange spécifique et faites en sorte de pouvoir effectuer ce changement sans risque. A l'heure actuelle, aucun modèle ne sait prédire avec exactitude ce qui se passe lors des changements de gaz.

Retour d'expérience

A l'heure où j'écris cet article, il y a eu 6000 téléchargements du logiciel Vplanner et Ross Hemingway n'a pas eu de retour concernant d'éventuels incidents à imputer au logiciel.

Il est utilisé en situation par des Britanniques, Italiens et Américains. Aucun accident ne lui est attribué à ce jour bien que cela puisse paraître une bien maigre validation. Un nombre de plongeur encore plus important reste circonspects devant l'importante réduction du temps de décompression comparativement aux algorithmes traditionnels.

Les comptes rendu les plus précis sont relatés par Aldo Ferrucci qui décrit en détail les 36 plongées qui ont été effectuées sur l'épave d'un avion Dornier situé à -100m de fond au large de Cavalaire



VPM
Tentant mais hasardeux

RGBM (Wienke)

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. En effet, cet algorithme a été partiellement introduit dans certains ordinateurs ou logiciels de décompression (Suunto, certaines versions d'Abyss)

Comme VPM, le RGBM stipule que tout plongeur commence sa plongée avec un 'capital' de micro-noyaux dont la distribution en nombre et en taille est fixée au départ. Mais, au contraire de VPM, il semblerait que ces logiciels ne se soient pas totalement affranchis des méthodes de décompressions 'Haldaniennes'. Les critères de remontée semblent être toujours basés sur des limites traditionnelles auxquelles on a ajouté un contrôle limitatif supplémentaire calculé sur le modèle 'à bulle'.

L'évolution la plus visible concerne les améliorations mises en place pour gérer les plongées 'multi-niveaux', les successives et l'altitude.

Il est à noter que le calcul de charge des gaz s'appuie sur un nombre de compartiments et sur des périodes différentes de Bühlmann (les périodes vont jusqu'à 720' pour l'azote)

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'.

References (citées dans le document de E. Baker 'Implications of the Varying Permeability Model for Reverse Dive Profiles)

- Albano, G. 1970. *Principles and Observations on the Physiology of the Scuba Diver*, English translation: ONR Report DR-150, Office of Naval Research, Department of the Navy, Arlington, Virginia.
- Baker, B.C. 1998a. Understanding M-values. *Immersed*. Vol. 3, No. 3, 23-27. Baker, E.G. 1998b. Clearing up the confusion about deep stops. *Immersed*. Vol. 3, No. 4, 23-31.
- Bühlmann, A.A. 1995. *Tauchmedizin*. Springer-Verlag, Berlin.
- Cowley, J.R.M., Allegra, C., and Lambertsen, C.J. 1979. Measurement of subcutaneous tissue pressure during superficial isobaric gas counter-diffusion. *J. Appl. Physiol.:Respir. Environ. Exercise Physiol.* 47:224-227.
- Gerth, W.A. and Hemmingsen, E.A. 1976. Gas supersaturation thresholds for spontaneous cavitation in water with gas equilibration pressures up to 570 arm. *Z. Naturforsch.* 31 A: 1711-1716.
- Hamilton, R.W. 1999. Private communication to the Decompression List dated October 4, 1999.
- Harvey, E.N., Barnes, D.K., McElroy, W.D., Whiteley, A.H., Pease, D.C., and Cooper, K.W. 1944. Bubble formation in animals. I. Physical factors. *J. Cell. Comp. Physiol.* 24:1-22.
- Hennessy, T.R. and Hempleman H.V. 1977. An examination of the critical released gas volume concept in decompression sickness. *Proc. R. Soc. Lond. B.* 197:299-313.
- Hills, B.A. 1966. *A thermodynamic and kinetic approach to decompression sickness*. Doctoral thesis, The university of Adelaide, Australia.
- Hills, B.A. 1977. *Decompression Sickness*. John Wiley and Sons, Inc., New York.
- Jablonski, J. and Baker, E.C. 1999. Taking cave diving to the limit. *Immersed*. Vol. 4, No. 3, 29-33.
- Kidd, D.J., Stubbs, R.A., and Weaver, R.S. 1971. Comparative approaches to prophylactic decompression. In: Lambertsen, C.J., ed. *Underwater physiology: Proceedings of the fourth symposium on underwater physiology*. Academic Press, New York, 167-177.
- Kozlov, M.M. and Markin, V.S. 1990. Elastic properties of membranes: monolayers, bilayers, vesicles. *J. Colloid Interface Sci.* 138:332-345.
- LeMessurier, D.H. and Hills, B.A. 1965. Decompression Sickness: A Study of Diving Techniques in the Torres Strait. *Hvaldradets Skrifter* 48:54-84.
- Maiken, E.B. 1995. "Bubble Decompression Strategies." *tek95 Diving Technology Conference*.
- Pyle, R. 1999a. Private communication to the Decompression List dated September 29, 1999.
- Pyle, R. 1999b. Private communication to the Decompression List dated October 4, 1999.
- Royal Naval Physiological Laboratory. 1968. *Air Diving Tables*. Her Majesty's Stationary Office, London.
- Schreiner, H.R. and Kelley, P.L. 1971. A pragmatic view of decompression. In: Lambertsen, C.J., ed. *Underwater physiology: Proceedings of the fourth symposium on underwater physiology*. Academic Press, New York, 205-219.
- U.S. Department of the Navy. 1977. *U.S. Navy Diving Manual* (NAVSHIPS 0994-LP-001-9010). U.S. Government Printing Office, Washington.
- Wienke, B.R. 1991. *Basic Decompression Theory and Application*. Best Publishing Co., Flagstaff, Arizona.
- Workman, R.D. 1965. Calculation of decompression schedules for nitrogen-oxygen and helium-oxygen dives. Research Report 6-65. U.S. Navy Experimental Diving Unit, Washington, D.C.

Yount, D.E. 1979a. Skins of varying permeability: a stabilization mechanism for gas cavitation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 65:1429-1439.

Yount, D.E. 1979b. Application of a bubble formation model to decompression sickness in rats and humans. *Aviat. Space Environ. Med.* 50:44-50.

Yount, D.E. 1979c. Multiple inert-gas bubble disease: a review of the theory. In: Lambertsen, C.J. and Bornmann, R.C. eds. *Isobaric Inert Gas Counter diffusion*. Undersea Medical Society, Bethesda, 90-125.

Yount, D.E. 1982. On the evolution, generation, and regeneration of gas cavitation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 71:1473-1481.

Yount, D.E., Gillary, E.W., and Hoffman, B.C. 1984. A microscopic investigation of bubble formation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 76:1511-1521.

Yount, D.E. and Hoffman, D.C. 1983. Decompression theory: a dynamic critical-volume hypothesis. In: Bachrach A.J. and Matzen, M.M. eds. *Underwater physiology VIII: Proceedings of the eighth symposium on underwater physiology*. Undersea Medical Society, Bethesda, 131-146.

Yount, D.E. and Hoffman, D.C. 1986. On the use of a bubble formation model to calculate diving tables. *Aviat. Space Environ. Med.* 57:149-156.

Yount, D.E. and Hoffman, D.C. 1989. On the use of a bubble formation model to calculate nitrogen and helium diving tables. In: Paganelli, C.V. and Farhi, L.E. eds. *Physiological functions in special environments*. Springer-Verlag, New York, 95-108.

Yount, D.E., Kunkle, T.D., D'Arrigo, J.S., Ingle, F.W., Yeung, C.M., and Beckman, E.L. (1977). Stabilization of gas cavitation nuclei by surface-active compounds. *Aviat. Space Environ. Med.* 48:185-191.

Yount, D.E. and Strauss, R.H. 1976. Bubble formation in gelatin: A model for decompression sickness. *J. Appl. Phys.* 47:5081-5089.

Yount, D.E. and Yeung, C.M. 1981. Bubble formation in supersaturated gelatin: a further investigation of gas cavitation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 69:702-708.

Yount, D.E., Yeung, C.M., and Ingle, F.W. 1979. Determination of the radii of gas cavitation nuclei by filtering gelatin. *J. Acoust. Soc. Am.* 65:1440-1450.

Auxquelles il convient d'ajouter :

Le Dr Powell de la NASA et Richard D. Vann pour leurs travaux sur les conséquences des efforts physiques sur la décompression

Voir également

Jean-marc Belin, 'Éléments de calcul de Soft' et 'choix des mélanges' sur <http://plongeesout.free.fr>

ANNEXE : texte original de Yount & Hoffman

On the Use of a Bubble Formation Model to Calculate Diving Tables

D. E. YOUNT, Ph.D., and D. C. HOFFMAN, Ph.D.

Department of Physics and Astronomy, University of Hawaii,
Honolulu, Hawaii 96822

YOUNT DE, HOFFMAN DC. On the use of a bubble formation model to calculate diving tables. *Aviat. Space Environ. Med.* 1986; 57:149-56.

Previous decompression tables for humans were based upon unsupported assumptions because the underlying processes by which dissolved gas is liberated from blood and tissue were poorly understood. Some of those assumptions are now known to be wrong, and the recent formulation of a detailed mathematical model describing bubble nucleation has made it possible to calculate diving tables from established physical principles. To evaluate this approach, a comprehensive set of air diving tables has been developed and compared with those of the U.S. and British Navies. Conventional decompressions, altitude bends, no-stop thresholds, and saturation dives are all successfully described by one setting of four global nucleation parameters, which replace the U.S. Navy's matrices of M-values. Present air diving tables show great irregularity, even within sets created by the same authors. In contrast, this new approach is remarkably self-consistent, permitting accurate interpolation and extrapolation.

DECOMPRESSION sickness is caused by a reduction in ambient pressure which results in supersaturation and the formation of gas bubbles in blood or tissue. This well-known disease syndrome, often called "the bends" is associated with such modern-day activities as deep-sea diving, working in pressurized tunnels and caissons, flying at high altitudes in unpressurized aircraft, and EVA excursions from spacecraft. A striking feature is that almost any body part, organ, or fluid can be affected including skin, muscle, brain and nervous tissue, the vitreous humor of the eye, tendon sheath, and bone. Medical

signs and symptoms range from itching and mild tingling sensations to crippling bone necrosis, permanent paralysis, and death.

The generality of the symptoms of decompression sickness and the fact that humans consist mainly of water suggest that the problem of bubble formation in the body may have a simple physical solution. Furthermore, since bubble formation occurs in almost any aqueous medium, the phenomenon can be studied in whatever substance is most convenient. A frequent choice in the series of experiments carried out at the University of Hawaii has been unflavored Knox gelatin, which is transparent and holds bubbles in place so that they can be counted and measured (12,13,23,24,25). Distilled water, sea water, agarose gelatin (3), and infertile hen's eggs (10) have also been used.

The main outcome of this line of investigation has been the development of the varying-permeability model (VPM), in which cavitation nuclei consist of spherical gas phases that are small enough to remain in solution and strong enough to resist collapse, their stability being provided by elastic skins or membranes consisting of surface-active molecules (18). Ordinarily, VPM skins are permeable to gas, but they can become effectively impermeable when subjected to large compressions, typically exceeding 8 atm.

By tracking the changes in nuclear radius that are caused by increases or decreases in ambient pressure, the varying-permeability model has provided precise quantitative descriptions of several of the bubble-counting experiments carried out in supersaturated gelatin (23,24,25). The model has also been used to trace levels of incidence for decompression sickness in a variety of animal species, including salmon, rats, and humans (15,16). Finally, microscopic

This manuscript was received for review in February 1985. The revised manuscript was accepted for publication in May 1985.

Address reprint requests to D.E. Yount, Ph.D., Dept. of Physics and Astronomy, University of Hawaii, Honolulu, HI 96822.

evidence has recently been obtained (19) which indicates that spherical gas nuclei—the persistent microbubbles hypothesized by the varying-permeability model—actually do exist and have physical properties consistent with those previously assigned to them (18,23-25). Nuclear radii, for example, are on the order of 1 μ m or less, and the number density decreases exponentially with increasing radius (18,23-25). The exponential radial distribution is believed to be characteristic of a system of VPM nuclei in thermodynamic equilibrium, and it can be derived from statistical-mechanical considerations (17).

The most recent step in applying the varying-permeability model to decompression sickness has been to calculate a comprehensive set of air diving tables and to compare them with other tables now in use. Certain parts of this work have been reported already at scientific meetings (20,21), and a more detailed account is given here. The computational algorithms are described in the next section, and the results are discussed in the section which follows. A promising feature of the new tables is that they provide sensible prescriptions for a wide range of diving situations, yet they employ only four adjustable parameters and a single set of parameter values. All of the calculations reported here were initially carried out on a DEC VAX-11/780 and later duplicated on an ordinary home computer.

MATERIALS AND METHODS

Previous applications of the varying-permeability model to decompression sickness (15,16) involved rudimentary pressure schedules in which the subjects were first saturated with gas at some elevated pressure P_1 and then supersaturated by reducing the pressure from P_1 to the final setting P_2 . The data in such experiments are most easily presented by plotting the combinations of supersaturation versus exposure pressure ($P_{ss} \approx P_1 - P_2$ versus P_1) which yield a given morbidity, for example, a 50% probability of contracting decompression sickness. In order to describe these data, it was assumed that lines of constant morbidity were also lines of constant bubble number N (15,16). The bubble number, in turn, was assumed to be equal to the number of spherical gas nuclei with initial radii r_0 larger than some minimum radius r_0^{min} (18). This approach was remarkably successful, partly because the schedules involved were so simple—representing, as it were, a type of controlled experiment in which most of the variables in the problem were fixed.

The naive assumption of constant nucleation or constant bubble number does not encompass the full range of conditions covered by modern diving tables. That is, it yields a set of tables which, though they may be very safe, do not track conventional tables in their global behavior and often require total ascent times that would generally be considered excessive by the commercial diving industry. Given these circumstances, a decision was made to treat

the conventional tables as valid experimental data and reformulate the decompression criterion accordingly.

The first step was to replace "constant bubble number" with a "critical-volume hypothesis," thereby assuming that signs or symptoms will appear whenever the total volume V accumulated in the gas phase exceeds some designated critical value V_{crit} . Although V_{crit} itself is fixed for all of the diving tables, gas is continuously entering and leaving the gas phase. In this sense, the new decompression criterion is dynamic, rather than static as in other applications of the critical-volume point of view (7).

The idea that gas is continuously leaving the gas phase is suggested by previous applications (15,16), which seem to imply that there is a bubble number N_{safe} which can be tolerated indefinitely, regardless of the degree of supersaturation P_{ss} . From this, it was deduced that the body must be able to dissipate free gas at a useful rate that is proportional both to N_{safe} and to P_{ss} . A possible rationale is provided by physiological studies which demonstrate that, so long as its capacity is not exceeded, the lung is able to continue functioning as a trap for venous bubbles (2).

Another implication of the present investigation is that in practical diving tables (and especially in surface-decompression procedures), the actual number of supercritical nuclei N_{actual} is allowed temporarily to exceed the number which can be tolerated indefinitely N_{safe} . This permits the volume of the gas phase to inflate at a rate that is proportional to $P_{ss} (N_{actual} - N_{safe})$. In the present formulation, the increase in gas-phase volume continues until P_{ss} is zero. At this point, usually long after the dive has ended, the net volume of released gas has reached its maximum value V_{max} , which must be less than V_{crit} if signs and symptoms of decompression sickness are to be avoided.

Computation of a diving table begins with the specification of six nucleation parameters. These are the surface tension γ , the nuclear skin compression γ_c (18), the minimum initial radius r_0^{min} (18), the time constant TR for the regeneration of nuclei crushed in the initial compression (17), and a composite parameter A which is related to V_{crit} and determines, in effect, the amount by which bubble number N_{actual} can exceed the safe bubble number N_{safe} . N_{actual} is much larger than N_{safe} for short dives, but the two are nearly equal for dives of long duration.

From the given set of parameter values, the program calculates a preliminary estimate of P_{ss} that is just sufficient to probe the minimum initial radius r_0^{min} and hence to produce a number of bubbles equal to N_{safe} . In the permeable region of the model, which includes the great majority of air diving tables, the nuclear radius r_1^{min} following an increase in pressure from P_0 to P_1 can be obtained from the equation (18):

$$(1/r_1^{min}) = (1/r_0^{min}) + (P_1 - P_0) / 2(\gamma_c - \gamma) \quad \text{Eq. 1}$$

Regeneration of the nuclear radius is allowed to take place throughout the time t_R during which the pressure is held at P_1 . Regeneration may occur through a complex statistical-mechanical process (17), which is approximated here via an exponential decay with regeneration time constant τ_R :

$$\Gamma(t_R) = r_1^{\min} + (r_0^{\min} - r_1^{\min}) [1 - \exp(-t_R / \tau_R)] \quad \text{Eq.2}$$

The supersaturation P_{ss}^{\min} that is just sufficient to probe r_0^{\min} is then found from (18):

$$P_{ss}^{\min} = 2(\gamma / \gamma_c)(\gamma_c - \gamma) / \Gamma(t_R) \quad \text{Eq.3}$$

Holding P_{ss}^{\min} fixed, the program next calculates a decompression profile and the total decompression time to. From t_D a new value of P_{ss}^{new} is obtained which will probe a new initial radius r_0^{new} that is smaller than r_0^{\min} and hence will result in a number of bubbles that is larger than N_{safe} . The relevant equation,

$$P_{ss}^{\text{new}} = \left[b + (b^2 - 4c)^{1/2} \right] / 2 \quad \text{Eq.4a}$$

where :

$$b = P_{ss}^{\min} + \lambda \gamma / [\gamma_c (t_D + H / 0.693)] \quad \text{Eq.4b}$$

$$c = (\gamma / \gamma_c)^2 \lambda (P_1 - P_0) / (t_D + H / 0.693) \quad \text{Eq.4c}$$

is derived in the Appendix and must be evaluated for each tissue half-time H. Using the respective values of P_{ss}^{new} for each "tissue compartment," the program determines a more severe decompression profile, which will yield updated values of t_D and P_{ss}^{new} . After several iterations, t_D and P_{ss}^{new} converge, implying that V_{max} now differs from V_{crit} by an acceptably small amount.

The uptake and elimination of inert gas by the body are assumed to be exponential, as in conventional tables. Water vapor pressure and the dissolved partial pressures of oxygen and carbon dioxide are calculated in the manner described by Yount and Lally (22). The net contribution of these "active" gases is nearly constant at 102 mm Hg for inspired oxygen pressures up to about 2 ATA (22). This limit is not reached for air decompression tables at ambient pressures below about 10 ATA. The half-times H for the various "tissue compartments" are nominally 1, 2, 5, 10, 20, 40, 80, 120, 160, 240, 320, 400, 480, 560, and 720 min, but the 1-min tissue is never used. The onset of impermeability, $P^*=9.2$ ATA, is high enough so that nearly all of the tables presented here lie in the "permeable" or "linear" region of the VP model, and hence this parameter can also be deleted (15,18).

Since the model predictions depend only upon the ratios γ/γ_c and $2\gamma/r_0^{\min}$, the setting of γ is essentially arbitrary (15,18). To be definite, however, a value of $\gamma = 17.9$ dyn/cm was selected (4). With this choice, the values of the remaining four parameters are $\gamma_c = 257$ dyn-cm⁻¹, $r_0^{\min} = 0.80\mu\text{m}$, $\tau_R = 20160$ min, and $\lambda = 7500$ fsw-min. These were found by requiring that the total decompression times in the new tables resemble those in the Tektite saturation dive (1) and in the U.S. Navy

(USN) (14) and Royal Naval Physiological Laboratory (RNPL) (11) manuals. In other words, all of the results reported in this paper were obtained by optimizing the values of only four adjustable parameters, γ_c , r_0^{\min} , τ_R , and λ , which replace the U.S. Navy's matrix of M-values (14).

The settings of the nucleation parameters listed in the previous paragraph differ somewhat from those given earlier (20,21). This is the result of three changes that have been made in the computer program. The first terminates the regeneration time t_R at the moment when decompression begins. The second corrects for the fact that tissue half-times H were being used in Eqs. 4a-c in place of exponential time constants $H/\ln(2) = H/0.693$. Finally, the exact quadratic solution given in Eqs. 4a-c has replaced the previous linear expression (20.21) obtained by setting c equal to zero. (See the Appendix for further details). With these compensating changes in the program and parameter values, the actual diving tables have remained essentially intact.

Depths and pressures are usually given in feet of sea water (33 fsw = 10 msw = 1 atm = 2 ATA, etc.) for convenience in making comparisons with the Tektite, USN, and RNPL reference schedules. For similar total decompression times, the set of tables generated in this study is expected to yield smaller total bubble volumes and therefore to be safer. However, none of the tables has yet been tested on either animal or human subjects.

RESULTS

In this section, the salient features of a number of diving tables using air as the breathing mixture are compared. The VPM and USN (14) profiles for an "exceptional exposure" involving greater than normal risk are shown in Fig. 1. In both cases, the descent and ascent rates are 60 fsw-min⁻¹, and the 3.33 min required to reach 200 fsw is counted as part of the 60-min "bottom time." The total decompression times are similar, the important difference being the deeper "first stop" of the VPM schedule, 130 fsw versus 60 fsw for USN. This is a persistent feature of the literally hundreds of comparisons that have been made of VPM tables with a variety of conventional tables now in use. The calculations indicate that the longer "first pull" of these conventional tables results in a larger supersaturation P_{ss} , in a larger bubble number N, and ultimately in a larger maximum volume of released gas V_{max} .

VPM, USN (14), and RNPL (11) "no-stop" decompressions are compared in Fig. 2, along with various "practical observations" compiled by Leitch and Barnard (9). Although there are some differences in this plot in the rates of descent and ascent and in the exposure conditions (9), the absence of prolonged decompression stages makes this type of "data" nearly independent of the overall surfacing strategy. The VPM curve follows very closely the RNPL points at depths up to 140 fsw and passes through the USN point at 5 min, 190 fsw. Over the entire range, it serves as a safe, tight, and therefore useful lower bound. The fact that the VPM curve is systematically lower than most of the "data" reflects the general conservatism of the tables as a whole. A bolder, more aggressive set of tables could,

of course, be computed by simply adjusting the values of the nucleation parameters.

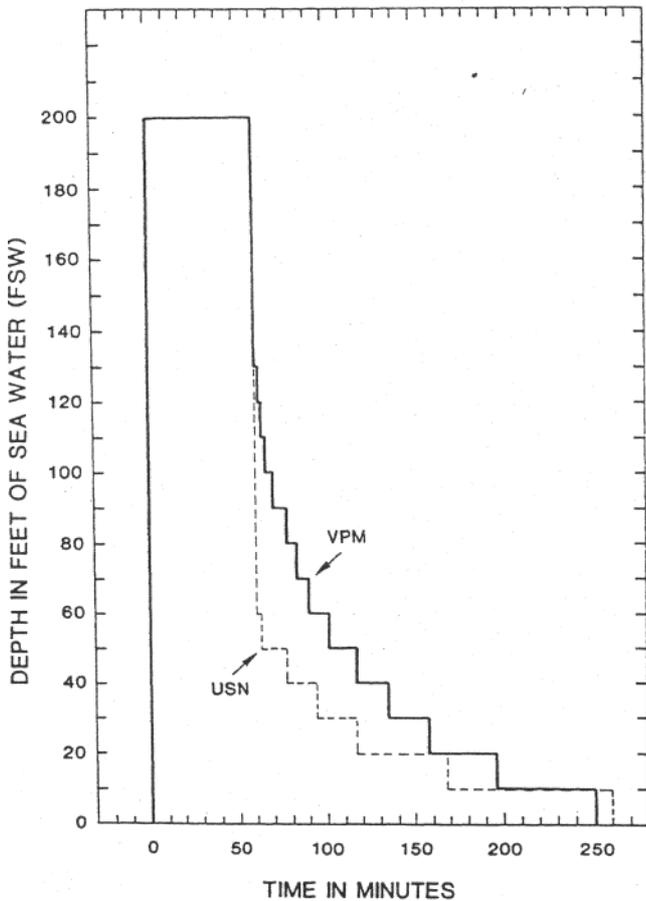


Fig. 1. Varying-permeability model (VPM) and U.S. Navy (USN) decompression profiles for a 60-min dive to 200 fsw. The longer "first pull" of conventional tables results in a larger supersaturation P_{ss} , a larger bubble number N , and ultimately in a larger maximum volume of released gas V_{max} .

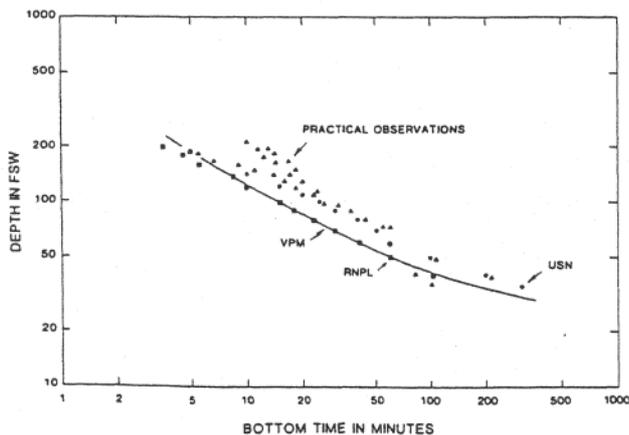


Fig. 2. Comparison of varying-permeability model (VPM), U.S. Navy (USN), and Royal Naval Physiological Laboratory (RNPL) "no-stop" decompressions with various practical observations, i.e., combinations of depth and bottom time which yielded no symptoms or only the mildest symptoms. The VPM curve follows very closely the RNPL points at depths up to 140 fsw and passes through the USN point at 5 min, 190 fsw. Over the entire range, it serves as a safe, tight and, therefore, useful lower bound.

Total ascent times for VPM, USN (14), and RNPL (11) are plotted as a function of the bottom time at 200 fsw in Fig. 3. The VPM curve lies close to the USN points for bottom times that extend all the way from 5 to 360 min. The large difference in USN and RNPL total ascent times (often more than a factor of 2) illustrates the wide divergence in opinion that still exists, even among highly-respected investigators in the diving field.

One very practical reason for attempting to optimize decompression procedures from first principles is the hope that if a correct global theory can someday be formulated, it will then be possible to relate and describe the whole range of decompression experience with a small number of equations and parameter values. Instead of "titrating" a handful of "volunteers" to develop a new table or determine a new "M-value" (14), a method which necessarily has limited statistical accuracy, one will be able to use an already-calibrated theory to interpolate or extrapolate, thereby bringing to bear the full statistical weight of a much larger data base. This idea is illustrated in Fig. 4, which connects the no-stop decompressions in Fig. 2 with the 14-d, 100-fsw Tektite saturation dive (1). The latter has been, used by humans without incident. However, the close agreement apparent in this graph is partly fortuitous because the Tektite stops were 5 rather than 10 fsw

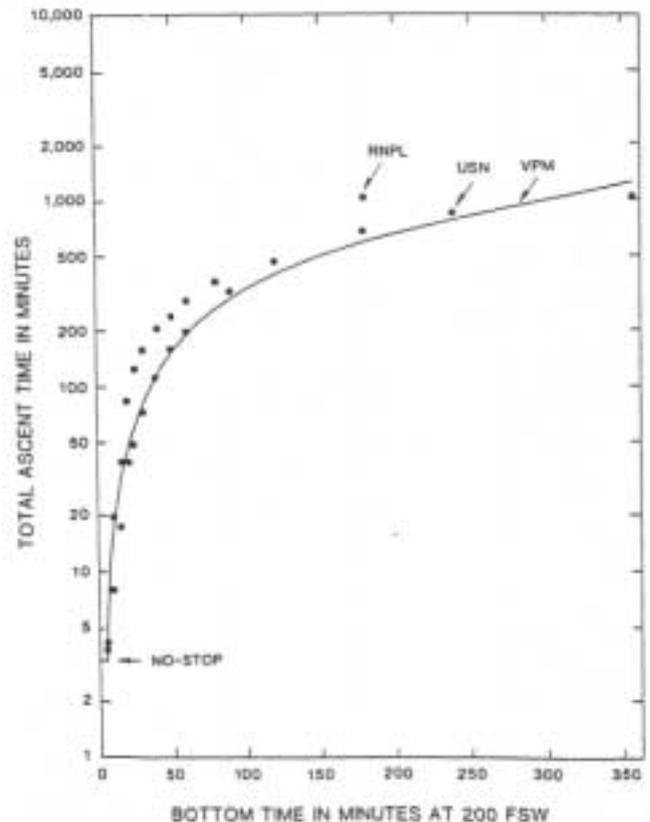


Fig. 3. Total ascent times versus bottom times at 200 fsw for VPM, USN, and RNPL decompression tables. The total ascent times for USN and RNPL often differ by more than a factor of 2.

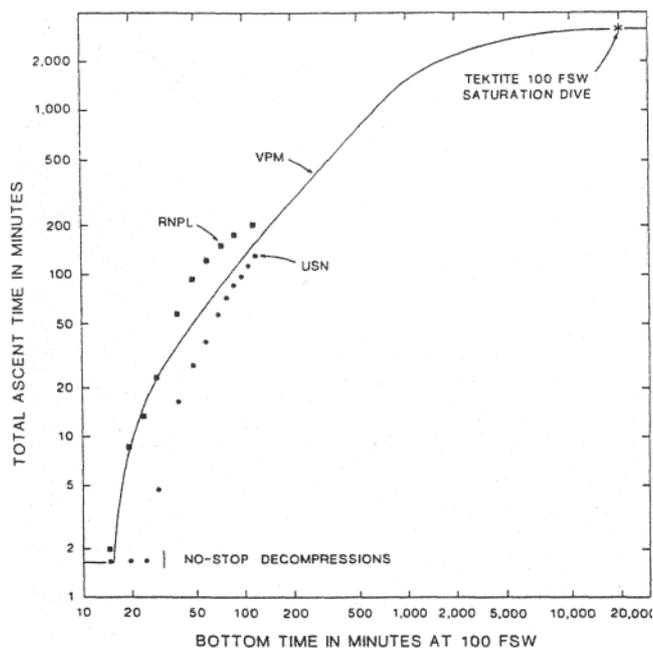


Fig. 4. Total ascent times versus bottom times at 100 fsw for VPM, USN, RNPL, and TEKTITE decompression tables. All of the VPM schedules reported in this paper were computed with the same values of the four adjusted nucleation parameters γ_c , r_0^{\min} , TR and λ .

apart, and the breathing gas was a normoxic oxygen-nitrogen mixture rather than air. In addition, both air and pure oxygen were breathed during various stages of the Tektite decompression. A more precise comparison is given in Table I, where the VPM schedule was calculated for a 14-d exposure to the 126 fsw equivalent air depth (22) of the Tektite dive.

By replacing the earlier assumption of constant bubble number with a dynamic critical-volume hypothesis, a comprehensive set of air diving tables has been prepared which, although untested, appears in all respects to be quite reasonable. It should not be forgotten, however, that the constant-bubble-number criterion did work well in those rudimentary cases in which it was first applied (15,16). This raises the question of whether the new and different criterion can also describe these special situations. The answer is affirmative, suggesting that the tables obey a kind of "correspondence principle" in which "critical volume" becomes equivalent to "constant bubble number" in the limit of a nucleation-dominated regime, i.e., a regime in which N_{actual} approaches N_{safe} and the allowed supersaturation P_{ss} is determined directly by r_0^{\min} .

An illustration of the critical-volume \leftrightarrow critical-nucleation correspondence for humans is provided by Fig. 5. The rudimentary cases referred to in this figure, in the previous paragraph, and also at the beginning of the methods section are those in which the subjects are first saturated with gas at some elevated pressure P_1 and then supersaturated by reducing the pressure from P_1 to the final setting P_2 . In experiments with human subjects, $P_1 - P_2$ is usually defined as the greatest pressure reduction which can be sustained

TABLE I. COMPARING THE 14-D. 100-FSW TEKTITE DECOMPRESSION SCHEDULE WITH THE EQUIVALENT 126-FSW VPM SCHEDULE.

Depth (fsw)	Time at stop (min) TEKTITE	at stop (min) VPM
100-90	10 normoxic	
90	60 normoxic	
85	90 normoxic	36 air
80	100 normoxic	159 air
75	1 10 normoxic	165 air
70	1 20 normoxic	170 air
65	360 normoxic	176 air
60	140 normoxic	182 air
55	160 normoxic	190 air
50	160 normoxic	197 air
45	1 0 oxygen 150 normoxic	205 air
40	130 normoxic	214 air
35	20 oxygen 150 normoxic	224 air
30	360 normoxic	235 air
25	30 oxygen 150 normoxic	246 air
20	150 normoxic	260 air
15	50 oxygen 150 normoxic	273 air
10	160 normoxic	290 air
5	60 oxygen	308 air
Total:	2960 normoxic + 170 oxygen	3530 air

without the onset of decompression sickness. This condition can be simulated by selecting dives with bottom times of 720 min and by taking P_2 to be the depth of the first decompression stop. The simulation provides a reasonable approximation to a single-step decompression in the nucleation-dominated regime because, in this limit, the rate at which gas is permitted to come out of solution is just slightly higher than that which the body can dissipate and therefore tolerate indefinitely.

In the permeable region of the nucleation model ($P_1 < P^* = 9.2$ ATA), this procedure yields a linear relationship,

$$P_1 = 1.372 P_2 + 0.335 \text{ ATA} \tag{Eq. 5}$$

which has a correlation coefficient of better than 0.999 for the eight combinations of P_1 and P_2 which were used. Similar expressions,

$$\tag{Eq. 6}$$

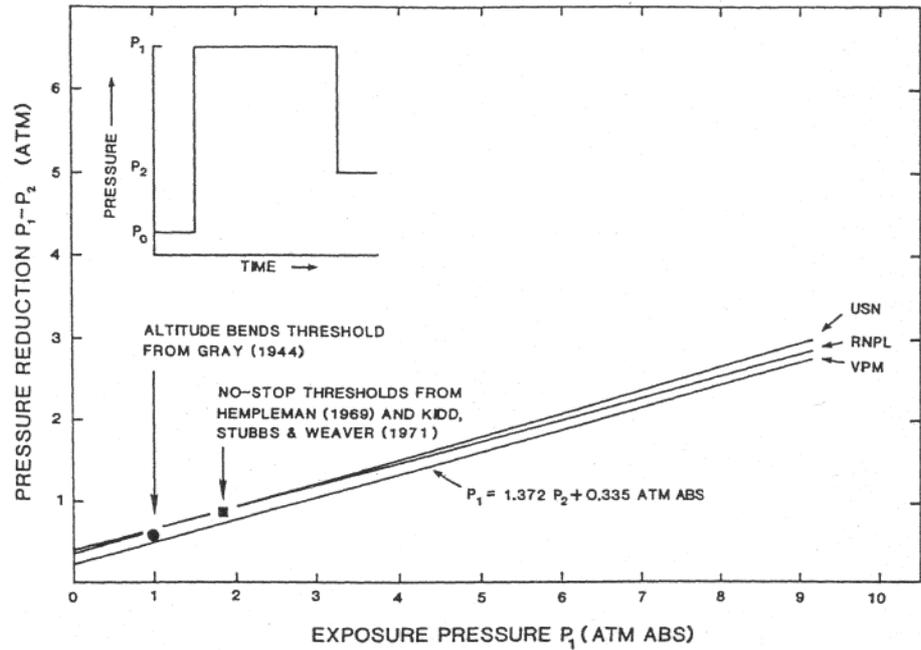
$$P_1 = 1.375 P_2 - 0.52 \text{ ATA}$$

and

Fig. 5. Allowed pressure reduction $P_1 - P_2$ versus exposure pressure P_1 , for USN, RNPL, and VPM air diving tables. In the limit of a nucleation-dominated regime, lines of constant critical volume are also isopleths of constant bubble number.

$$P_1 = 1.366 P_2 + 0.56 \text{ ATA}$$

have been extracted by Hennessy and Hempleman (7) from, respectively, the USN and RNPL tables.



As can be seen in Fig. 5, the three straight lines are nearly parallel, and VPM is 0.1 to 0.2 atm lower than USN and RNPL. The fact that these lines are similar to the isopleths of constant bubble number presented for the permeable region in Yount (15,16) verifies the above-mentioned correspondence for this rudimentary case. The "no-stop threshold," $P_1 = 1.87$ ATA and $P_1 - P_2 = 0.87$ atm, was obtained by averaging the values of $P_1 = 1.90$ ATA, $P_1 - P_2 = 0.90$ atm measured by Hempleman (6) with those of $P_1 = 1.83$ ATA, $P_1 - P_2 = 0.83$ atm measured by Kidd, Stubbs, and Weaver (8). The VPM result, $P_1 = 1.71$ ATA, $P_1 - P_2 = 0.71$ atm, is 0.16 atm lower than the experimental average and is therefore "safe." The "altitude bends threshold" plotted in Fig. 5, $P_1 = 1.00$ ATA, $P_1 - P_2 = 1.00 - 0.40 = 0.60$ atm, was calculated from the value of $P_2 = 7550 \text{ m} = 307 \text{ mm Hg} = 0.40$ ATA measured by Gray (5). The VPM limit of $P_1 = 1.00$ ATA, $P_1 - P_2 = 0.52$ atm is again slightly lower, this time by 0.08 atm.

In contrast, the lines for USN and RNPL are both slightly higher than the experimental no-stop and altitude-bends thresholds plotted in Fig. 5. This illustrates the type of problem one encounters in attempting to extrapolate conventional tables that are based upon trial-and-error rather than a global theory. Because of such problems, altitude bends and decompression sickness are usually investigated separately, as if they were different subjects.

DISCUSSION

The immediate goal of this study was not to produce an operational set of diving tables but instead to determine whether a reasonable and comprehensive set

of such tables could be computed from a bubble nucleation model using a modest number of assumptions, equations, and parameter values. The answer to this question, quite obviously, is yes.

The definition of "reasonable and comprehensive" used in this work was "similar, both in scope and in total decompression time, to other tables now in use." A possible criticism of this approach is that some of the reference tables are not very safe, and it may have been a mistake to try to match them, for example, by abandoning the original goal of zero or constant (but physiologically insignificant) bubble number. Alternatively, the opportunity to shorten decompression obligations and improve diving efficiency may have been lost. This is a matter of judgement in which a decision was made to accept the whole range of diving experience, including conventional tables, as useful experimental data. Greater safety and/or efficiency may then become feasible later, both through the unification and "smoothing" which result when a global theory is applied to a broad data base.

Very little has been said about the physiological processes which presumably underlie the mathematical equations. Oxygen and carbon-dioxide were taken into account (22), and a typical range of tissue half-times was assumed (1,14). However, no distinction was made between "fatty, loose tissue" and "watery, tight tissue" (7), nor was it stated explicitly where the bubbles form or how they grow, multiply, or are transported. Finally, nothing was said about such factors as solubility, diffusion versus perfusion, tissue deformation pressure, or tissue-specific differences in surface tension. Since all of the omitted items are poorly understood, at least in vivo, the main effect of taking any of them into account is to increase the number of adjustable parameters. In the present case, for example, this number could be doubled simply by assuming a

different set of nucleation parameters for aqueous and lipid constituents. It is therefore a remarkable feature of the nucleation approach—evident already in this naive formulation—that the usual proliferation of free parameters can be avoided.

One by-product of this investigation is an improved understanding of practical decompression tables now in use. It is evident, for example, that profuse bubble formation is permitted by such tables, particularly during dives of short duration. Meanwhile, the number of primary bubbles, i.e., bubbles that form directly from nuclei rather than from other bubbles, is allowed to vary widely. The common assumption that the volume of released gas is critical seems still to be viable providing allowance is made for the body's ability to dissipate free gas at a useful rate.

ACKNOWLEDGMENTS

Four visitors from the Ecole Centrale des Arts et Manufactures, Chatenay-Malabry, France have participated in this program: Gilbert Grenie in 1980, Bernard Remy in 1981, Gildas Herjean in 1982, and Philippe Mazas in 1983. It is a pleasure also to thank our colleagues Ed Beckman, Claude Harvey, Jon Pegg, and Birch Porter for useful suggestions and comments. This work, carried out under "The Physics of Gas Bubbles: Medical Applications" Project (HP/R-4), is a result of research sponsored in part by the University of Hawaii Sea Grant College Program under Institutional Grant Number NA81AA-D-00070 from NOAA Office of Sea Grant, U.S. Department of Commerce. This is Sea Grant Publication Number UNIHI-SEAGRANT-JC-85-14.

APPENDIX

P_{ss}^{min} in Eq. 3 can be viewed as a safe-ascent criterion based on critical bubble number (15.16). This has been superseded in the present work by a critical-volume hypothesis via P_{ss}^{new} in Eqs. 4a-c. Whereas Eq. 3 follows directly from the varying-permeability model (18), the derivation of Eqs. 4a-c. is heuristic and involves a number of ad hoc assumptions, some of which have been discussed already in the methods section. The first, of course, is that the total volume of free gas in the body at any time t should never exceed some critical value V_{crit} . Similarly, the rate at which the gas phase inflates is assumed to be proportional to $P_{ss}^{new}(t)(N_{actual} - N_{safe})$. The decompression criterion is then

$$\int_0^t P_{ss}^{new}(t)(N_{actual} - N_{safe}) dt \leq \alpha V_{crit} \quad \text{Eq. A-1}$$

where α is a proportionality constant. To minimize the total decompression time to, the equals sign is adopted.

Next it is assumed that N_{actual} and N_{safe} are determined by the initial decompression step and remain constant thereafter. The decompression criterion can then be expressed as

$$\alpha V_{crit} = (N_{actual} - N_{safe}) \int_0^{t_{max}} P_{ss}^{new}(t) dt. \quad \text{Eq. A-2}$$

where t_{max} is that time at which the integral reaches its maximum.

To evaluate the integral, it is assumed that $P_{ss}^{new}(t)$ is held at a constant level P_{ss}^{new} during t and decays exponentially to zero thereafter. The fact that $P_{ss}^{new}(t)$ is always positive and never exceeds its initial value P_{ss}^{new} is consistent with the previous assumptions that N_{actual} and N_{safe} are constant. The exponential decay to zero is a conservative approximation since humans equilibrated at atmospheric pressure are "inherently unsaturated" by some 54 mm Hg (22), and $P_{ss}^{new}(t)$ would eventually become negative by this modest amount.

Because $P_{ss}^{new}(t)$ decays exponentially to zero and does not become negative in this formulation, the integral achieves its maximum value in the limit as t_{max} approaches infinity. This gives:

$$\alpha V_{crit} = (N_{actual} - N_{safe}) \left\{ \int_0^{t_D} P_{ss}^{new} dt + \int_{t_D}^{\infty} P_{ss}^{new} \exp[-(tD - t)/H^*] dt \right\} = (N_{actual} - N_{safe}) P_{ss}^{new} (tD + H^*) \quad \text{Eq. A-3}$$

where $H^* = H/\ln(2) = H/0.693$ is the exponential decay constant and H is the half-time of the particular tissue compartment being considered.

Since the size distribution of gas nuclei in humans is unknown, it is reasonable to try a decaying exponential of the general form observed in vitro (18,23-25):

$$N_{actual} = N_0 \exp(-\beta_0 S r_0^{cw}/2kT), \quad \text{Eq. A-5}$$

$$N_{safe} = N_0 \exp(-\beta_0 S r_0^{min}/2kT), \quad \text{Eq. A-5}$$

where β_0 is a VPM constant, N_0 is a normalization constant, S is the constant area occupied by one surfactant molecule in situ, k is the Boltzmann constant, and T is the absolute body temperature — also assumed to be constant. The decompression criterion can now be written:

$$P_{ss}^{new} = \alpha V_{crit} \left[(N_{actual} - N_{safe}) (tD + H^*) \right] \quad \text{Eq. A-7}$$

where:

$$N_{actual} - N_{safe} \approx N_0 [\exp(-\beta_0 S r_0^{new}/2kT) - \exp(-\beta_0 S r_0^{min}/2kT)]. \quad \text{Eq. A-8}$$

At this point it is assumed that the exponential arguments are small and can thus be expanded to give:

$$N_{actual} - N_{safe} \approx N_0 (\beta_0 S r_0^{new}/2kT) (1 - r_0^{new}/r_0^{min}) \quad \text{Eq. A-9}$$

This last approximation is in some question since the values of the model parameters are neither fixed nor well-known. If in fact the approximation is not valid, the bubble numbers would correspond to a linear nuclear distribution rather than the linear (small exponent) region of an exponential distribution. At this point the true distribution is unknown.

The radii r_0^{min} and r_0^{new} can be replaced using the VPM equations (18):

$$r_0^{min} = 2(\gamma c - \gamma) / \beta_0 \quad \text{Eq. A-11}$$

$$= 2\gamma(\gamma c - \gamma) / \left\{ \gamma c \left[P_{ss}^{min} - (P_1 - P_0)(\gamma / \gamma c) \right] \right\} \quad \text{Eq. A-12}$$

$$r_0^{new} = 2\gamma(\gamma c - \gamma) / \left\{ \gamma c \left[P_{ss}^{new} - (P_1 - P_0)(\gamma / \gamma c) \right] \right\} \quad \text{Eq. A-13}$$

Although these equations apply strictly only to the permeable region of the model, their solutions vary little (less than 3%) compared to the impermeable region solutions for values of P_{crush} below 300 fsw. Substitution of Eqs. A-12 and A-13 into Eq. A-7 gives:

$$\alpha V_{crit} \approx N_0 \left[(\gamma c - \gamma) S / kT \right] \frac{(P_{ss}^{new} - P_{ss}^{min}) P_{ss}^{new} (t_D + H^*)}{P_{ss}^{new} - (P_1 - P_0)(\gamma / \gamma c)} \quad \text{Eq. A-14}$$

Eqs. 4a-c can now be obtained by solving for P_{ss}^{cw} . The constant λ

$$\lambda = \left[\gamma c kT / \gamma N_0 (\gamma c - \gamma) S \right] \alpha V_{crit} \quad \text{Eq. A-15}$$

can be expressed as:

Quantities such as α , S , V_{crit} , N_0 , N_{safe} , and N_{actual} are, of course, absorbed into λ , and their values are never explicitly determined. It can be deduced, however, that for $r_0^{min} = 0.800 \mu\text{m}$, r_0^{new} is in the range $0.205 \leq r_0^{new} \leq 0.797 \mu\text{m}$.

BUBBLE MODEL DIVING TABLES—YOUNT & HOFFMAN

REFERENCES

1. Beckman EL, Smith EM. Tektite II: Medical supervision of the scientists in the sea. *Tex. Rep. Biol. Med.* 1972; 30:155-69.
2. Butler BD, Hills BA. The lung as a filter for microbubbles. *J. Appl. Physiol.* 1979; 47:537-43.
3. D'Arrigo JS. Improved method for studying the surface chemistry of bubble formation. *Aviat. Space Environ. Med.* 1978; 49:358-61.
4. Davson H. *A textbook of general physiology.* 3rd ed. London: Churchill, 1964:185.
5. Gray JS. Aeroembolism induced by exercise in cadets at 23,000 feet. Committee on aviation medicine report 260. Washington: United States National Research Council, 1944.
6. Hempleman HV. British decompression theory and practice. In: Bennet PB, Elliot DH, eds. *The physiology and medicine of diving and compressed air work.* Baltimore: Williams & Wilkins, 1969:331-47.
7. Hennessy TR, Hempleman HV. An examination of the critical released gas volume concept in decompression sickness. *Proc. R. Soc. Lond. B.* 1977; 197:299-313.
8. Kidd DJ, Stubbs RA, Weaver RW. Comparative approaches to prophylactic decompression. In: Lambertsen CJ, ed. *Underwater physiology IV: Proceedings of the fourth symposium on underwater physiology.* New York: Academic Press, 1971:167-77.
9. Leitch DR, Barnard EEP. Observations on no-stop and repetitive air and oxynitrogen diving. *Undersea Biomed. Res.* 1982; 9:113-29.
10. PaganeHi CV, Strauss RH, Yount DE. Bubble formation within decompressed hen's eggs. *Aviat. Space Environ. Med.* 1977; 48:48-9.
11. *Air diving tables.* Alverstoke, Hants; Royal Naval Physiological Laboratory, 1968. (London, HMSO, 1968).
12. Strauss RH. Bubble formation in gelatin: implications for prevention of decompression sickness. *Undersea Biomed. Res.* 1974; 1:169-74.
13. Strauss RH, Kunkle TD. Isobaric bubble growth: a consequence of altering atmospheric gas. *Science* 1974; 186:443-4.
14. U.S. Navy Department. *U.S. Navy Diving Manual.* Washington, DC: U.S. Government Printing Office, 1970: NAVSHIPS 0994-001-9010.
15. Yount DE. Application of a bubble formation model to decompression sickness in fingerling salmon. *Undersea Biomed. Res.* 1981; 8:199-208.
16. Yount DE. Application of a bubble formation model to decompression sickness in rats and humans. *Aviat. Space Environ. Med.* 1979; 50:44-50.
17. Yount DE. On the evolution, generation, and regeneration of gas cavitation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 1982; 71:1473-81.
18. Yount DE. Skins of varying permeability: a stabilization mechanism for gas cavitation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 1979; 65:1429-39.
19. Yount DE, Gillary EW, Hoffman DC. A microscopic investigation of bubble formation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 1984; 76:1511-21.
20. Yount DE, Hoffman DC. On the use of a cavitation model to calculate diving tables. In: Hoyt JW, ed. *Cavitation and multiphase flow forum-1983.* New York: American Society of Mechanical Engineers, 1983:65-8.
21. Yount DE, Hoffman DC. Decompression theory: a dynamic critical-volume hypothesis. In: Bachrach AJ, Matzen MM, eds. *Underwater physiology VIII: proceedings of the eighth symposium on underwater physiology.* Bethesda: Undersea Medical Society, 1984:131-46.
22. Yount DE, Lally DA. On the use of oxygen to facilitate decompression. *Aviat. Space Environ. Med.* 1980; 51:544-50.
23. Yount DE, Strauss RH. Bubble formation in gelatin: a model for decompression sickness. *J. Appl. Phys.* 1976; 47:5081-8.
24. Yount DE, Yeung CM. Bubble formation in supersaturated gelatin: a further investigation of gas cavitation nuclei. *J. Acoust. Soc. Am.* 1981; 69:702-8.
25. Yount DE, Yeung CM, Ingle FW. Determination of the radii of gas cavitation nuclei by filtering gelatin. *J. Acoust. Soc. Am.* 1979; 65:1440-50.

