

Fédération Française d'Etudes et de Sports Sous-Marins



Comité régional : Rhône-Alpes Bourgogne Auvergne

Mémoire d'instructeur régional

REFLEXIONS SUR L'EVOLUTION
DE LA VITESSE DE REMONTEE , ASSOCIEE
AUX PROCEDURES DE DECOMPRESSION
DE LA PLONGEE LOISIR A L'AIR

THIERRY FALZONE
MF2 N°1133

Juillet 2005

SOMMAIRE

Remerciements	3
Introduction : Choix du sujet	4
I . Historique et problématique	5
II . Critères d'ascension.....	10
1- A l'origine : J-S.Haldane et L.Hills	10
2- Récemment : J-P.Imbert ; D.Carturan et J-C.Le Péchon	11
3- La fenêtre oxygène : J-M.Belin et J-P.Imbert	20
III . Bilan des différentes tables Françaises	24
1- Bilan des GERS 65 : J-L.Méliet	24
2- Bilan des MN 90 : J-E.Blatteau et B.Grandjean	27
IV . Nouvelles hypothèses et expériences	34
1- RGBM : B.Wienke	37
2- VPM : D.Yount et E.Baker	39
3- Cas particulier : plongée profonde et paliers profonds	43
4- Les expériences de DAN Europe : A.Marroni	46
V . Utilisation des ordinateurs de plongée	54
VI . Perspectives : Avis des experts	58
VII . Conclusion : état des lieux	62
Bibliographie	66
Annexes	75
Glossaire	111

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout particulièrement Serge GUERIN (instructeur national honoraire) et Eloi BEDIN (instructeur Régional) pour la confiance qu'ils m'ont témoignée tout au long de ces 3 années de stage et pour tout ce qu'ils m'ont apporté tant sur le plan technique et pratique, mais aussi sur le plan humain. J'ai été très honoré et très fier d'avoir pu être parrainé par ces deux personnages de la plongée. Un grand merci à Eloi pour ses recherches bibliographiques, sa disponibilité et sa rigueur méthodique et pédagogique.

J'adresse mes vifs remerciements aux différents experts de la plongée, de la décompression ou de la médecine hyperbare que j'ai pu contacter par téléphone ou par mails : Pr Jacques REGNARD (CHU de Besançon), Pr C.BALESTRA (laboratoire de physiologie de Bruxelles), Dr Bernard GARDETTE (COMEX), Dr Pierre LOUGE (CEMPP Atlantique), Dr Daniel MATHIEU (CHRU de Lille), Dr Vincent SOUDAY (CHU d'Angers), Dr Bruno GRANDJEAN (CHG d'Ajaccio), Dr Jean-Eric BLATTEAU (CEMPP de Toulon), Jean-Pierre IMBERT, Jean-Claude LE-PECHON, Jean-Marc BELIN Jean-Louis BLANCHARD et Daniel CARTURAN ... Pour leurs conseils avisés sur la question.

Je remercie également toute l'équipe d'encadrement technique de l'Isère et du RABA, pour nos échanges de points de vue, chacun se reconnaîtra.

Et surtout des remerciements particuliers à l'attention de mon épouse, Caroline, pour son soutien compréhensif.

INTRODUCTION : CHOIX DU SUJET

En deux générations de plongeurs , la vitesse de remontée (VDR) largement pratiquée , a diminué d'un facteur 2 , passant de 20m/min en 1960 (premières tables de la Marine Nationale : GERS 60) à 10m/min en 2000 .

La partie la plus délicate de la plongée , est la remontée . Comment remonter ? A quelle vitesse ? Comment effectuer les paliers ? Et pourquoi les faire ?

La VDR intervient à l'origine de toute décompression , elle est une donnée essentielle de la sécurité , mais ne semble pas avoir reçu de la part des chercheurs toute l'attention souhaitée .

Le problème , à ce jour , est d'avoir considéré la décompression sous l'angle des paliers , calculés selon des modèles découlant de la théorie de HALDANE .

La question de la VDR jusqu'aux premiers paliers est plus ou moins subsidiaire et a toujours été traitée de façon subjective , disons intuitive , par les concepteurs de tables de plongée , puisqu'elle n'était pas un paramètre critique .

A travers ces quelques pages , je vous propose une réflexion sur l'évolution de la VDR depuis les premières tables jusqu'à l'avènement des ordinateurs de plongée , dont certains intègrent des VDR variables , ainsi qu'un bilan sur l'utilisation des tables françaises .

Et enfin une réflexion sur les perspectives à venir : RBGM (Reduced Gradient Bubble Model) , VPM (Varying Permeability Model) , paliers profonds ou autres théories et concepts ...

Remarque : l'expression m/min très usitée dans les publications et revues , au lieu de m/mn , sera employée dans le texte .

I - HISTORIQUE ET PROBLEMATIQUE

Lors d'une plongée sportive à l'air, la partie la plus délicate de la plongée, c'est la remontée. 2 paramètres sont essentiels et indissociables lors de la décompression : la vitesse de remontée et les paliers éventuels.

Concernant les paliers, il existe différentes théories dont l'évolution et la compréhension ont été extrêmement approfondies ces dernières années. De plus, ces paliers s'effectuent avec des tables de décompression, ou plus simplement avec des ordinateurs de plongée.

Concernant la VDR, il n'existe pas de théorie concrète, l'empirisme est total et les critères de choix sont parfois étranges et arbitraires.

La VDR n'a pas été modélisée, et n'a pas fait l'objet d'études importantes et concrètes sur l'homme. Les seules données la concernant sont fournies par l'expérimentation animale (premières observations au 17^{ème} siècle).

Elle a été fixée arbitrairement dans les tables de décompression par intuition et empirisme. Les 18m/min choisis par l'US Navy pour ses tables de plongée à l'air en 1958 constituent un standard à partir duquel les VDR des autres tables de plongée ont été fixées :

MN 90 : 15-17 m/min

MT 92 : 9-15 m/min

US Navy 58 : 18 m/min

US Navy 93 : 6-12 m/min

Royal Navy : 15 m/min

PADI RDP : 18m/min

NAUI (USA) : 18m/min

DCIEM (Canada) : 18m/min

BSAC (GB) : 15m/min

Bühlmann (Suisse) : 10m/min

Un élément important a cependant été adopté récemment : c'est la notion de décompression avec apparition de bulles veineuses (et artérielles) non pathogènes. Cette notion n'était pas matérialisable il y a quelques années. Aujourd'hui, les différents travaux sur la VDR, s'orientent autour de l'évaluation de la quantité de bulles générées à la remontée.

La présence de bulles dans le sang d'animaux morts d'accidents de décompression (ADD) a été observée dès le 17^{ème} siècle, en particulier par Robert BOYLE en 1670 comme le rapporte Paul BERT.

Ensuite, la discussion scientifique relative à ces faits, a eu pour objet de définir ce qui était imparti respectivement : à l'hypoxie, à l'expansion de volume

de gaz , ou au passage de l'azote de la phase dissoute à la phase gazeuse , ce que nous appelons aujourd'hui : la désaturation .

C'est BUCQUOY en 1861 , qui émet le premier l'hypothèse que « *les gaz du sang repassent à l'état libre sous l'influence de la décompression et occasionnent des accidents comparables à ceux d'une injection d'air dans les veines ...* »

Paul BERT démontre expérimentalement en 1878 que les bulles entraînant la mort des animaux cobayes sont composées d'azote , avec une proportion variable d'anhydride carbonique (15 à 20%) .

La prévention préconisée à l'époque par ces deux physiologistes , afin d'éviter la formation de ces bulles est dès lors très simple : BUCQUOY conseille à juste titre aux ingénieurs , de prendre toute les précautions nécessaires pour obtenir une décompression suffisamment lente .

Et Paul BERT propose pour les ouvriers tubistes « *des temps de décompression en fonction de la pression de travail :*

2 ou 3 atm : ½ heure de décompression , soit une VDR de 10m/min

3 ou 4 atm : 1 heure de décompression , soit une VDR de 7m/min ... »

Il conseille également de « *ne pas leur imposer des stades de travail trop longs et de ne les laisser descendre qu'une fois par jour dans les tubes ...* »

Pour les scaphandriers , il conseille de les décompresser très lentement et de les « *maintenir un bon quart d'heure à moitié chemin ...* »

Toutes ces précautions seront malheureusement insuffisantes et de nombreux accidents de décompression surviendront .

En 1907 , la Royal Navy demande à l'un de ses physiologistes de renom : John Scott HALDANE , d'établir des procédures de décompression pour des plongées à l'air .

Elles furent publiées en 1908 pour une profondeur de 204 pieds (62 m environ) et sont connues depuis , sous le nom de tables de HALDANE .

Comme les officiers de l'US Navy venaient à l'époque se former en Grande-Bretagne , ces tables ont été adoptées outre atlantique , puis améliorées et élaborées en 1915 pour une profondeur de 304 pieds (92 m environ) .

En 1948 , la Marine Nationale adopte sans expérimentation préalable les tables US Navy .

Après quelques années d'utilisation , ces tables ont suscité 2 observations :

- La VDR était fixée à 7,5 m/min et tous les plongeurs avaient constaté que cette vitesse pouvait être dépassée sans risque d'accidents .
- Les durées de remontée étaient considérées comme inutilement longues , ce qui diminuait d'autant les temps de travail des scaphandriers .

Ces remarques coïncidaient avec la publication de nouvelles tables de décompression par l'US Navy établies par DWYER. J.V , qui , en 1955 introduisait la notion nouvelle de variation de rapport de sursaturation admissible par chaque tissu .

De nouvelles tables furent donc calculées par le GERS (Groupement d'Etudes et de Recherches Sous-marines) en 1959 , pour une profondeur de 40 m et établies sur 3 tissus (40 , 75 et 120 min) , prévoyant une VDR de 15m/min jusqu'à 5 m de la surface , puis une diminution de cette vitesse imposant au moins 1 minute à 5 m de la surface . Un palier de 1 ou 2 min à 3 m était vivement conseillé aussi souvent que possible .

Mises à l'essai pendant un an dans les unités militaires , ces tables ont été modifiées l'année suivante à la suite de critiques apportées par les « *opérationnels* » , notamment sur la VDR qui paraissait encore lente , et dont la diminution recommandée dans les 5 derniers mètres s'était avérée être difficilement applicable .

En 1960 , PERRIMOND-TROUCHET. R essaie donc de déterminer la VDR « *naturelle* » d'un plongeur : 35 mesures sur 18 plongeurs (entraînés !) permettent de définir une VDR moyenne de 24 m/min .

Pour se rapprocher de la vitesse adoptée par les marins américains et britanniques (18 m/min soit 1 pied/s) , la vitesse retenue pour ses calculs est de 20 m/min .

301 plongées expérimentales sont réalisées au GERS , en caisson sec ou humide, au repos et avec travail . Malgré quelques cas de « *puces* » et un bend du coude ces tables sont considérées comme vérifiées et aptes à être mises en service .

En 1965 , pour l'US Navy , WORKMAN reprend les travaux de DWYER et met en place pour chaque plage de profondeur (de 10 pieds en 10 pieds) les M-Values . (Une M-Value ou valeur maximum est , pour une profondeur donnée

et un compartiment donné , la tension maximum admissible d'azote à cette profondeur : $M\text{-Value} = M_0 + aD$; où « a » est un coefficient expérimental et « D » la profondeur) .

Parallèlement à la suite d'un certain nombre d'accidents , le GERS remanie le catalogue de ses tables de plongée et met en place 2 séries de sursaturation critique en prenant en compte dans le calcul , la VDR de 17 m/min .

Malgré tout , pour l'exécution de la plongée , **la vitesse de 20 m/min est tolérée** .

Ces tables seront publiées sous le nom de GERS 65 et resteront réglementaires jusqu'en 1990 dans la Marine Nationale et seront adoptées par la FFESSM .

Au cours de cette période , en 1978 , les Américains SMITH et STAYTON suite à des travaux d'expérimentation sur des moutons et des chèvres , montrent qu'une VDR de 10m/min produisait moins de bulles circulantes qu'une VDR de 20 m/min .

De même , en 1981 , les Italiens MARRONI et ZANNINI montrent lors de tests avec des plongeurs qu'une remontée à la vitesse linéaire de 9-10 m/min produisait moins de bulles qu'une remontée commencée à 18 m/min jusqu'à mi profondeur et terminée à 10 m/min .

En 1995 , L'Américain POLLARD en étudiant sur des rats les effets combinés de la VDR et de l'effort musculaire après la plongée , a constaté que la remontée à 20 m/min avait statistiquement tué davantage de rats que la remontée à 10 m/min .

A noter qu'en 1976 , l'Américain NEUMAN avait démontré que l'ajout d'un palier supplémentaire plus profond lors de l'utilisation des tables de décompression US Navy , ce qui est une façon de ralentir la remontée , réduisait considérablement **la formation des bulles** .

A l'évidence , malgré le nombre restreint d'études scientifiques pour le prouver , il paraît important de réduire la formation de bulles pendant la phase initiale de la décompression .

C'est sur ce point qu'insistent les Américains Richard MOON , Richard VANN et Peter BENNETT dans un article sur la physiologie de la maladie de décompression (MDD) paru dans la revue Américaine « *Scientific American* » d'août 1995 et traduit en France dans la revue « *pour la science* » la même année :

« ... Afin de réduire la formation des bulles dans le système veineux et pour éviter les accidents de décompression , on conseille de remonter plus lentement ... »

« ... En pratique , les plongeurs respectent difficilement une remontée aussi lente , surtout s'ils sont inexpérimentés . On obtient presque les mêmes résultats en interrompant la remontée par « un palier de sécurité » de

quelques minutes à une profondeur de 5 à 6 m , à la fin des plongées brèves pour lesquelles les tables ne préconisent aucun palier de décompression . On sait depuis peu qu'un palier de 3 minutes à 6 m réduit de 50% la formation de bulles dans le circuit veineux . En outre , une remontée lente et des paliers de décompression laissent le temps aux tissus rapides , tels que le cerveau et la moelle épinière , d'évacuer l'excédent de gaz inerte , on limite ainsi la sursaturation et la croissance des bulles ... Des expériences menées sur des animaux (SMITH et STAYTON) ont montré que les bulles sont moins nombreuses quand la VDR est de 9 m/min au lieu de 18 m/min (le double !) comme on l'enseignait aux plongeurs il y a 15 ans ... »

Cette dernière remarque pourrait être applicable en France , où l'enseignement selon les tables MN 90 , préconise une VDR comprise entre 15 et 17 m/min , toujours en vigueur pour la plongée loisir à ce jour . De façon pratique , on effectue la remontée à 15 m/min et certains responsables médecins expérimentateurs de la Marine Nationale conservent cette vitesse , malgré la forte tendance à la baisse .

II - CRITERES D'ASCENSION

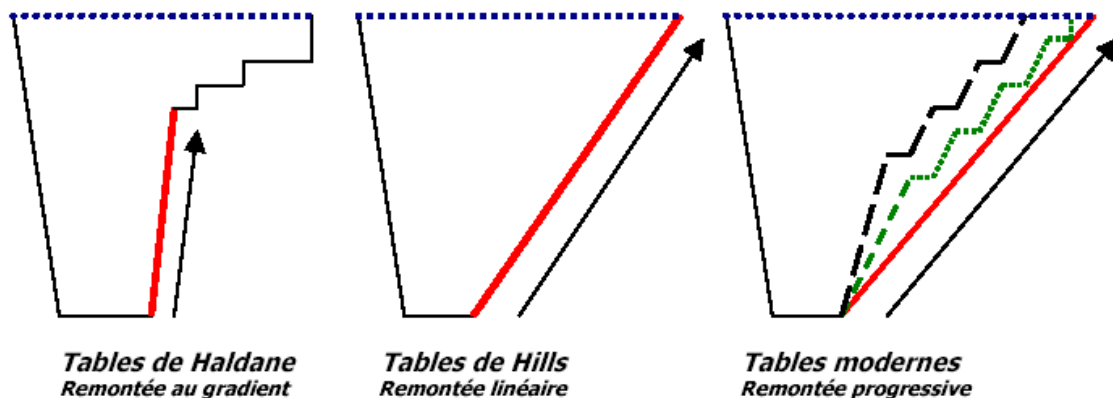
1- A l'origine : J-S.HALDANE et L.HILLS

Au début du 20^{ème} siècle , la Royal Navy veut résoudre le problème des tables de décompression et deux physiologistes de renom sont concernés par le projet : John-Scott HALDANE et Léonard HILLS .

J.S.HALDANE : a les outils pour un modèle d'échanges gazeux , et a une solution exponentielle pour la décompression . Pour ce qui est du critère d'ascension , il sait que les scaphandriers peuvent remonter à mi profondeur sans danger . Il envisage d'introduire un modèle où le rapport entre tension de gaz dissous et pression ambiante sera constant .

Quant à L.HILLS , celui-ci pense que les remontées doivent être conduites de façon linéaire , lentement vers la surface , mais sans palier . Ce sont aussi les scaphandriers qui ont développé cette méthode empirique , mais qui convient .

Les 2 conceptions s'opposent , il suffit de regarder la figure ci-dessous :



D'un côté le modèle de HALDANE donne un profil cassé , caractéristique . Il faut « *amorcer le gradient* » pour commencer le dégazage en remontant le plus rapidement à une profondeur « *plafond* » proche de la profondeur critique . **La VDR n'est pas définie tant qu'un tissu n'a pas « *accroché* » , et elle peut donc être rapide . Seul le rapport entre la tension du tissu directeur et la pression ambiante détermine l'amplitude de la remontée .** De l'autre , les remontées linéaires de HILLS donnent une impression plus progressive et donc plus rassurante .

Dubitative , la Royal Navy demandera à HALDANE de tester un profil de HILLS avant de commencer ses travaux . Le test ne fut pas concluant « *les plongeurs coïncant* » à la remontée .

HALDANE soulignera que la remontée linéaire conduit les plongeurs près de la surface avec des quantités de gaz trop importantes et qu'il faudrait accélérer le début de la remontée .

Brillant et persuasif , HALDANE sera alors chargé du projet .

« Mais il n'empêche que si les plongeurs n'avaient pas coïncé lors des tests , nous n'aurions pas attendu nos paliers profonds si longtemps ! »

Les 100 années qui suivent vont prolonger le débat . Les compartiments se multiplient : souvent un de plus par accident , les critères d'ascension se compliquent , les profils deviennent un peu moins cassés et un peu plus linéaires.

2- Plus récemment : J-P.IMBERT ; D.CARTURAN et J-C.LE PECHON

« La vérité , c'est que la décompression se situe entre les 2 profils (celui de HILLS et celui de HALDANE) et nous sommes toujours à la recherche du profil de remontée optimal .

Aujourd'hui , nous avons le nez collé sur les micro-bulles et nos outils de décompression s'appellent RGBM (Reduced Gradient Bubble Model) ou VPM (Varying Permeability Model) ... L'introduction des paliers profonds pourrait être une voie intermédiaire intéressante ... » Jean-Pierre IMBERT .

L'aventure commence au début de la remontée . Les tissus sont chargés , le gaz reste à éliminer , les bulles à contrôler . Pour effectuer les remontées , les plongeurs , en fonction de leur ressenti sur le plan de la sécurité , opteront pour un protocole spécifique .

Quel est le phénomène critique :

- la quantité de gaz dissoute ?
- la sursaturation des compartiments en gaz ?
- le volume d'une bulle critique ?
- le rayon d'une micro-bulle ?
- Le volume de gaz admissible pendant la remontée ... ?

Cela s'appelle un critère d'ascension .

Le critère d'ascension est pris en compte dès lors où un tissu est concerné . En effet , il faut un minimum de sursaturation pour générer des bulles et entraîner un problème .

Pendant les premiers mètres de la remontée , le plongeur évolue dans sa fenêtre oxygène (voir page 20 § 3- la fenêtre oxygène) , ce qui représente généralement entre 10 à 15 m libres de toute contrainte , suivant la profondeur de la plongée . Au départ du fond , la VDR est indifférente puisque toutes les tensions sont inférieures à la pression ambiante .

Dès qu'un premier tissu entre en sursaturation , comme la moelle épinière ou le cerveau , qui sont des tissus rapides , la diffusion de l'azote des tissus vers le sang s'effectue , favorisant plus ou moins la formation de bulles . Ce sont des phénomènes très complexes toujours à l'étude .

« Il faut donc attendre des phénomènes bien francs , bien caractérisés pour commencer à penser modéliser .

Par nécessité , les critères d'ascension ne sont pas progressifs mais plutôt liés à des phénomènes de seuil : en dessous ça passe , au dessus ça casse !

Une fois accroché à cette limite , la décompression peut commencer ... »

J-P.IMBERT .

« Il y a en effet des idées fausses qui ont la vie dure , notamment celles qui concernent la VDR . Notons au passage que les tables MN 90 préconisées par la FFESSM , sont celles qui ont la VDR la plus rapide .

En effet , toutes les autres tables de décompression ont une VDR inférieure à 15 m/min . Quant aux ordinateurs de plongée , ils indiquent pratiquement tous une vitesse de l'ordre de 10 m/min .

C'est une situation pour le moins paradoxale . Tous les plongeurs au monde remontent en moyenne à 10 m/min , excepté les plongeurs français , militaires ou sportifs fédéraux ... Du moins en théorie ! » Daniel CARTURAN .

La VDR des tables MN 90 est comprise entre 15 et 17 m/min , ce qui signifie que 17 m/min est une vitesse appropriée pour la sécurité .

Mais alors , une vitesse inférieure à 15 m/min met-elle le plongeur en danger ?

Dans les années 80 , on apprenait aux plongeurs qu'en remontant plus lentement que 17 m/min (tables GERS 65) , les « *tissus lents* » continuaient à se charger en azote , ce qui les exposait au risque d'accidents de décompression .

C'est toujours ce que l'on enseigne aux plongeurs en formation -bien qu'aujourd'hui l'ordinateur de plongée soit d'usage- .

Le Dr MELIET en 1990 , dans l'ouvrage : le BROUSSOLLE : « physiologie et médecine de la plongée » déclare en présentant les tables MN 90 :

« La VDR est maintenue à 17 m/min . En effet , le calcul montre qu'il n'y a que très peu de différence entre une table de décompression calculée avec une VDR de 15 m/min et une table calculée avec une VDR de 17 m/min . Cette différence réside , pour un certain nombre de plongées de la tranche 40-60 m , en un effacement du palier le plus profond ... **La vitesse de 17 m/min nous a paru constituer un excellent compromis entre une vitesse lente qui gomme le premier palier et une vitesse rapide certainement pathogène ...** »

Quel paradoxe ! En remontant plus lentement (15 m/min) de l'espace lointain , on efface le palier le plus profond , mais , on rallonge le temps de la remontée .

Durée des paliers (mn)

Type de plongée	Prof. du palier (m)	Vitesse		
		10 m/mn	17 m/mn	20 m/mn
15 minutes à 60 mètres	9	–	1	1
	6	5	4	4
	3	22	19	18
15 minutes à 55 mètres	9	–	–	–
	6	3	4	4
	3	16	13	12
20 minutes à 52 mètres	9	–	1	1
	6	5	5	5
	3	25	23	23
25 minutes à 50 mètres	9	–	1	1
	6	9	8	8
	3	33	32	18
20 minutes à 42 mètres	9	–	–	–
	6	1	1	2
	3	12	12	11

Durée totale de la remontée (mn)

Type de plongée	Vitesse		
	10 m/mn	17 m/mn	20 m/mn
15 minutes à 60 mètres	33,4	28,5	27,1
15 minutes à 55 mètres	24,9	20,9	19,5
20 minutes à 52 mètres	35,6	33,0	32,7
25 minutes à 50 mètres	47,4	44,9	44,6
20 minutes à 42 mètres	17,6	16,1	15,8

Roger AUBERT : ouvrage « La décompression » 2004 .

Une vitesse inférieure à la vitesse prise en compte pour le calcul des paliers de décompression tend à effacer les paliers profonds et non à les rallonger .

C'est ce que font les ordinateurs de plongée et c'est ce qui est conforme à la logique et au bon sens .

Si le fait de compter le temps de la remontée dans le temps de la plongée , va dans le sens de la sécurité , il n'en constitue pas moins un non sens dont l'effet pervers est de développer l'idée fausse qu'une remontée lente (vitesse inférieure à 15 m/min) est potentiellement dangereuse .

Il faut être raisonnable , personne n'a encore évalué la limite en deçà de laquelle la remontée n'en est plus une .

La valeur la plus basse de la VDR des tables actuelles est celle de l'US Navy 93 avec 6 à 12 m/min (soit une moyenne de 10 m/min) , à comparer donc à 15 m/min .

On enseigne aux plongeurs que cette vitesse 15 à 17 m/min a été déterminée par expérimentation , ce qui lui confère une valeur scientifique sûre . Or , si on parcourt l'historique , on se rend bien vite compte que la valeur choisie est plutôt arbitraire !

Pourquoi se baser sur la vitesse de 18 m/min soit 1 pied/s des tables anglaises et de l'US Navy de l'époque et d'où vient cette valeur ?

Extrait du livre de LEWIS et SCHREEVES 1990 : « *Decompression theory , dive tables* »

« Dans le milieu des années 50 , au centre expérimental de plongée de l'US Navy à Washington , une commission réunissant plongeurs militaires et chercheurs scientifiques de l'US Navy entreprend de réviser les tables de plongée existantes .

L'officier responsable des plongées militaires estime que la VDR de 30 pied/min (9m/min , résultat d'importantes recherches scientifiques de l'US Navy) , préconisée par les tables est trop lente pour les nageurs de combat . Il insiste pour avoir une table calculée sur une VDR de 100 pied/min (30 m/min) .

Après discussion , et compte tenu qu'une telle vitesse est impossible à respecter pour un « tenderman » devant remonter un plongeur , la commission décide d'un compromis et fixe la VDR à 60 pied/min (18m/min) . Soit la moitié de la vitesse que souhaitait l'officier , mais le double de la vitesse préconisée par les tables US Navy de l'époque ! »

Tous les calculs et les tests seront établis sur cette base .

Ainsi pendant des années , 40 ans exactement , jusqu'à ce que l'US Navy ramène sa vitesse à 10 m/min , on a utilisé en plongée loisir une VDR qui n'était que le résultat d'un choix arbitraire . Il est pour le moins étonnant

qu'un paramètre aussi important pour la sécurité de la décompression ait été traité à l'époque de façon aussi aléatoire et légère .

Pourtant comme le disait le Dr J-L.MELIET dans la revue Medsubhyp en 1989 :

« Lors d'une plongée , les conditions de la sursaturation sont fixées par la VDR bien plus que par le respect des paliers qui ne concernent que le dégazage des tissus dits longs ... »

Souvenez vous que les ADD les plus graves -les neurologiques- sont aussi les plus précoces et qu'ils impliquent très vraisemblablement les compartiments de courte période .

Cette insistance à préconiser une VDR basée sur les 18 m/min des anciennes tables américaines , tient au fait que seul le fameux modèle Haldanien et son échantillonnage de tissus ont été pris en compte pour l'élaboration des MN 90 . On l'a modifiée en tenant compte des statistiques d'accidents des tables de décompression GERS 65 , mais dans cette démarche , la VDR n'a pas fait l'objet d'une recherche spécifique .

Elle a été déterminée à l'usage , puis intégrée dans le calcul théorique des paliers selon un modèle mathématique qui ne permet pas de modéliser les phénomènes complexes et aléatoires de la décompression .

A ce propos , le Dr MELIET écrit :

« Malgré les efforts des fundamentalistes , les modèles utilisés ne correspondaient que d'assez loin à la réalité , ne serait-ce qu'en raison des approximations nécessaires à la difficulté de déterminer les vrais paramètres à prendre en compte ... »

Le modèle mathématique n'est que de peu d'importance , ce qui compte , c'est l'étude statistique du risque .

Malgré le développement des technologies et des bio-mathématiques , jusqu'à présent , il n'a pas été possible de proposer et de mettre en pratique un modèle cohérent et exploitable des phénomènes liés au transport des gaz dans l'organisme .

Un article de Michael POWELL dans Aqua Corp Journal , intitulé : *« la nature chaotique de la décompression : une vue non Haldanienne »* démontre arguments scientifiques à l'appui , que la décompression est du domaine du chaos et donc impossible à mettre en équation .

Actuellement , la modélisation des phénomènes physiologiques concernant l'homme demeure un sujet de recherche .

Le grand nombre de tissus à prendre en compte , la grande disparité des paramètres extérieurs qui entrent en jeu , nous imposent comme meilleure

méthode d'évaluation d'un modèle cohérent de décompression , l'étude des statistiques d'accidents et les nombreuses données fournies par la détection des bulles circulantes silencieuses .

Quoiqu'il en soit , la tendance actuelle va dans le sens d'une diminution de la VDR afin d'optimiser la sécurité des plongeurs , l'abandon d'une VDR de 18 m/min et l'usage systématique de 15 m/min pour les tables MN 90 .

Daniel CARTURAN et son équipe étudient entre 1996 et 1999 à l'aide d'un doppler , à la faculté des sciences du sport à Luminy , la décompression de 47 plongeurs amateurs , et les effets sur la production de bulles sanguines d'une remontée à 9 m/min et 17 m/min , ainsi que les effets de l'âge , de la condition physique et de la masse grasse .

Le but de son étude fut d'évaluer l'effet de la VDR sur l'intensité du dégagement de bulles pendant la décompression après des plongées sportives à l'air .

Selon CARTURAN , la formation de bulles dans le sang et les tissus pendant la décompression est très probablement le facteur qui détermine le déclenchement de l'accident , puis de la maladie de décompression (ADD et MDD) .

Ces bulles résultent de la sursaturation du gaz dissous , consécutives au gradient de pression qui s'établit lors de la remontée .

Il est admis que les bulles se forment à partir de noyaux gazeux présents dans les tissus , même en isobarie , et générées par des mécanismes de micro cavitation et frottements visqueux : VANN et THALMANN 1993 .

On sait aussi qu'une VDR excessive après une plongée , favorise la production de bulles : SMITH et STAYTON 1978 puis MARRONI et ZANNINI 1981.

On sait encore que le rajout d'un palier additionnel lors de la remontée afin de réduire la VDR , réduit de manière importante le degré de bulles , mais ne diminue pas le temps des paliers : NEUMAN 1978 .

Ceci montre que la vitesse de décompression initiale est plus importante que la durée des paliers .

POLLARD en 1990 a montré que la VDR est un facteur déterminant du risque d'accidents de décompression .

LIPPMANN dans une étude publiée en 1990 en Australie : « *deeper into diving* » démontre qu'une ascension rapide , crée une grande différence de pression entre la tension d'azote et la pression ambiante .

Plus grande est la profondeur , plus grand est le risque de formation de bulles .

Lors d'une remontée lente , les tissus rapides se désaturent avec plus de sécurité puisqu'il y a une plus petite différence de pression . Il y aura donc

moins de chance de formation de bulles , même s'il y a encore saturation des tissus lents .

LIPPMANN déclare : « *Le risque en vaut la chandelle ...* » .

Donc pour des plongées au-delà de 40 m , la remontée peut éventuellement être effectuée aux alentours de 18 m/min jusqu'à 40 m , puis à la vitesse de 9-10 m/min entre 40 m et le premier palier .

La plupart des ordinateurs de plongée ont des vitesses de l'ordre de 9-10 m/min et certains imposent des profils de remontée non linéaires . Une étude de J-R.BROOME en 1996 sur l'animal tend à montrer que les VDR non linéaires offrent une meilleure sécurité que des vitesses linéaires , alors qu'en 1981 , MARRONI et ses plongeurs concluaient l'inverse (voir page 8) .

D.CARTURAN déclare : « *On peut constater qu'en France , la VDR varie du simple au double entre les MN 90 et les MT 92 .*

La question est d'importance , car dans le cas de profils de plongée sans palier , la VDR est la seule protection du plongeur ... »

Afin d'améliorer les tables de plongée , D.CARTURAN analyse les effets des valeurs extrêmes des VDR des tables Françaises : MT 92 avec ses 9 m/min (vitesse la plus faible) et MN 90 avec ses 17 m/min (vitesse la plus élevée) , sur la production de bulles sur 43 plongeurs amateurs masculins dont l'âge moyen est de 35 ans .

Le test consiste à faire 2 plongées en mer à plus de 24 heures d'intervalle à 35 m pendant 25 min , avec des paliers identiques .

les remontées seront linéaires et contrôlées par un profondimètre/chronomètre et doublé par un ordinateur de plongée .

La détection des bulles sera faite une heure après la sortie de l'eau ; en effet B.GARDETTE en 1979 et R-Y.NISHI en 1993 ont montré que le dégazage atteint son maximum une heure après la fin des plongées , grâce à un doppler continu qui mesurera les bulles ayant un diamètre supérieur à 50 microns .

On utilisera comme critère d'évaluation : le degré moyen de bulles , qui se définit par le nombre de bulles recensées par minute , selon le code de SPENCER :

- Degré 0 : Absence totale de bulles .
- Degré 1 : Quelques signaux de bulles espacés , mais la majorité des cycles cardiaques en est dépourvue .
- Degré 2 : Signaux de bulles isolés ou en groupes dans moins de la moitié des cycles cardiaques .

- Degré 3 : Tous les cycles cardiaques contiennent des signaux de bulles , mais qui ne couvrent pas les bruits normaux du cœur .
- Degré 4 : Un flux continu de signaux de bulles couvrant les bruits normaux du cœur .

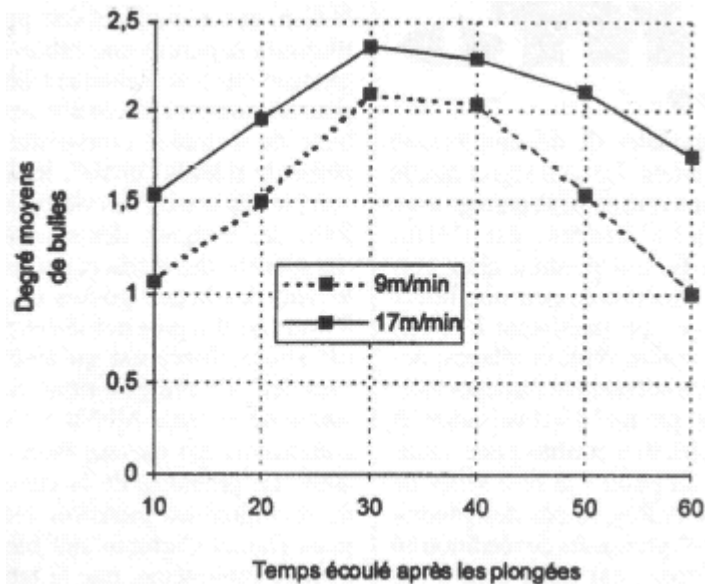


Fig 1

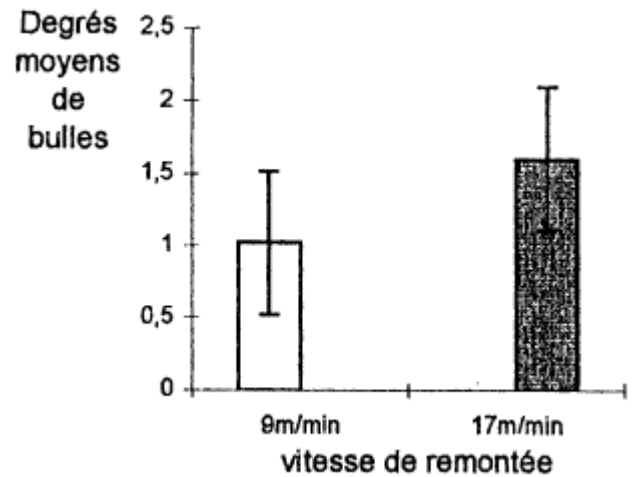


Fig 2

Les courbes de la cinétique (fig 1) montre que la production de bulles atteint son maximum entre 30 et 40 min après la fin des plongées .
L'écart entre les 2 courbes , soit entre les 2 VDR est maximal après 60 min .
Le degré moyen de bulles est plus élevé pour une VDR de 17 m/min (fig 2) .

Les résultats de D.CARTURAN sont intéressants au point de vue de la sécurité , car de nombreuses études établissent une corrélation entre les valeurs élevées des degrés moyens de bulles et le risque d'ADD :

- SPENCER et JOHANSON (1974)
- NEUMAN (1976)
- NASHIMOTO et GOTOH (1977)
- GARDETTE (1979)
- SAWATZKY et NISHI (1990)
- EATOCK (1984)
- BOVE (1974)

ont montré qu'une valeur élevée de degré de bulles veineuses pouvait accroître le risque d'ADD médullaire .

Ces résultats confirment aussi les travaux de MOON et AL en 1995 se référant aux travaux de SMITH et STAYTON en 1978 sur l'animal .
MOON et son équipe déclaraient :

« Pour éviter les ADD , il semble judicieux de réduire la formation de bulles dans le système veineux ... A cette fin , on conseille de remonter plus lentement ... »

Les résultats confirment encore qu'une remontée à 9 m/min offre une meilleure sécurité qu'une remontée à 17 m/min .

D.CARTURAN en conclut que les plongeurs prédisposés à faire des bulles , de part leurs caractéristiques d'âge , de poids , de condition physique notamment (et ils sont nombreux dans la population des plongeurs pratiquant la plongée loisir !) ont tout intérêt à ne pas rajouter un facteur supplémentaire qui risquerait d'accroître leur probabilité d'accident .
Il est donc de leur intérêt de remonter plus lentement .

Afin d'être complet sur les critères de remontée , il me paraît intéressant de relater le point de vue de Jean-Claude LE-PECHON qui travailla dès 1975 au GISMER sur la mise au point de tables de plongée pour les mélanges ternaires , qui furent baptisées tables DORIS .

Pour la conception de ces tables , la VDR sera fixée à 9 m/min car selon lui , il n'y avait pas de décompression sans bulles ... Contrairement à bien des idées de l'époque !

Selon lui : *« 17 m/min est une ineptie , 12 m/min c'est très bien et 9 m/min ne pose pas de problème ... »*

En 1989 , un groupe de travail de l'Américan Academy of Underwater Sciences s'est réuni à Woods Hole dans le Massachusetts , dont le thème central était consacré aux problèmes de remontées *« proceedings of biomechanics of safe ascents workshop »* , dont celui du choix des VDR pour aller au premier palier . De nombreux experts internationaux de la décompression (E.LAMPHIER ; VAN LIEW ; Bill HAMILTON ; YOUNT ; LEHNER ...) ont débattu sur ces critères de remontée ... **Mais demeureront très conservateurs dans leurs décisions et maintiendront comme recommandation une VDR égale à 18 m/min .**

On peut aussi remarquer que la table BSAC de Tom HENNESSY calculée en 1988 , prend en compte comme temps d'entrée dans la table , la durée entre le début de la descente , le temps passé au fond , et l'arrivée au premier palier , en incluant le temps de la remontée (à 15 m/min maximum) .

Par ailleurs , cette table de décompression a complètement supprimé les paliers à 3 m dont chacun sait qu'ils sont peu pratiques à respecter dans bien des circonstances .

J-C.LE PECHON déclare : « *il faut sans hésiter se fixer 12 m/min comme VDR sans changer les tables de plongée , même si elles sont prévues pour une vitesse de 17 m/min .**

Pour les ordinateurs , cette mesure a été adoptée il y a longtemps , y compris avec des VDR variables : 15-20 m/min sur la partie profonde de la plongée et 8-12 m/min en fin de remontée » .

* Ce point de vue n'étant pas totalement partagé par les concepteurs .

Pour conclure sur les critères de remontée , on peut affirmer que depuis l'adoption des tables MN 90 par la FFESSM en 1990 , la situation a beaucoup évolué . Par une meilleure connaissance des problèmes liés à la décompression , par une utilisation quasi systématique des ordinateurs de plongée , par de nouvelles structures fédérales , par la diffusion des connaissances autour du FOP : Foramen Ovale Perméable ...

Il est donc légitime de se reposer la question du choix des tables de plongée pour l'enseignement , l'apprentissage ou le contrôle des acquis lors des examens de plongée .

3 - La fenêtre oxygène

C'est au Dr BEHNKE que l'on doit l'expression « oxygen window » soit « fenêtre oxygène » ou encore « sous saturation inhérente » ou « pression partielle vacante » .

Ces 3 dénominations désignent le même phénomène physique ou plutôt physiologique , ou voire même les 2 .

Il s'agit d'une sous saturation naturelle des tissus liée au métabolisme .

Dans les tissus vivants , la somme des pressions partielles des gaz dissous est inférieure à la pression atmosphérique .

La mise en évidence requiert de nombreuses analyses , et la compréhension de ce phénomène nécessite des connaissances sur la physiologie de la circulation et du transport des gaz dans l'organisme .

En annexe 1 , se trouve l'intégralité d'un article traduit par Jean-Marc BELIN : « *Gas Exchange , Partial Pressure Gradients and Oxygen Window* » .

Ainsi donc , le mécanisme de la fenêtre oxygène permet aux bulles formées lors de la décompression , de se résorber .
Il concerne plus spécifiquement les plongées profondes aux mélanges , mais également la plongée loisir lors de la phase initiale de la décompression où on peut effectuer une remontée « rapide » sur quelques mètres en fonction de la profondeur atteinte .

Pour comprendre dans sa globalité la fenêtre oxygène , il faut suivre le cheminement du gaz : du poumon vers les cellules et pour cela prenons l'oxygène et considérons que nous sommes en surface .

Le voyage se passe en plusieurs étapes bien définies :

- Le passage de l'oxygène de l'alvéole vers le sang au travers de la membrane alvéolo-capillaire : c'est la diffusion alvéolo-capillaire .
- Une fois franchie , les molécules d'oxygène se dissolvent dans le sang et sont transportées vers les différents organes et tissus de l'organisme .
- Elles convergent d'abord vers le cœur gauche avant d'être violemment éjectées vers l'aorte , pour finir au bout des artères , artérioles et capillaires : c'est la perfusion .

La quantité de molécules transportée dépend d'abord du débit sanguin , un facteur lié au métabolisme du moment . Elle dépend ensuite de la capacité des molécules à se dissoudre dans le liquide sanguin , un phénomène physique caractéristique de chaque gaz , mais la relation est linéaire : plus la pression partielle du gaz est élevée , plus la quantité de molécules dissoute est importante . Certains gaz comme l'oxygène ou le dioxyde de carbone ont un transport « privilégié » , ils se fixent tout ou partie à l'hémoglobine , ce qui leur permet d'être véhiculés en quantité plus importante que s'ils étaient dissous dans le plasma du sang .

Malgré tout , l'oxygène existe toujours en phase dissoute dans le sang , mais en quantité très faible comparée à celle fixée sur l'hémoglobine .

A cause de ce double transport , la relation entre quantité totale de molécules d'O₂ transportée par le sang et la pression partielle d'O₂ (PpO₂) sanguine n'est plus linéaire .

Lors de la dernière étape du voyage , les molécules d'O₂ quittent le sang et diffusent au travers de la paroi du capillaire dans les cellules environnantes : c'est la diffusion tissulaire .

La cellule va maintenant utiliser l'O₂ et le convertir en CO₂ .

A cause de cette consommation , la PpO₂ chute de 95 mmHg dans le sang à 45 mmHg dans les tissus .

Cependant , pendant que la PpO₂ diminue de 50 mmHg environ , la PpCO₂ n'augmente que de 5 mmHg . On se trouve donc avec un déficit de pression partielle de 45 mmHg entre le coté artériel et le coté veineux .

Il y a 2 raisons à ce déficit :

D'abord , tout l'O₂ consommé n'est pas transformé en CO₂ . Et le CO₂ est 20 fois plus soluble que l'O₂ . En manipulant la loi de Henry pour passer de la concentration à la pression partielle , en se rend compte que la variation de pression partielle est moindre pour la consommation d'O₂ que pour la production de CO₂ .

Contrairement à ce qui se passe au niveau des poumons , les tissus sont essentiellement constitués par des liquides et de ce fait , incompressibles . La somme des pressions partielles des gaz dissous dans un liquide , peut donc être inférieure à la pression ambiante .

Ainsi , au niveau tissulaire , à cause des différences de solubilité , la consommation d'O₂ entraîne une baisse de PpO₂ plus grande que l'augmentation de PpCO₂ .

Le résultat est une pression totale tissulaire inférieure à la pression ambiante , ou encore une « sous saturation latente » ou enfin une « fenêtre oxygène » .

Cette sous saturation tissulaire joue un rôle majeur lorsqu'il s'agit de résorber des bulles formées lors de la décompression .

L'amplitude de la fenêtre oxygène varie avec la quantité d'O₂ présent côté artériel et la consommation métabolique locale . Plus la PpO₂ artérielle est importante , et plus la fenêtre oxygène est « large » .

Ce qui signifie que lors d'une plongée dans l'espace lointain ou au-delà , la fenêtre O₂ nous permettra sur une courte partie de la remontée , une variation de pression ambiante importante , donc une remontée plus rapide sans risque de sursaturation critique .

Malgré tout , la fenêtre oxygène n'intervient pas directement dans l'élimination des gaz dans les tissus , mais affecte directement la charge des tissus durant la décompression , ce qui influence le temps nécessaire à la décompression du tissu .

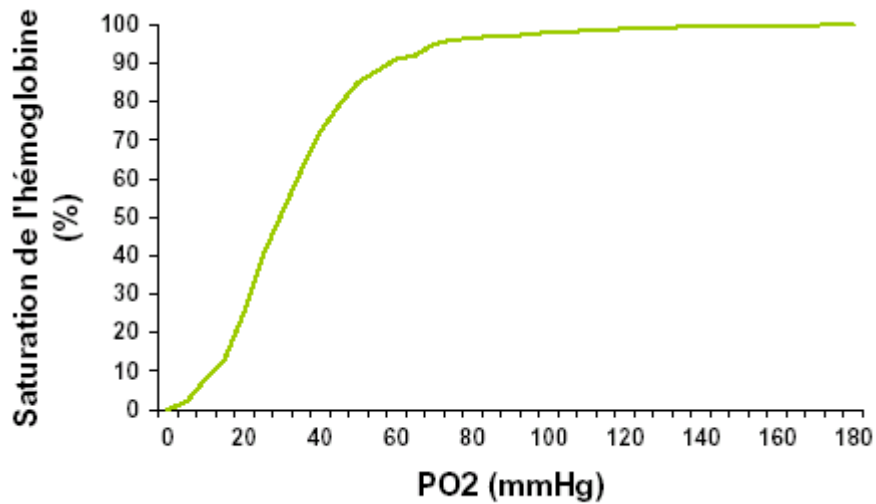


Figure 4

La saturation de l'hémoglobine en O₂ n'est pas linéaire .

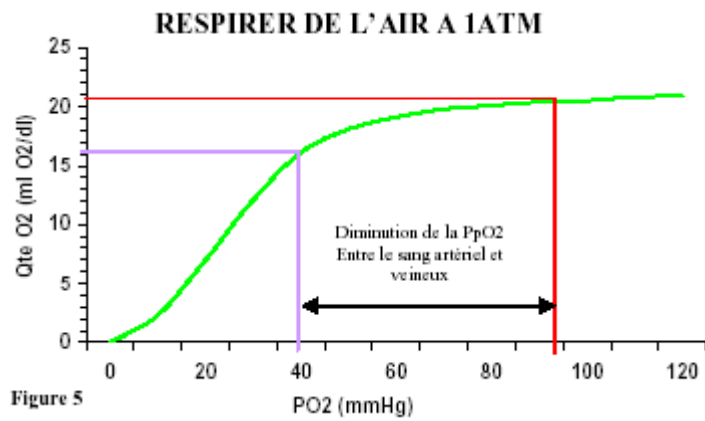


Figure 5

Diminution de la pression partielle d'O₂ entre le sang artériel et veineux.

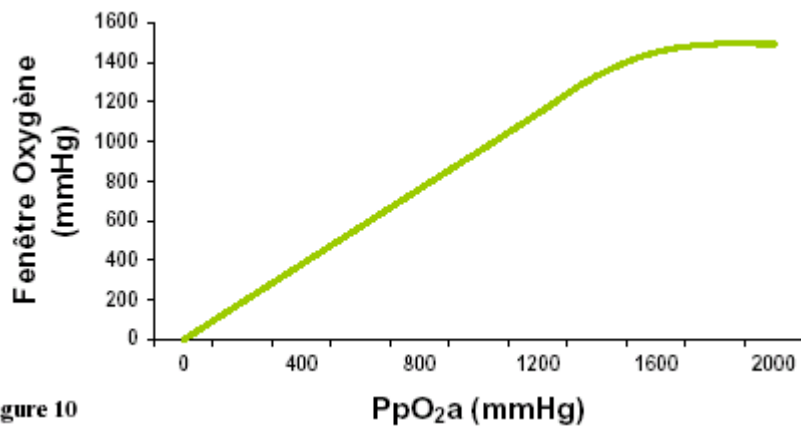


Figure 10

Corrélation entre la « hauteur » de la fenêtre O₂ et la Pp O₂ artérielle .

III – BILAN DES TABLES FRANCAISES

1 – Bilan des GERS 65 : Dr Jean-Louis MELIET

Dans un esprit de sécurité de la table GERS 65 , le Dr J-L.MELIET réalise une étude sur 33 dossiers d'ADD survenus dans la Marine Nationale entre 1966 et 1987 .

Cette étude sera publiée en 1988 .

Puis on inclura dans ce bilan , les accidents survenus en 1988 et 1989 , portant le total des ADD à 40 .

Répartition : 0 à 14 m / 4 ADD
 15 à 28 m / 6 ADD
 29 à 42 m / 25 ADD
 43 à 60 m / 5 ADD

La répartition n'est pas homogène , et c'est entre 29 et 42 m , qui représente seulement 34% des plongées effectuées , que l'on retrouve 50% des ADD .
8 fois sur 10 , on retrouve dans ces ADD , la présence d'au moins 1 « facteur de risque » : fatigue avant la plongée , effort physique sur le fond , plongées successives ...

Malgré tout , l'incidence ne peut être évaluée que chez les plongeurs professionnels , dont on connaît à l'aide de statistiques globales annuelles , l'activité de plongée , avant 40 m et au-delà .

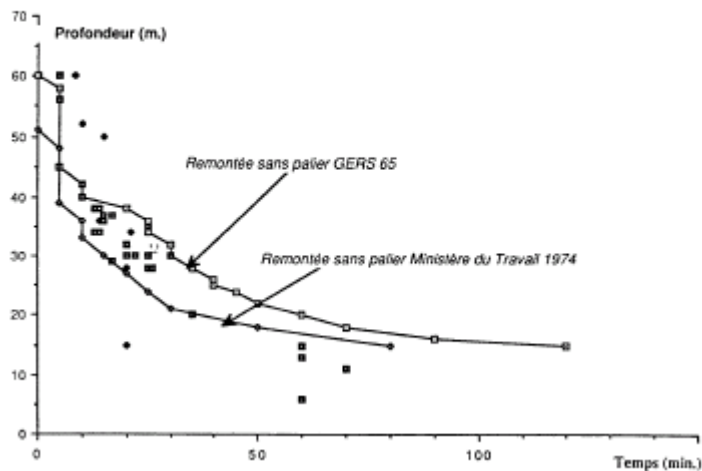
0 à 40 m / 170000 plongées en 5 ans / 15 ADD / taux de risque 0,0088%
40 à 60 m / 80000 plongées en 5 ans / 2 ADD / taux de risque 0,0025%

Dans cette population de plongeurs , le risque d'ADD est 3,5 fois plus élevé entre 0 et 40 m qu'entre 40 et 60 m .

Cette différence est à corrélérer malgré tout, avec les différences des paramètres retenus pour calculer les tables en deçà et au-delà de 40 m .

Devant de telles données , et afin d'améliorer la sécurité des tables de plongée à l'air de la Marine , le GERS décide de modifier ses tables .
En effet , la répartition des ADD au regard des courbes de sécurité (courbes de remontée sans palier) des tables GERS 65 et des tables MT 74 laisse penser que la plupart de ces accidents auraient peut être été évités si les plongeurs avaient eu des paliers à effectuer . (Figure N°4)

FIGURE 4
ACCIDENTS AVEC RESPECT DES TABLES : RÉPARTITION EN FONCTION DES REMONTÉES SANS PALIER



Malheureusement , les tables du Ministère du travail (MT 74) ne se prêtent pas à l'usage militaire . En effet , leur système de plongées successives , loin d'être optimisé , ne tient pas compte des paramètres de la première plongée qui est considérée dans tous les cas comme saturante . La majoration appliquée à la remontée de la seconde plongée est donc la même que l'on ait plongé 10 min à 15 m ou 40 min à 60 m .

De plus , s'agissant de plongées pratiquement toujours autonomes , ce qui signifie un séjour sur le fond limité à la capacité d'air emportée par le plongeur , sans de gros efforts lors de l'immersion , il n'est nul besoin d'adopter un profil de décompression aussi conservateur que celui qui est nécessaire pour un plongeur de travaux publics , alimenté en air et en eau chaude depuis la surface , et dont la durée du séjour en eau n'est limitée que par la réglementation du travail .

L'amélioration des tables GERS 65 devait donc prendre en considération certains impératifs :

- L'homogénéité des paramètres de calcul de la surface à la profondeur maximale , de façon à présenter une variation continue , monotone et homogène des différents profils .
- Des profils de remontée sans palier proches de ceux actuellement en vigueur pour les MT 74 .
- Des profils de décompression compatibles avec l'activité opérationnelle des plongeurs militaires .
- L'amélioration des paramètres de plongées successives , en particulier par la prise en compte de la saturation dans un tissu de plus longue période
- La compatibilité avec une activité physique un peu plus importante qu'avec les tables actuelles .

TABLEAU 2
PARAMÈTRES DU CALCUL DES TABLES DE LA MARINE

		TISSUS												VITESSES	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	de	
Périodes		5	7	10	15	20	30	40	50	60	75	80	100	120	remontée (m/min.)
COEFFICIENTS DES TABLES	GERS 1959							2,3			2			2	15 et 5
	GERS 1960							2,3			2			2	20
	GERS 1965 Version 1		3,4				2,6			2,1			2		17
	Version 2		3,2				2,3			2			2		17
	N.M. 90	2,72	2,54	2,38	2,20	2,04	1,82	1,68	1,61	1,58		1,56	1,55	1,54	17

Tous ces éléments ont donc permis de calculer une nouvelle table de décompression à l'air, que l'on baptisera MN 90 (Marine Nationale 1990), beaucoup plus conservatrice que la table GERS 65 et dont les profils se rapprochent de ceux de la table de 1974 du Ministère du travail.

FIGURE 5
COURBES DE REMONTÉES SANS PALIER EN 1965 ET EN 1990

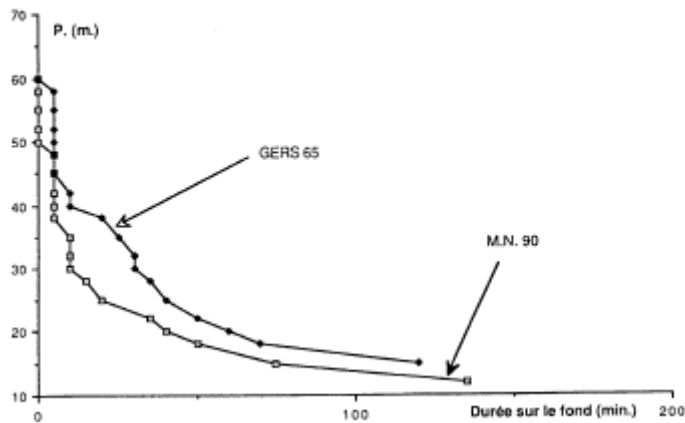


FIGURE 6
COURBES DE REMONTÉES SANS PALIER M.N. 90 ET MINISTÈRE DU TRAVAIL 74

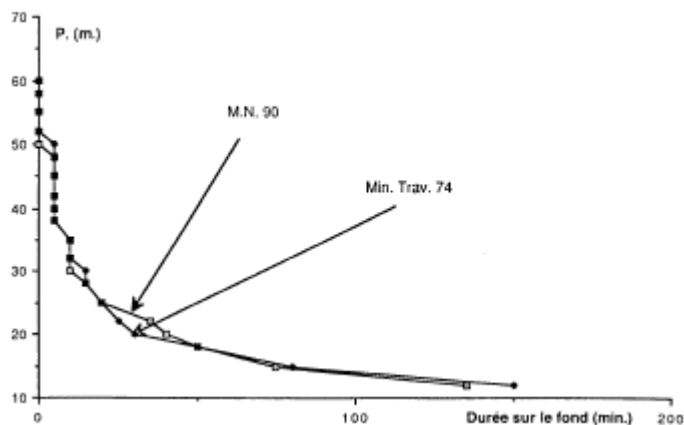


Figure 4 , on remarque que la localisation des principaux ADD (petits carrés sur le graphique) , est majoritairement située en dessus de la courbe de remontée sans palier MT 74 (donc dans la zone de plongée avec paliers) mais en dessous de la courbe GERS 65 (donc dans la zone de plongée sans paliers) .

Figure 5 , on constate que la courbe MN 90 est bien en dessous de la courbe GERS 65 .

Figure 6 , on voit que les courbes MN 90 et MT 74 sont quasiment superposables , avec cependant des VDR différentes .

Ce qui semble dire que la MN 90 peut aussi fonctionner à 12 m/min !

En conclusion , on peut affirmer que le profil de remontée sans palier des tables MN 90 est préférable à celui des GERS 65 .

Les MN 90 seront adoptées par la FFESSM en remplacement des tables GERS 65 (tableau N°2) .

La VDR de 17 m/min sera conservée .

2 – Bilan des MN 90 : Drs Jean-Eric BLATTEAU et Bruno GRANDJEAN

La table de décompression MN 90 pour la plongée à l'air est largement utilisée en France , de façon systématique dans les Armées , mais aussi très fréquemment en plongée récréative .

L'analyse des ADD entre 1966 et 1987 , faite par le Dr J-L.MELIET , avait montré un surcroît d'accidents pour la zone 28-42 m , malgré un respect de la procédure des GERS 65 (soit un taux global d'accidents de 1 pour 15000 plongées) .

Cette analyse avait abouti à la modélisation d'une nouvelle table : les MN 90 , basée sur un mode de calcul Haldanien et dont les principaux paramètres seront adoptés par analogie avec ceux des MT 74 donnant entière satisfaction pour la tranche de profondeur 28-42 m .

Après 12 années d'utilisation , le Dr J-E.BLATTEAU , médecin à l'IMNSSA (Institut de Médecine Navale du Service de Santé des Armées) à Toulon a dressé un bilan de la table MN 90 par l'analyse de 61 ADD survenus dans la Marine Nationale durant cette période .

La population étudiée est celle des plongeurs de la Marine Nationale .

150000 plongées sont réalisées chaque année sur un effectif de 1800 plongeurs répartis en 2 catégories :

- Les plongeurs de bord (1600 plongeurs , limite de profondeur : 35 m) .
- Les plongeurs d'armes (200 plongeurs , limite : 60 m) .

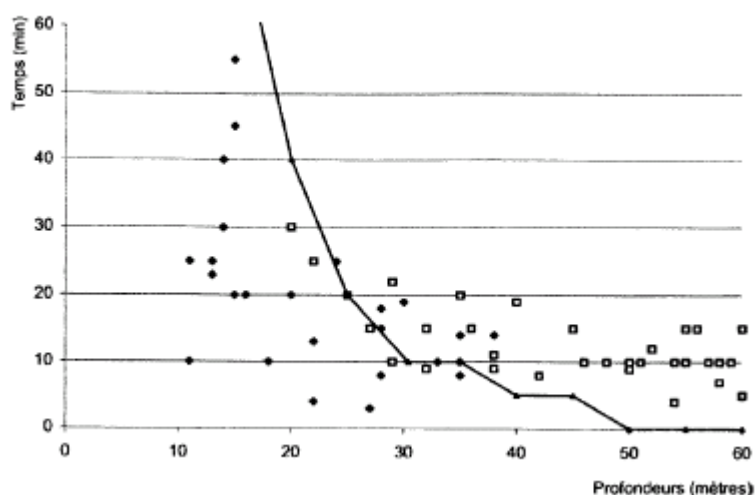


Fig 1

Courbe de sécurité des tables MN 90 .

61 ADD sont recensés avec respect des procédures de la table MN 90 (fig 1) .

- 20 ADD en deçà de 28 m pour des plongées sans palier : G1
- 20 ADD dans la tranche 28-42 m : G2
- 21 ADD dans la tranche 43-60 m : G3

Aucun décès n'est à déplorer .

89% des ADD sont de types neurologiques (fig 2) , avec :

- 66% d'atteintes médullaires (soit 40 sur 61 ADD)
- 23% d'atteintes cérébrales (soit 14 sur 61 ADD)

8% sont de types vestibulaires (soit 5 sur 61 ADD) .

3% sont de types ostéo-articulaires (2 sur 61 ADD) .

Les accidents médullaires se répartissent de façon homogène dans toutes les tranches de profondeur tandis que les formes cérébrales sont plus fréquentes en plongée profonde : entre 43 et 60 m (fig 3) .

Dans 60% des cas , aucune autre plongée n'a été réalisée dans les 24 heures précédant l'accident . 36% ont effectué une plongée dans les 24 heures et seulement 3 accidentés ont fait 2 plongées dans les 24 heures qui précédaient .

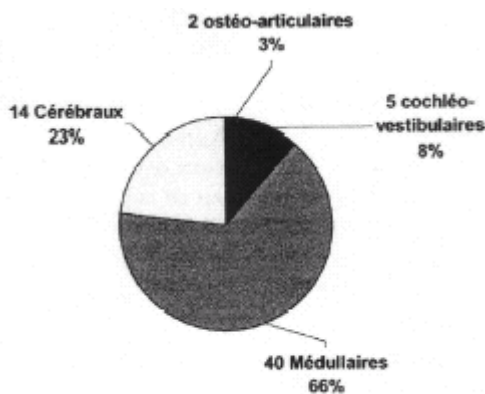


Fig. 2. Répartition des accidents de désaturation selon la forme clinique.

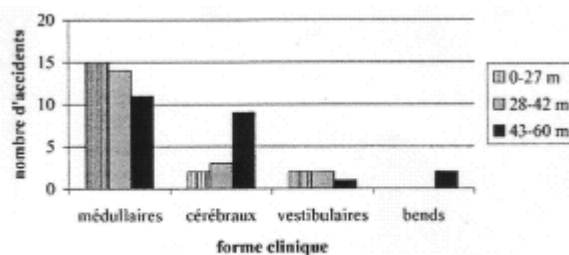


Fig. 3. Répartition des formes cliniques d'accidents de désaturation selon la tranche de profondeur.

Selon J-E.BLATTEAU , le risque global d'accident pour la table GERS 65 (1966-1987) est estimé à un pour 15000 plongées . Ce risque est évalué à un pour 30000 plongées avec les tables MN 90 (1990-2002) . Cette diminution du risque est probablement liée d'une part à la modification des tables de plongée , mais aussi au fait que 66% des accidentés avaient respecté la procédure sur la période 1966-1987 , alors que sur la période 1990-2002 , 100% des accidentés avaient scrupuleusement respecté la procédure .

En considérant les 3 groupes d'ADD (G1 ; G2 ; G3) , on observe :

- Groupe 1 : de longues durées de plongées et/ou des plongées yoyo qui sont des facteurs favorisants . Ce type de plongée contribue à saturer l'organisme en gaz inerte et majorer la formation de bulles .
- Groupe 2 : pas un surcroît d'ADD dans cette tranche de profondeur (28-42 m) comme avec la table GERS 65 où les deux tiers des accidents avec respect des procédures avaient eu lieu entre 28 et 42 m pour des plongées sans palier .
- Groupe 3 : il existe un surcroît d'ADD dans cette tranche de profondeur (43-60 m) , d'autant qu'elle ne concerne que 200 plongeurs d'armes (les seuls à pouvoir descendre en dessous de 35 m) contre 1600 plongeurs de bord .

En conclusion : Groupes G1 et G2 : 1 accident pour 30000 plongées ,
 Groupe G3 : 1 accident pour 3000 plongées .

Par ailleurs :

- Pour la période 1990-2002 : ADD médullaires : 66%
 ADD cérébraux : 23%
 ADD vestibulaires : 8%
- Pour la période 1966-1987 : ADD médullaires : 36%
 ADD cérébraux : 12%
 ADD vestibulaires : 18%

En conclusion , on constate une nette augmentation des ADD médullaires et des ADD cérébraux pour la période 1990-2002 , en contrepartie d'une diminution des ADD vestibulaires .

Ces résultats sont à l'inverse de ce que l'on peut observer en plongée loisir , puisque la généralisation de l'usage des ordinateurs de plongée semble conduire leurs utilisateurs à plonger plus profond et plus longtemps , avec une augmentation des ADD vestibulaires et ostéo-articulaires (tissus lents) au détriment des ADD médullaires (tissus courts) .

Comme le faisait remarquer aussi Frédéric DI-MEGLIO dans un article intitulé :
« les accidents d'oreille interne en plongée sportive » :

« les ADD de l'oreille interne concernent les plongeurs en scaphandre , et surviennent lors de la remontée ou après la plongée . La symptomatologie est essentiellement vestibulaire . Ils représentent une fréquence croissante dans les ADD de la plongée loisir . Les petites accélérations de la VDR en sont l'une des causes principales ... Dans ce type d'accidents , on retrouve une prévalence de près de 70% de foramen ovale perméable (FOP) ... »

Pour conclure sur l'utilisation des tables MN 90 dans la Marine Nationale , on peut remarquer que malgré les nombreuses modifications apportées aux tables GERS 65 pour mettre en place des tables plus sûres : les MN 90 . On dénombre après 12 ans d'utilisation , encore de nombreux ADD . Cependant , l'incidence des ADD dans la tranche 28-42 m a fortement diminué et c'était l'objectif principal pour garantir une meilleure sécurité aux plongeurs, mais le surcroît d'ADD dans la tranche 43-60 m a permis d'engager une réflexion sur l'évaluation de nouvelles procédures de décompression intégrant la réalisation de paliers plus profonds .

Le Dr Bruno GRANDJEAN , médecin dans le service de médecine hyperbare de l'hôpital de la Miséricorde à Ajaccio , a dressé un bilan des différents accidents de plongée déclarés en France entre 1993 et 1997 ainsi que pour les années 2001 et 2002 :

- 1993 : 236 accidents dont 42 étudiés dont 35 ADD
- 1994 : 260 40 29 ADD
- 1995 : 245 47 37 ADD
- 1996 : 260 61 52 ADD
- 1997 : 320 46 42 ADD
- 2001 : 343 65 46 ADD
- 2002 : 291 51 39 ADD

Les ADD sont de très loin , dans les accidents étudiés , les plus fréquents de cette enquête .

En 2001 , sur 46 ADD étudiés :

- 50% sont de type neurologique → 41% d'ADD médullaires
→ 9% d'ADD cérébraux .
- 28% sont de type labyrinthique .
- 22% sont ostéo-articulaire .

En 2002 , sur 39 ADD étudiés :

- 52% sont de type neurologique → 46% d'ADD médullaires
→ 6% d'ADD cérébraux .
- 32% sont de type labyrinthique .
- 16% sont ostéo-articulaire .

A noter qu'au sein des différentes formes cliniques des ADD , plus d'accidents de type médullaire sont recensés . Les ADD labyrinthiques sont en augmentation importante et les ADD ostéo-articulaires en hausse significative .

On retiendra de ce bilan , que malgré la généralisation des ordinateurs de plongée , 70% environ des accidents sont dûs au non respect du profil choisi et que 1 ADD sur 4 est une faute de procédure de décompression : remontée rapide ou non respect des paliers .

Bien que difficilement quantifiable , la fatigue reste certainement un facteur aggravant des ADD , et les plongées yoyo une des causes probables .

Les différents types d'accidents

Types d'accidents	1997	1996	1995	1994	1993
Décompression					
Neurologique médullaire	18	17	26	16	22
Neurologique cérébral	3	13	4	5	8
Labyrinthique	14	11	4	3	1
Ostéo-articulaire	7	11	3	5	4
Barotraumatismes					
Distension de l'estomac	1		1	1	0
ORL					
Cochléo-vestibulaire	1	2	1	3	3
Cochléaire	0	0	2	1	2
Pulmonaire pur	0	6	3	3	2
Avec début de noyade	0		2		
Surpression pulmonaire (neurologique cérébral)	2	1	1	3	0

Plongées exploration, facteurs favorisants

Facteurs favorisants	1997	1996	1995	1994	1993
Fatigue, manque de condition physique	12		7	7	16
Effort pendant et après la plongée	2		12	5	7
Plongée successive	0		0	1	1
Froid	0		0	2	0
Faute de procédure ou incident médical la veille ou dans la plongée précédente					
s'il s'agit de successive	0		1	0	0
Obésité	0		0	1	2
Plongée malgré une inaptitude à la plongée	0		0	1	0

Comme le disait Jean-Pierre MONTAGNON (Président de la CTN : Commission technique Nationale) :

« Il faut insister sur l'apprentissage de la gestion d'air et de la vitesse de remontée , au moins aussi importants que la bonne réalisation des paliers ... »

Bien évidemment , les tables MN 90 ont été actualisées par le CEPISMER (Commission d'Etudes Pratiques d'Intervention Sous la MER) à 2 reprises : en 1994 et 1996 .

La première actualisation en 1994 portait sur l'allongement du tableau 1 des tables « détermination de l'azote résiduel par respiration d'air en surface au niveau de la mer » , afin de considérer des intervalles de surface pouvant aller jusqu'à 12 heures .

Cela entraînait que le plongeur pouvait être en situation de plongée successive jusqu'à 12 heures après la sortie de la plongée initiale .

La deuxième actualisation en 1996 concernait 3 modifications :

- **La VDR du fond au premier palier doit être comprise entre 15 et 17 m/min . Elle ne doit en aucun cas être supérieure à 17 m/min .**

Entre les paliers , la vitesse est fixée à 1 m en 10 secondes , c'est-à-dire que pour passer de 3 m à la surface , le plongeur devra mettre au moins 30 secondes (soit 6m/min) .

- Dans la table , la colonne « durée totale de remontée » est supprimée .
- Pour les paliers avec inhalation d'oxygène : la durée de chacun des paliers à l'O₂ pur est égale aux deux tiers de la durée du palier indiquée par les MN 90 arrondie à la minute supérieure .

Cette réduction n'est appliquée que si la durée totale des paliers réduits à l'O₂ pur est supérieure ou égale à 5 min . Si cette durée est inférieure à 5 min , les paliers sont effectués à l'O₂ pur sans réduction de durée donnée par la table .

A ce jour , malgré les nombreuses modifications apportées aux tables MN 90 afin d'en améliorer la sécurité , on dénombre encore un certain nombre d'accidents de décompression avec respect des procédures préconisées par la table .

La tranche 43-60m reste la plus génératrice d'ADD (1 pour 3000 plongées) .

Malgré tout , on peut affirmer que les modifications mises en place après les GERS 65 ont été bénéfiques et nécessaires en terme de sécurité .

Et bien qu'une modification des MN 90 ne soit pas à l'ordre du jour , il faut bien reconnaître que la majorité des plongeurs utilisent , aujourd'hui , un ordinateur de plongée .

Les tables MT 74 ont , elles aussi , été modifiées , afin de garantir aux travailleurs sous marins , une sécurité maximale .
Cf annexe 2 , un article complet de J-P.IMBERT et du Dr Bernard GARDETTE sur :

« La proposition COMEX pour les tables de décompression du Ministère du travail » .

IV - NOUVELLES HYPOTHESES et EXPERIENCES

En préambule , faisons le point sur les différentes hypothèses actuelles concernant la formation des bulles dans l'organisme lors d'une plongée.

Toute décompression est associée à la présence de bulles .

La présence et la formation de micro bulles veineuses non pathogènes ont été mises en évidence par bien des médecins et spécialistes de la décompression , lors de tests « grandeur nature » sur des plongeurs , pour des plongées avec respect des procédures , et pour des plongées n'ayant pas entraîné d'ADD.

La présence de micro bulles artérielles non pathogènes reste pour le moment assez controversée et tous les spécialistes ne sont pas en accord sur ce sujet .

Il n'en reste pas moins qu'aujourd'hui , plusieurs hypothèses tentant d'expliquer la formation des bulles sont établies .

Lorsque le plongeur s'immerge , ses tissus se saturent (selon la loi de HENRY) .

A la remontée , lorsque la pression ambiante diminue , **des bulles** vont se former dans les vaisseaux sanguins (bulles intra vasculaires) , mais également en dehors , dans les espaces intercellulaires (bulles extra vasculaires) .

Ces bulles se forment au cours de la remontée , lors de la décompression , même si celle-ci est réalisée dans le respect des protocoles de remontée .

Ces bulles sont détectables par Doppler trans-oesophagien , trans-thoracique et trans-pariétal .

Les hypothèses de présence ou de formation des bulles :

- **Les noyaux gazeux (gas nucléi) :** ce sont des bulles extrêmement petites de l'ordre de quelques microns , présentes en permanence dans les tissus et qui pourraient servir d'amorce à la formation de bulles lors de la remontée . Des études aux rayons X ont montré l'existence de poches de gaz dans les articulations des membres et dans la colonne vertébrale , même en l'absence de décompression . Ces poches résultent d'un frottement visqueux entre les tissus en mouvement . Le craquement d'une articulation est la manifestation audible de la présence et de l'éclatement de ces bulles .
- **Le phénomène de cavitation :** des chutes locales de pression , lors d'un Vasalva intempestif , des mouvements brusques , ou des turbulences locales dans les vaisseaux sanguins liées aux battements du cœur , pourraient entraîner la formation de bulles à partir du gaz dissous dans les liquides de l'organisme

- (c'est le même phénomène qu'une hélice de bateau en rotation dans l'eau ... De nombreuses bulles sont générées) .
- **La cinétique du sang** : il a été démontré par le Dr Peter BENNETT que le sang d'une veine isolée dans une éprouvette ne génère pas de bulle , même soumis à une décompression brusque et importante (122 atmosphères) Cela signifierait que le sang doit être en mouvement pour que des bulles puissent apparaître .
 - **Le rôle du CO2 présent dans le sang** : sa présence pourrait amorcer des phases gazeuses . D'où le rôle de l'essoufflement dans la genèse de certains ADD .
 - **Les effets de variations de pression** : toute chute inadaptée de pression ambiante .

Si la remontée est normale (dans le respect des procédures de décompression) une fois formées , ces bulles sont versées dans le réseau veineux puis véhiculées au niveau des poumons .

Elles passent ensuite par l'intermédiaire des capillaires , dans les alvéoles et sont éliminées avec les gaz expirés .

Si la remontée est anormale (**remontée trop rapide** , paliers non effectués ...) les bulles vont grossir par diffusion d'azote dissous , vers le gaz libre de la bulle (théorie RGBM) et également sous l'effet de la loi de BOYLE-MARIOTTE .

Si elles ne peuvent être éliminées totalement par le filtre pulmonaire , elles vont passer dans la circulation artérielle et diffuser dans les tissus où elles provoqueront des lésions . Elles peuvent aussi demeurer dans les capillaires et les tissus .

Il existe cependant 2 cas particuliers à l'origine d'un passage des bulles veineuses dans la circulation artérielle :

Les shunts intra pulmonaires : ce sont des zones localisées du poumon dans lesquelles les petites bronches (bronchioles) sont obstruées et empêcher certaines alvéoles de participer aux échanges gazeux .

Comme ces bronchioles sont desservies par l'appareil circulatoire , les bulles veineuses vont repartir par les capillaires pulmonaires dans la circulation artérielle sans être éliminées .

L'apparition de ces shunts serait favorisé par l'âge , le tabac , les bulles en grande quantité ... Malgré tout , leur rôle n'est pas absolument clair , car il en existe aussi chez certains sujets sains .

Le foramen ovale perméable (FOP) est un orifice situé au niveau de la paroi inter-auriculaire (entre les 2 oreillettes du cœur) .

Il est un reliquat de notre vie fœtale . Il se ferme à la naissance lorsque les poumons deviennent fonctionnels , par le jeu des pressions intra cardiaques . Le sang veineux ne peut plus entrer en contact direct avec le sang artériel dans le cœur .

Chez certaines personnes (30%) il peut rester perméable ou s'ouvrir dans certaines conditions (Vasalva , éternuement violent ...) .

S'il est perméable ou s'ouvre lors de la remontée , des bulles veineuses peuvent passer directement dans le sang artériel , sans passer par le filtre pulmonaire et être expulsées dans l'organisme ... Provoquant ainsi des risques importants d'ADD .

Aujourd'hui la plongée est devenue une activité très populaire qui rassemble un grand nombre de pratiquants .

Parallèlement de gros efforts ont été réalisés pour améliorer la sécurité en plongée , tant dans la conception de l'équipement , que dans la recherche concernant les réactions de l'organisme humain en milieu aquatique .

Les différents problèmes posés par la décompression en plongée ont d'abord été résolus par des stratégies basées sur des procédés expérimentaux , puis « sécurisée » au moyen de calculs mathématiques de plus en plus élaborés .

Les modèles et les profils de décompression ont été adoptés à la suite d'études qui ne prenaient en compte que des échanges de gaz entre le sang et les tissus , et le gaz libre de l'air inspiré .

Afin de bien comprendre la modélisation des différentes tables et logiciels de décompression récents , il faut rappeler de quelle manière ont été modélisées les différentes phases par lesquelles passent les molécules de gaz transférées .

Au niveau alvéolaire , la molécule de gaz est libre . Dès son passage à travers la membrane alvéolo-capillaire elle devient gazeuse . A ce stade , le gaz se présente sous forme de bulles .

La phase dissoute commence au moment du transport et elle est corrélée proportionnellement à la pression , la nature du gaz et la solubilité des liquides . Certaines tables de plongée ont basé leur modélisation sur une saturation et désaturation d'un état libre-libre de la bulle , et d'autres sont basées sur la phase libre-dissoute des bulles .

On sait aussi que les bulles déjà présentes dans l'organisme vont grossir par des phénomènes particuliers , dont le plus connu est la différence du couple tension et pression ambiante dans les tissus . Cette différence peut être calculée et « maîtrisée » par un facteur nommé : gradient .

Certaines tables ou modèles considèrent le gradient (ou coefficient de sursaturation critique : S_c) comme étant la phase critique à laquelle un tissu « accroche » et poursuit sa désaturation .

Alors que le gradient représente une différence de pressions , un autre facteur appelé M-Value (M pour maximum) détermine le seuil critique de saturation d'un tissu avant que celui-ci ne provoque des bulles lors de la désaturation .

En fait , la modification des M-Values revient à gérer le pourcentage qu'un tissu peut supporter .

D'après le Dr WORKMAN , ce type de modélisation se réfère plus au concept de la tension critique , mais a permis toutefois le développement des tables modernes .

En poursuivant le raisonnement en terme de « *noyaux gazeux* » dissous et non de « *bulles en circulation* » , on obtiendra des tables de décompression moins agressives pour l'organisme et qui feront désaturer plus tôt que des tables à gradients .

1 – Le RGBM : Reduced Gradient Bubble Model

Nous avons vu qu'en dehors du phénomène de dissolution des gaz dans les tissus , un autre facteur très important réside dans la formation de micro bulles dans les tissus et le sang , à partir de noyaux pré-existants qui grossissent ou s'écrasent sous l'effet de compression-décompression .

C'est ainsi qu'est né le RGBM , modèle à faible gradient de bulles .

C'est un algorithme mathématique qui prend en compte , à la fois le passage des gaz de l'état dissous à l'état libre et les théories récentes sur les micro bulles évoluant à partir des micro noyaux déjà présents ou probablement produits par l'exercice musculaire .

Il a été développé aux débuts des années 1990 par le Dr Bruce WIENKE (du laboratoire de Los Alamos aux Etats-Unis , considéré comme l'un des meilleurs spécialistes mondiaux de la décompression) .

Ce modèle mathématique est la combinaison la plus récente des modélisations en terme de décompression moderne .

Ce modèle est la réponse à une demande pressante des plongeurs techniques qui désiraient avoir des profils de plongée pouvant intégrer des variations de mélanges et des grandes profondeurs , des paliers profonds et des décompressions à l'O₂ pur basées sur la valeur de la fenêtre oxygène .

Pour ce modèle , la VDR est fixée à 9m/min (30 pieds/min) .

La plongée loisir à l'air a aussi bénéficié de l'avancement scientifique des RGBM pour répondre aux nouveaux comportements des plongeurs face aux profils inversés , à la plongée au nitrox , aux intervalles de surface réduits et aux plongées successives et intensive sur plusieurs jours .

Ce modèle prend en compte également , comme auparavant , chaque gaz séparément dans son calcul de désaturation par intégration des M-Values et leurs états de sursaturation critique .

Le résultat est une approche de la décompression à gradient constant .

En 2002 , le Dr WIENKE collabore avec Mares à la mise au point d'un nouvel algorithme : l'algorithme RGBM Mares-Wienke , prenant en compte les dernières études dans ce domaine .

C'est le premier algorithme à introduire des paliers profonds , permettant ainsi de faciliter l'élimination des micro bulles lors de la décompression .

La bulle possède une couche de molécules de gaz adjacente au tissu externe qui constitue une fine barrière appelée : tension de surface (c'est le phénomène physique qui permet aux moustiques de marcher sur l'eau sans couler ou à une aiguille de flotter à la surface d'un liquide) .

La tension de surface est une sorte de filet élastique , une membrane qui délimite la frontière entre la zone gazeuse et le liquide . La résistance de cette membrane fait que la pression dans la bulle est supérieure à la pression ambiante .

Si la pression du gaz dans la bulle est supérieure à la tension du tissu , alors les molécules gazeuses vont se déplacer de la bulle vers le tissu , diminuant ainsi la taille de la bulle .

Dans le cas contraire , la bulle continue de grossir .

De plus , certaines lois physiques nous apprennent que plus une bulle est petite , plus la différence de pression est grande entre la bulle et l'environnement extérieur .

Ce qui est confirmé par la loi de LAPLACE qui dit : « *la différence de pression ΔP est inversement proportionnelle au rayon de la bulle* » .

A une pression de 0,5 atmosphère plus élevée que la pression externe, les différences de pression créent une situation dans laquelle les molécules de gaz migrent de la bulle vers le tissu très rapidement . La bulle diminue de taille et la différence de pression continue d'augmenter .

Dans ces conditions , la bulle a tendance à s'écraser .

Il est évident par conséquent , que l'idéal serait de conserver les bulles aussi petites que possible , afin que la différence de pression soit plus grande et d'augmenter la vitesse de transfert du gaz de la bulle vers le tissu .

Pour créer des conditions qui conduisent la plus grande partie du gaz contenue dans le corps en phase libre , c'est-à-dire les bulles , à passer aussi vite que possible dans le sang et atteindre la phase de , gaz dissous . Il est donc nécessaire de créer une substantielle différence de pression entre l'intérieur de la bulle et la tension du tissu .

Par conséquent , la remontée doit être optimisée de façon à ce que les bulles ne grossissent pas trop et soient toujours suffisamment petites , en restant plus profond plus longtemps . C'est l'origine des paliers de décompression profonds .

Les modèles de décompression antérieurs à l'algorithme RGBM étaient uniquement des modèles à gaz dissous , établissant que l'échange gazeux était essentiellement fonction du gradient de pression local . Un gradient plus élevé correspondait à une plus grande vitesse d'échanges , dans le respect des paramètres établis par HALDANE . Mais ces modèles ne prenaient pas en considération le phénomène lié à la pression de gaz .

En fait , dans le corps humain , nous pouvons estimer que le gaz présent est à 90% dissous et 10% sous forme de micro bulles .

L'étude de la mécanique et de la cinétique des bulles permet de conserver leur nombre et leur taille dans des limites tolérables et établies .

L'importance des VDR et de descente , sont d'autres particularités intégrées dans l'étude des micro bulles .

Le départ du fond doit être lent , parceque c'est le moment où les premières bulles se forment , puis 10m/min jusqu'au palier profond , puis 10m/min du palier profond jusqu'au palier de décompression près de la surface .

Pendant la descente , il serait souhaitable de descendre rapidement , au moins à 20m/min . Ce comportement permet aux bulles déjà présentes dans notre organisme de subir une réduction de volume , rapide . Ce phénomène est connu sous le nom de « crushing » (écrasement) .

Les modèles RGBM et RGBM-Mares WIENKE tiennent compte de ces dernières théories et vont nous permettre d'augmenter de manière importante les marges de sécurité lors de la décompression .

2 – Le VPM : Varying Permeability Model

Conçu outre atlantique il y a plusieurs années , le modèle finalisé de décompression VPM ou modèle à perméabilité variable , nous permet aujourd'hui de planifier une décompression pour différents types de plongée :

- A l'air
- Multi-gaz
- Successives
- En altitude
- A circuit ouvert
- A circuit 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 ratios de sursaturation

entre tension des tissus et pression ambiante , mais sur des volumes gazeux tolérables par l'organisme .

On ne conteste 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 sûrs et plus proches de la physiologie humaine .

« Cependant , au travers d'une théorie simple représentée par seulement 4 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 détaillées originaux ...

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'améliorations . Nul doute que ses possibilités d'évolution sont encore importantes ... » Eric.C.BAKER

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 ratio peut être un ratio fixe par compartiment : tension/pression ambiante (Haldane , MN 90 ...)

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 ratio peut être simplement une valeur maximale de la tension : M-Values (cf en annexe 3 , un article complet d'Eric.C.BAKER traduit par Jean-Marc BELIN sur les M-Values : « *comprendre les M-Values* ») , en fonction de la pression ambiante sous la forme d'une matrice (WORKMAN) ou d'équations de droite du type : $y=ax+b$ (WORKMAN et BUHLMANN) où

- Y est la valeur de la tension maximale autorisée
- X la valeur de la pression ambiante
- a et b des coefficients établis empiriquement par le concepteur . (a : pente de la droite et b : décalage à l'origine)

Ces modèles (Haldaniens) admettent 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 ne se déchargent) pas à la même vitesse , ces modèles les ont regroupés par compartiments aux vitesses de diffusion homogène (les périodes) .

La décompression est calculée de sorte que la tension des gaz dissous se rapproche du maximum autorisé sans jamais le dépasser . Ce qui a pour conséquence d'autoriser la remontée jusqu'au maximum permis . Les paliers seront donc effectués le plus près possible de la surface .

On génère une grosse sursaturation puis on tente de la gérer pour qu'elle ne devienne pas pathogène .

Ces modèles supposent que les gaz inertes soient 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 .

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 les 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 .

D'ailleurs , de nombreux plongeurs insatisfaits des procédures disponibles ont mis au point et testé de nouveaux protocoles sur eux mêmes avant de les adopter et de les diffuser (paliers profonds par exemple) .

De nombreux chercheurs de l'université d'Hawaï ont jeté les premières bases du modèle VPM dans les années 1970-1980 (tiny bubble model ou modèle de la bulle minuscule) .

Mais c'est David YOUNT qui contribuera le plus au développement du VPM avec ses travaux sur la gélatine et sur des animaux .

(Ses travaux seront repris et modélisés par Bruce WIENKE en 1991 pour donner forme et naissance au modèle RGBM) .

En 1999-2000 , une poignée de passionnés : Eric MAIKEN , Erik.C.BAKER ... ont collaboré avec David YOUNT pour élaborer des codes et algorithmes accessibles pour tous types de plongées et de plongeurs .

Depuis ces 10 dernières années , les plongées nécessitant de la décompression sont devenues monnaie courante dans le domaine de la plongée loisir . Les risques

inhérents liés à cette pratique sont bien connus et cela fait plus d'un siècle que l'on tente de les maîtriser .

Le modèle VPM prend en compte que tout être humain possède un capital initial de micro noyaux ; la distribution de ces noyaux est exponentielle les tissus, quelque soit le compartiment considéré : beaucoup de petits noyaux et quelques gros .

Lors de l'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 et diffusion gazeuse) .

Les expériences ont montré 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 2 manières de calculer selon le paramètre choisi .

Il faut noter que pour des plongées de durée moyenne à longue , les 2 façons de calculer aboutissent au même résultat de profil de décompression .

Le modèle VPM tend à calculer le nombre maximal de bulles « saines » que l'organisme peut tolérer indéfiniment . Mais on ne connaît pas le nombre de noyaux gazeux 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 sollicités 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 sollicité .

Connaissant la distribution des noyaux en fonction de leur taille , on en déduit « le nombre de noyaux excités » et donc le volume gazeux dégagé .

Seront nécessaires pour les calculs :

- le calcul de la tension des gaz dissous
- le rayon minimal de la bulle qu'on peut exciter pour grossir
- la tension de surface du noyau gazeux
- la tension de réduction du noyau
- le volume de « bulles maximal tolérable »
- le temps de régénération des noyaux (2 semaines environ)
- le profil de la plongée : vitesse de descente , de remontée , profondeurs maximale atteinte , temps , gaz respirés ...)

Avec ces éléments , le modèle 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 , dûe à la vitesse de compression . Et au cours de la remontée , il va moduler le gradient

limite de sursaturation (différence entre la tension des gaz dissous et la pression ambiante) pour que des noyaux de rayon inférieur au rayon critique ne soient pas excités .

Pour des plongées courtes , le modèle VPM acceptera que ce rayon critique soit dépassé pendant un laps de temps restreint qui ne permet pas un dépassement du volume critique

Quoiqu'il en soit , ce modèle s'adapte beaucoup plus facilement à des plongées multi-gaz , qu'à des plongées loisir à l'air .

Erik.C.BAKER a récemment mis au point le VPM-B .

C'est la dernière mise à jour du modèle VPM . Le changement principal , comparé à l'ancien modèle , est la prise en compte de la loi de BOYLE-MARIOTTE durant la remontée , qui modifie sensiblement les profils et la remontée .

Le résultat final d'un profil VPM-B comprend : des paliers profonds , mais aussi des paliers moins profonds ressemblant à ceux des modèles Haldaniens .

Il permet aussi des plongées sans palier ou des plongées profondes au recycleur . C'est le modèle à micro bulles le plus récent et le plus précis disponible sur le marché actuellement .

Il ne nécessite aucun facteur de correction des paramètres de profondeur .

C – Cas particulier : Plongée profonde et paliers profonds

- La première raison pour laquelle certains plongeurs « tek » préfèrent concevoir et tester leurs propres tables est qu'ils en sont aptes . Beaucoup d'entre eux ont recours à des outils informatiques qu'ils maîtrisent et qui dépassent de loin ceux 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 est qu'ils ont un accès facile aux algorithmes non conventionnels comme le modèle thermodynamique (HILLS 1966) , le modèle à perméabilité variable (YOUNT et HOFFMAN 1986) ou le modèle de bulles à gradient réduit : RGBM (WIENKE 1991) .

- La troisième raison est que de nombreux plongeurs techniques ne sont pas satisfaits du résultat des algorithmes conventionnels . Il y a le sentiment largement répandu qu'il manque quelque chose , qu'il y a un besoin pour les paliers profonds comme le préconisent LE-MESURIER et HILLS en 1965 , YOUNT et STRAUSS en 1976 , HENNESSY et HEMPLEMAN en 1977 et bien d'autres .

Le modèle VPM que nous venons de voir , préconise des paliers profonds , mais ce modèle a été « calibré » sur les tables de l'US Navy de 1977 ou du Royal Navy Physiological Laboratory de 1968 , qui sont considérées aujourd'hui comme obsolètes et trop agressives .

Un des pionniers qui s'efforça de faire quelque chose concernant les paliers profonds , est le biologiste marin Richard PYLE , qui découvrit tout le bénéfice des paliers profonds en collectant des spécimens ichthyologiques :

« C'est donc évident , ma méthode empirique des paliers profonds a plus à voir avec la physiologie des poissons que celle des hommes ... La première fois que j'ai remarqué les bénéfices évidents sur la plongée des paliers profonds , 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 ... »

La notion de paliers profonds peut paraître paradoxal au premier abord . Pour le néophyte en plongée avec décompression , le principe est de remonter en faisant des paliers le plus proche possible de la surface , en respectant des protocoles de tables bien définis . Maintenant il faut réfléchir en termes de noyaux gazeux et non de simples bulles . Même à la pression atmosphérique , la cavitation des flux sanguins de notre organisme provoque des bulles . Il faut les considérer lors de notre décompression .

Les plongées longues mais peu profondesaturent tous nos tissus lents , alors que les plongées courtes et profondesaturent les tissus rapides mais aussi les lents . Le principe des paliers profonds est de commencer à désaturer dès que le gradient du tissu le plus lent a été atteint , souvent à mi-profondeur ou plus profond lors de plongées multi-gaz .

Ce principe permet de ralentir considérablement la VDR , mais aussi de décharger certains tissus et passer moins de temps dans les derniers paliers . Aujourd'hui , on commence à observer des protocoles de paliers profonds même dans des situations de plongées récréatives (voir IV. 4 : les expériences de DAN)

De nombreux plongeurs « tek » ont constaté une certaine fatigue ,malaise ou somnolence au retour de certains types de plongées avec décompression . Plusieurs plongeurs ont rapporté que s'ils ajoutaient des paliers profonds dans leurs profils de remontée , alors les symptômes post-plongée en étaient considérablement réduits .

Aujourd'hui , les paliers profonds sont source de confusion et controverse ... Et demeure toujours la question de savoir à quelle profondeur devraient se situer ces paliers et combien de temps devrions-nous y rester ?

Les observations empiriques des plongeurs ont abouti 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 . L'analyse complète des profils de décompression qui utilisent des paliers profonds arbitraires , révèle qu'ils sont source de problèmes potentiels . Ceci inclut les arrêts effectués trop profonds , ainsi qu'un allongement inapproprié des derniers paliers pour compenser l'accroissement de la saturation causée par ces arrêts trop profonds .

« 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 d'ADD et MDD) et une décompression économique (montant minimum en temps de palier , en consommation de gaz , en exposition ...) . Les algorithmes conventionnels de gaz dissous (Robert.D.WORKMAN ; 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 ou tissu . Il y a 2 aspects économiques dans cette procédure : on accélère l'élimination des gaz des compartiments courts , tandis qu'on minimise la charge en gaz inerte qui continue de s'accumuler dans les compartiments les plus longs ... »
Erik.C.BAKER

Pour une plongée typique , je descends , je remonte , 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 les plus longs .

Le premier palier s'impose lorsque la charge en gaz inerte est égale ou proche de sa M-Value .

Selon Erik.C. BAKER , les solutions du problème des paliers profonds est de limiter l'amplitude des gradients de surpression .

« En effet , la génèse d'un large et/ou rapide gradient de surpression dans un profil de remontée produira probablement plus de bulles qui mèneront à un stress de la décompression ou à une MDD ... »

En annexe 4 , se trouve la liste (non exhaustive) des logiciels de décompression actuellement disponibles sur le marché .

D – Les expériences de DAN Europe

Un projet de recherche Européen a été lancé par DAN Europe (Divers Alert Network) en collaboration avec d'autres entités internationales de DAN il y a quelques années pour évaluer les différents critères de remontée .

Le Professeur Alessandro MARRONI (Président de DAN Europe) en est le principal investigateur .

De nombreux spécialistes ont émis l'hypothèse que les remontées en plongée sportives étaient trop rapides . Ces remontées entraînent la formation de bulles responsables de possible ADD neurologiques . Ces accidents demeurent peu nombreux mais représentent une statistique certaine .

En dépit des diverses procédures de décompression (tables , ordinateurs de plongée ...) , il a été remarqué que le nombre d'ADD neurologiques (ADD de type II) et MDD reste constant depuis plusieurs années .

Les accidents se produisent dans environ 65 pour 1000 cas signalés à IDAN (International Divers Alert Network) chaque année .

Récemment , la réduction de la VDR de 18 m/min (calculée et adoptée empiriquement en 1956 par la Marine Américaine) et l'adoption d'une vitesse recommandée de 9 m/min a suscité de nombreuses interrogations .

Il a été suggéré que les « tissus critiques » des algorithmes d'ordinateurs pour les plongées profondes et courtes étaient basés sur les tissus dits rapides (5 ; 10 et 20 min) plutôt que sur les lents (40 ; 80 et 120 min) souvent considérés par le passé comme les tissus critiques pour une décompression fiable .

La plupart des ADD en plongées sportives sont de type neurologique et sont liés notamment à la moëlle épinière dont le tissu n'est que de 12,5 min .

De ce fait , il est particulièrement significatif que lors d'une plongée à 30 m pendant 25 min , la moelle épinière sera pratiquement entièrement saturée , et nécessitera un temps de décompression important lors de la remontée .

Lors d'une plongée à 30 m sans arrêt de sécurité à 6 m , un plongeur peut rejoindre la surface en 1,6 min seulement . Si l'on rajoute 3 min à 6 m de palier , ce temps de remontée (donc de décompression) n'augmente que de 4 ou 5 min , ce qui est encore trop court . Cependant , si on ralentit et adopte une VDR de 9 m/min avec un palier à 6 m , le temps de désaturation sera de 8,3 min .

Les études réalisées par A.MARRONI ont montré que les paliers ont plus importance que la simple réduction de la VDR et qu'ils contribuent davantage à l'augmentation du temps de désaturation .

D'autres expériences ont eu pour but de comprendre , prévoir et prévenir l'apparition d' ADD et MDD en optimisant les procédures de décompression et notamment de modifier la remontée selon 3 critères :

- En la ralentissant
- En modifiant la vitesse
- En ajoutant des arrêts

Il est possible de combiner ces variables afin de mieux comprendre les aspects physiques et physiologiques de la décompression .

Si l'on examine la manière dont nous éliminons les gaz inertes dissous , la plupart d'entre nous croyons de manière intuitive que ce processus se déroule sous forme dissoute et nous considérons la formation de bulles comme synonyme d'une décompression à risques .

Cela est sans doute vrai , cependant des quantités d'azote bien supérieures peuvent être transportées sous forme de bulles plutôt que sous forme dissoute . La solubilité de l'azote dans le sang n'est que de 0,000488 mole d'azote par litre de sang . Cela correspond à la même quantité d'azote contenue dans 11 ml de gaz libre ou sous forme de bulles .

De plus , en profondeur , la quantité d'azote contenue sous forme gazeuse augmente directement en fonction de la pression : à 10 m (soit 2 bars ou 2 Atm de pression absolue) , nous serions en mesure de transporter 2 fois plus de molécules dans le même volume de gaz , comparé à la surface où règne une pression de 1 Atm .

Dans les mêmes conditions , l'azote dissous à 2 Atm entraîne une nette réduction du nombre de molécules piégées dans le sang . Ainsi le transport de gaz inerte sous forme de bulle et en profondeur , est une méthode particulièrement efficace pour éliminer les gaz inertes , à condition qu'il n'y ait pas d'effets nuisibles liés

aux bulles et que les poumons soient en mesure d'éliminer celles-ci de la circulation sanguine .

« Bien évidemment , nous sommes convaincus que l'ADD et la MDD résultent de la formation de bulles dans les tissus et vaisseaux sanguins de l'organisme .

La décompression est donc un compromis entre élimination efficace des bulles et formation des bulles ... » Pr A.MARRONI .

En 1996 , J-R.BROOME étudie les effets de la décompression sur 40 cochons lors d'une plongée à 60 m pendant 24 min . La plongée a pour but d'évaluer le nombre et le type d'ADD en fonction des groupes .

Le rythme suivi était soit lent , soit rapide au début de la remontée , puis une remontée linéaire lente vers la surface . Le temps total de remontée étant identique pour les 2 groupes .

La fréquence d'ADD et MDD neurologiques fut de 55% (+1 décès) dans le groupe remontant lentement-lentement . Tandis que la fréquence fut de 25% dans le groupe rapide-lent .

On se rend compte que la méthode de remontée est extrêmement importante .

Mais comment expliquer la différence de 50% d'ADD en moins dans le groupe 2 (rapide-lent) .

Il est possible que la VDR plus lente puisse avoir facilité une plus grande absorption des tissus plus lents responsable d'un grand nombre de cas d'ADD et MDD .

Toutefois , les différences de temps en profondeur étaient minimales et les ADD ne concernaient que les compartiments des tissus rapides .

Une autre possibilité est que la VDR rapide entraîne une élimination gazeuse plus rapide , voir la formation de bulles , mais que , du fait du ralentissement de la VDR ensuite , les bulles soient éliminées avant d'atteindre les phases critiques de la décompression à l'approche de la surface .

Le même effet peut être attribué au palier profond (un arrêt empirique observé lors de la remontée) .

Depuis plusieurs années , les plongeurs techniques ont introduit ce palier de précaution lors de la décompression et les chasseurs de perles d'Okinawa qui effectuent des plongées répétitives se sont rendus compte que ce palier réduisait nettement leur temps de décompression .

Selon A.MARRONI : *« la réalisation d'un palier profond durant une remontée de 25 m peut considérablement réduire l'incidence d'ADD et MDD de type neurologique en plongée récréative ... »*

DAN Europe a voulu vérifier si cette hypothèse pouvait être admise , et a réalisé une étude préliminaire sur 22 plongeurs volontaires , afin d'étudier les effets de différentes VDR et d'un palier profond sur la formation des bulles dans la circulation sanguine .

Ces bulles ont été enregistrées au moyen d'un appareil Doppler et comparées à la saturation des tissus prédite par les ordinateurs de plongée .

Protocole : 2 plongées consécutives à 25 m pendant 25 min pour la première plongée et 20 min pour la deuxième plongée , séparées par un intervalle de surface de 3h30 .

Ce protocole a été répété à plusieurs reprises mais après 7 jours minimum d'intervalle à chaque fois .

Les plongeurs ont suivi 8 profils de remontées différents : des VDR de 3 ; 10 et 18 m/min tout à tour combinés avec une remontée directe sans palier à l'exception de la remontée à 18 m/min pour laquelle le risque était considéré comme trop grand , et un palier unique à 6 m ou des paliers à 15 m puis 6 m . L'enregistrement au doppler précordial a été fait entre 15 min et 48 h après la plongée .

Tableau 1 - Saturation et niveaux de bulles dans les tissus rapides après différents profils de plongée					
Vitesse de remontée	Paliers	Saturation moyenne (%) du tissu 5 minutes	Saturation moyenne (%) du 1er tissu 10 minutes	BSI (ESS/SS)	Temps total de remontée (min)
3 m/min (Profil 2)	Pas de palier	48	75	8.78 / 9.97	8
3 m/min (Profil 5)	6 mètres/5 min	30	60	8.10 / 10.04	13
3 m/min (Profil 8)	15 + 6 mètres/5 min	22	49	3.50 / 4.53	18
10 m/min (Profil 1)	Pas de palier	61	82	7.51 / 8.46	2,5
10 m/min (Profil 4)	6 mètres/5 min	43	65	5.39 / 7.07	7,5
10 m/min (Profil 6)	15 + 6 m mètres/5 min	25	25	1.79 / 2.50	12,5
18 m/min (Profil 3)	6 mètres/5 min	42	60	7.41 / 8.78	6,5
18 m/min (Profil 7)	15 + 6 mètres/5 min	28	55	3.25 / 4.64	11,5

Détail des plongées effectuées par des plongeurs volontaires, avec des vitesses de remontée de 3,10 et 18 mètres / minute sans palier (SS: échelle de spencer; ESS: échelle étendue de Spencer).

Tableau 2 - Les différents profils de plongée et pourcentage de niveau de bulles					
Profil de plongée	BSI (ESS/SS)	% Niveau 0	% Niveau bas	% Niveau élevé	% Niveau très élevé
1-1R	7.51 / 8.46	9,7	63,9	17,4	9,0
2-2R (le pire)	8.78 / 9.97	10,0	50.06	19,4	20,0
3-3R	7.41 / 8.78	16,0	56,2	19,8	8,0
4-4R	5.39 / 7.07	18,6	62,8	10,9	5,7
5-5R	8.10 / 10.04	5,1	65,4	19,2	10,9
6-6R (le meilleur)	1.79 / 2.50	64,7	33,3	2,0	0,0
7-7R (2e meilleur)	3.25 / 4.64	34,50	64,3	1,2	0,0
8-8R (3e meilleur)	3.50 / 4.53	33,30	63,1	3,6	0,0

BSI : Bubble Score Index : 1^{ère} plongée versus successive .

Cette étude a démontré qu'une remontée lente et linéaire (comme le préconisait HILLS) peut produire davantage de bulles qu'une remontée plus rapide comprenant 2 paliers : un palier profond et un palier à faible profondeur . L'étude montre également que la meilleure méthode pour réduire la formation de bulles , consiste à combiner une VDR de 10 m/min , un palier à environ mi profondeur maximale atteinte et un palier à 5 m pendant 3 à 5 min .

Ces observations indiquent qu'il est nécessaire de revoir les stratégies de décompression des tissus rapides afin d'améliorer la sécurité de la plongée . L'introduction d'un palier profond durant la remontée (permettant ainsi de réduire considérablement la vitesse moyenne de remontée) , semble réduire de manière importante le nombre de bulles enregistrées par Doppler , ainsi que la tension d'azote dans les tissus rapides .

A.MARRONI conclut en admettant qu'un palier profond peut fortement réduire l'incidence des ADD et de la MDD de type neurologique . Mais que le chemin est encore long pour déterminer l'usage des paliers profonds de manière optimale .

En effet , on remarque d'après le tableau 2 que le le profil 2 parait le plus dangereux , et le profil 6 , le plus sécurisant .

D'autres expériences ont été réalisées pour DAN , par de grands spécialistes de la décompression . Comme Peter.B.BENNETT , Constantino BALESTRA , Ramiro CALI-CORLEO , Massimo PIERI , Corrado BONUCCELLI , Peter GERMONPRE , sous la tutelle du Professeur Alessandro MARRONI .

Voici quelques uns des résultats , susceptibles d'alimenter le débat sur les critères d'ascension et notamment sur la « bonne » VDR .

Certains résultats sont contradictoires , mais nous permettent de nous rendre compte de la complexité de choisir un bon profil de remontée , le bon profil de remontée s'il y en a un !

(Vous retrouverez dans la bibliographie , les références des études réalisées) .

Deux tendances s'opposent : la remontée constante et très lente (HILLS) et la remontée plus rapide avec des paliers et éventuellement un palier profond (HALDANE) .

Dans les plongées loisirs , nous utilisons beaucoup les tissus courts comme critère de choix lors de la décompression . Or , la VDR concernent davantage les tissus très courts : moins de 12 min .

Les paliers concernant les tissus moyens et lents .

Au fond ou lors de la remontée , les tissus courts permettent d'importantes variations de pression (en effet , sursaturations critiques : Sc ou les M-Values sont plus grandes que celles des tissus longs) , mais , ilsaturent plus vite et différemment par rapport aux tissus longs .

Or , si le gradient de pression augmente , on génère des bulles .

Si la remontée est trop rapide , la formation de bulles devient très importante et le gradient des tissus courts très élevé .

Donc , afin d'éviter ce dégazage massif des tissus courts , on va instaurer une VDR .

Cependant , celle-ci n'est pas suffisante pour permettre à toutes les bulles d'être évacuées par le filtre pulmonaire . Il faut leur laisser le temps de s'échapper , et pour cela , on va instaurer des paliers . (Il faut être conscient que gradient et quantité de gaz dissous sont deux choses bien différentes qu'il faut prendre en compte pour une décompression optimisée) .

Dans l'étude sur l'incidence de la formation des bulles dans la circulation veineuse pour des plongées sportives sans accident (DAN : « *Incidence of asymptomatic circulating venous gaz emboli in unrestricted unevenful recreational diving* ») , on peut voir qu'à l'issue de plongées protocolaires et des résultats de Doppler thoraciques :

- 62,6% des plongeurs n'ont pas de bulles détectées
- 16 % des plongeurs ont des petites bulles , peu nombreuses
- 8% ont des grosses bulles , nombreuses

Et qu'après des plongées successives , 15% seulement des plongeurs n'ont pas de bulles détectées .

De plus , cette étude montre que plus la profondeur est importante , plus on génère des bulles .

De même les variations de la VDR sur de courtes durées , ne créent pas plus de bulles . En d'autres termes une VDR moyennement contrôlée n'est pas préjudiciable pour le plongeur et 30 à 40 min après la plongée , on constate un pic de bulles HBG (High Bubble Gradient) suivi d'un pic LBG (Low Bubble Gradient) .

Les tissus rapides et moyens semblent donc responsables de la formation des bulles .

Plus la tension veineuse d'azote mesurée est importante et plus le nombre de bulles générées est important .

Cette étude suscite cependant des interrogations :

- Faudra-t-il éventuellement corriger les algorithmes des tables et ordinateurs de décompression ?
- Pourquoi y a-t-il un pic de bulles 30 à 40 mn après la plongée ?
- Pourquoi existe-t-il des différences entre la quantité de bulles : LHG , MGH et HGB ?
- Faut-il ralentir la VDR au fond , et l'accélérer au voisinage de la surface ? Ou faire l'inverse comme on le préconise actuellement ?

Dans une autre étude concernant le dilemme sur la VDR : « *vitesse instantanée ou VDR moyenne , laquelle choisir ?* »(DAN : « *The speed of ascent dilemma : instant speed of ascent or time to surface , which one really matters ?* ») on a étudié l'influence sur la production de bulles dans le tissu directeur en fonction de différents profils de remontée (moyenne de plusieurs VDR différentes , ajout d'un palier profond ...) , que l'on a mesuré avec un Doppler .

Mettant en évidence que le degré de bulles est très variable d'un individu à l'autre et que les paliers profonds réduisent la quantité de bulles produites .

Dans une troisième étude sur le thème : « *quelle VDR pour la prévention de la MDD* » , (DAN : « *What ascent profile for the prevention of decompression sickness ?* ») , on peut voir que lors de plongées en milieu naturel (25 m pendant 25 min puis 3h30 plus tard , 25 m pendant 20 min) , avec des profils de remontées différents et un suivi au Doppler trans-thoracique , chez 37% des plongeurs , on ne détecte pas de bulle , sur 25,4% on peut mesurer peu de bulles ,

sur 12% des plongeurs beaucoup de bulles et sur 2,4% des plongeurs énormément de bulles . Et qu'après des plongées successives , seulement 15% des plongeurs n'avaient pas de bulles détectées .

Mais aussi que lors de plongées en caisson , on pouvait ne pas avoir de bulle avec une VDR de 25m/min et des bulles en quantité importante avec des VDR plus faibles !

Ou encore qu'une remontée à 3m/min sans palier donne de très mauvais résultats alors qu'une remontée à 10 m/min des résultats intéressants et qu'une remontée à 18 m/min des résultats moyens (sur la production de bulles) .

En conclusion , cette étude permet de confirmer que l'ajout d'un palier à mi-profondeur permettant une réduction importante de la VDR , réduit la production de bulles . Alors qu'une remontée linéaire (comme le préconisait HILLS) , engendre la production d'un grand nombre de bulles .

Que la majorité des ADD de type neurologique se produisent sur des tissus courts (12,5 min en moyenne) .

Mieux vaut pour un temps de décompression identique , remonter rapidement aux paliers et faire « plus de paliers » , que de remonter plus lentement jusqu'au premier palier .

10 m/min semble la meilleure VDR pour un palier profond .

Comme on peut le constater , toutes ces études sont intéressantes , mais il devient extrêmement difficile d'être sélectif . Certaines études ayant montré des résultats contradictoires .

Ce qu'il faut retenir néanmoins , c'est qu'aujourd'hui , il faut réduire la VDR afin de permettre aux tissus courts de se décharger en gaz inerte (pour nous plongeurs sportifs , ce sont les seuls qui soient primordiaux pour la décompression) , mais pas trop car on finit par se pénaliser . En effet , en rallongeant le temps de la remontée , on impose aux tissus longs de continuer à se saturer . Il semble que 10 m/min soit une vitesse acceptable .

Mais pour optimiser notre remontée , il faut aussi instaurer des paliers un peu plus profonds , autour de 6-4 m plutôt qu'à 3 m et si possible , idéalement inhaler de l'oxygène .

L'objectif d'une décompression plus adaptée est de réduire au maximum la formation des bulles , vecteur d'ADD .

Une dernière remarque importante : aujourd'hui avec l'arrivée des ordinateurs de plongée , on constate une diminution du nombre d'ADD neurologiques , au détriment des ADD de l'oreille interne .

V – LES ORDINATEURS DE PLONGEE

Qu'il s'agisse des tables ou des ordinateurs de plongée , chaque protocole de décompression se base , sur une ou plusieurs , pour certains ordinateurs , VDR établies qu'il convient de respecter afin de ne pas invalider le protocole utilisé .

Dans cette optique incontournable , il faut distinguer les tables des ordinateurs . L'utilisateur d'une table de plongée se doit de respecter précisément la vitesse imposée par la table (ni plus vite , ni moins vite) . En effet , le calcul des paliers de décompression se base sur cette vitesse . En ne la respectant pas , le plongeur sort du schéma prévu et n'a pas alors le moyen de calculer correctement ses paliers .

Utiliser un ordinateur pour sa décompression donne plus de liberté . En effet , il est grandement déconseillé d'excéder la vitesse préconisée par la machine , mais cependant , il est possible de remonter plus lentement .

Dans ce dernier cas , l'ordinateur continue les calculs , établit une décompression appropriée et gère ainsi convenablement la remontée .

Il devient alors possible de faire des remontées lentes afin de minimiser les variations de pression , et donc la formation des bulles , mais la garantie n'est pas totale , car on peut ainsi sortir du champ d'application du concepteur .

Certains ordinateurs proposent même des VDR variables en fonction de la profondeur atteinte (plus on est profond , plus on peut remonter rapidement sur la partie profonde de notre plongée) .

En effet , la plupart des algorithmes qui équipent les ordinateurs , imposent que pour une période de temps donnée , le plongeur ne doit pas dépasser une certaine variation de pression .

Or , la variation de pression n'est pas linéaire , en fonction de la profondeur (la pression est multipliée par 2 entre 0 et 10 m , par 1,5 entre 10 et 20 m , par 1,33 entre 20 et 30 m ...) .

Il est donc possible , en conservant la même variation de pression , de remonter plus vite lorsque l'on se trouve au fond que proche de la surface .

De plus , le phénomène de la fenêtre oxygène nous le confirme physiologiquement .

A la base d'un ordinateur de plongée , il y a un programme de calcul de modélisation défini à partir de travaux scientifiques sur la décompression , confirmé ou modifié par les statistiques dont on dispose aujourd'hui : DAN , DCIEM ...

Le tout est ensuite transformé en programme informatique . L'algorithme ainsi obtenu sera alors incorporé dans un microprocesseur ainsi que le programme qui gère l'affichage et les mémoires (entre autres ...).

Certains algorithmes se retrouvent dans différents modèles d'ordinateurs :

- UWATEK utilise un modèle issu des travaux de BULHMANN le ZHL 8 ADT et en possède l'exclusivité : (ZH pour Zurich ; L pour limits ; ADT pour adaptatif (c'est-à-dire qu'il peut prendre en compte pour les calculs , des paramètres variables comme la température de l'eau , la ventilation du plongeur ...) ; 8 pour le nombre de M-Values) .

Ce modèle a été modifié en version MB pour les Aladin Smart .

- SUUNTO utilise traditionnellement un modèle issu des travaux de SPENCER à 8 ou 9 compartiments , modifié en version RGBM pour toute la gamme actuelle .

- Les travaux de SPENCER servent aussi au constructeur OCEANIC après modifications issues des recherches de ROGER et POWELL ; ainsi qu'aux constructeurs MARES et DACOR après modifications « maison » .

- SEAC et CRESSI font appel à un modèle développé par SEIKO sur les travaux de BULHMANN le ZHL 16 , modifié à 9 compartiments pour la cause .

Ce qu'il est intéressant de voir sur ces différents modèles d'ordinateurs de plongée présents sur le marché , c'est la grande variabilité des VDR préconisées pour la décompression :

- Soit une VDR constante depuis le fond , jusqu'au premier palier . Dans ce cas là , les vitesses s'échelonnent de 6,5 m/min pour la plus faible à 18 m/min pour la plus rapide .
- Soit des VDR variables en fonction de la profondeur des plongées (plus rapide sur la partie profonde de la plongée , et plus lente sur la partie proche de la surface) , et dans ces cas là , les vitesses sont comprises entre 7 à 20 m/min .

Un test en laboratoire a été réalisé en 2004 (revue : « Plongeurs International » N° 62 mai 2004) sur 4 plongées simulées en caisson avec tous les ordinateurs disponibles sur le marché au moment du test .

Les plongées étaient les suivantes :

- P1 : 30 m ; 30 min
- P2 : 20 m ; 40 min (intervalle de surface de 3 heures environ)
- P3 : 40 m ; 20 min (le lendemain)
- P4 : 20 m ; 40 min (intervalle de surface de 3 heures environ)

Voici quelques unes des observations faites après ces 4 plongées (plongées type d'un week end « commun ») , afin d'alimenter encore un peu la réflexion sur la VDR et la décompression .

Les temps de remontée peuvent parfois varier de plus ou moins une minute sur les ordinateurs utilisant le même algorithme . Les afficheurs des ordinateurs ne prennent pas en compte les secondes , ainsi 1 min 59s s'affichera 1 min et 2 min 01s s'affichera 2 min . A une seconde près , l'affichage peut donc « sauter » une minute !

Les modèles remontant le plus lentement sont aussi les plus conservateurs . (En configuration standard , c'est le modèle SUUNTO RGBM qui reste le plus conservateur suivi du modèle MARES RGBM) . L'accroissement du conservatisme s'explique par la VDR ramenée à 10 m/min et par le palier de sécurité de 3 min à 3 m proposé par l'ordinateur une fois la décompression terminée .

Pour les plongées en dessous de 30 m , le modèle MARES RGBM propose 1 min d'arrêt à mi-profondeur . Une sorte de palier profond , qui n'est qu'une proposition dont le non-respect n'entraîne pas de réaction particulière de l'ordinateur .

Les OCEANIC restent les moins conservateurs dans ces tests , même pour pour les plongées multi-niveaux .

Pour les plongées multi-niveaux (le plongeur descend à 40 m par exemple , y reste jusqu'au moment où l'ordinateur indique 0 min pour le temps restant sans palier . Le plongeur remonte alors de 5 m à vitesse contrôlée , soit à 35 m , y reste jusqu'à épuisement du temps restant sans palier et ainsi de suite jusqu'à 10 m de profondeur , où il remonte alors à vitesse contrôlée en suivant les indications de son appareil électronique) .

En principe , on ne devrait pas effectuer de palier . Et pourtant certains modèles imposent un palier de sécurité à 3 m .

Pour ce type de plongées , bien que l'on aurait pu penser que les ordinateurs les plus conservateurs feraient sortir de l'eau plus tôt , ce n'est pas le cas .

Les différences de VDR des algorithmes , qui inversent la tendance à certaines profondeurs , modifient nettement les temps de remontée .

Pour le SUUNTO RGBM et MARES RGBM , le palier de sécurité préconisé par les algorithmes impose un arrêt à 3 m . Ce qui , à profil identique , entraînent la sortie du plongeur 3 min plus tard .

Deux remarques intéressantes encore :

- Après une série de 4 plongées (P1 à P4) , en mode « durci » , les UWATEC SMART et SUUNTO RGBM imposent respectivement 4 heures et 2 heures de paliers !
- Sur une plongée à 40 m avec une remontée catastrophe sans aucun arrêt , par le passé , certains calculateurs se bloquaient ou interdisaient la plongée pour un temps donné .
Et bien sur une plongée à 40 m , 10 min au fond , une remontée catastrophe en surface en 1 min , 2 min de surface et redescende à mi-profondeur pour 5 min de palier et reprise de la décompression , les ordinateurs testés (actuellement sur le marché) ne sanctionnent cet incident qu'en prenant en compte des les calculs , une profondeur de 40 m pour une durée de 18 min (10+1+2+5) !

Aujourd'hui , quelles sont les véritables consignes théoriques et pratiques en matière d'enseignement et d'utilisation des différentes procédures de décompression (tables ou ordinateurs de plongée) ?

- A quelle vitesse doit-on descendre ?
- Diminue-t-on la VDR de la table MN 90 ?
- Applique-t-on la ou les VDR imposées par les ordinateurs ?
- Comment gérer en palanquée , l'utilisation concomitante des tables MN 90 et des ordinateurs ?
- Comment adapté les profils de plongée ?
- Comment gérer une remontée catastrophe : on retourne à mi-profondeur absolue ou on redescend à 12 ou 15 m de profondeur maximum ?
- Faut-il utiliser de l'oxygène aux paliers ? En surface ?
- Comment gérer juridiquement les responsabilités en cas d'accident , si les VDR des ordinateurs de la palanquée sont différents ?
- Etc ...

Il reste encore beaucoup de flou et d'incertitudes sur le « bon » protocole de remontée . Mais ce protocole existe-t-il ?

Les recherches continuent et les découvertes sur les mécanismes de la décompression se complexifient au fur et à mesure .

VI – PERSPECTIVES : AVIS DES EXPERTS

Dr Vincent SOUDAY : département de réanimation médicale et médecine hyperbare du CHU d'Angers .
Administrateur de Medsubhyp.

« Il n'existe pas beaucoup d'études publiées et fiables sur le plan scientifique (soumises à un comité de lecture d'experts) sur les conséquences de la VDR lors de la décompression ... »

« La marine a publié ses résultats après 12 ans d'utilisation des MN 90 et une étude sur les paliers profonds en septembre 2004 . Il est clair qu'il n'y aura pas de nouvelles tables de plongées en 2005 ou 2006 ... »

« Quant à la VDR , il n'y a pas de modifications envisagées pour le moment ... »
(Mail du 17 juin 2005) .

Dr Jean-Eric BLATTEAU : centre d'expertise médicale du personnel plongeur de la marine (CEMPP de Toulon) .

« Il est extrêmement difficile de comparer , de focaliser sur les VDR . On compare en fait toute la procédure de décompression très souvent . Aujourd'hui , personne ne peut dire qu'elle est la bonne VDR . Les MN 90 et les MT 92 proposent 2 procédures différentes et fiables , mais l'une impose beaucoup plus de paliers , mais avec une VDR de 9 m/min .

Il faut de toute manière une table , une procédure pour une population particulière : militaire , loisir , travaux sous marins ...

Quoiqu'il en soit , pour des plongées sans palier ou avec paliers , on génère moins de bulles avec une VDR de 10 m/min (vitesse de la plupart des ordinateurs de plongée) . Mais les preuves sont peu nombreuses et aujourd'hui les militaires plongent avec une procédure leur imposant une VDR de 15 m/min .

Pour la tranche 0 – 30 m , on dénombre un ADD pour 30000 plongées .

Pour la tranche 30 – 60 m , un ADD pour 3000 plongées .

Les prochaines améliorations en terme de sécurité se feront pour cette tranche de profondeur avec peut être des paliers profonds ?

Actuellement les recherches s'orientent sur un autre modèle de décompression .

L'amélioration des MN 90 est en cours , mais il n'y a pas de nouvelles tables prévues . Il est possible que pour la plongée profonde à l'air (30 – 60 m) hors successives , le recycleur soit proposé .

Les tables les plus sécurisantes aujourd'hui restent les MT 92 ... »

(Mail du 22 juin 2005) .

Dr Pierre LOUGE : Centre d'expertise médicale du personnel plongeur de la marine (CEMPP de Brest) .
Secrétaire adjoint de Medsubhyp .

« Le débat actuel repose sur le gain de sécurité avec une VDR lente :10-12 m/min versus 15-17 m/min .

En fait , le débat n'est pas si simple , puisqu'il faut prendre en compte pour évaluer la « bonne » VDR , la profondeur de la plongée . En effet , si l'on prend les travaux de A.MARRONI pour le DAN , une vitesse lente est moins génératrice de bulles . Mais il s'agit de plongée n'excédant pas 40 m .

En revanche , une expérimentation par comptage de bulles dans la Marine Nationale avec de nouvelles tables préconisent une VDR lente ET un palier profond calculés par la COMEX (B.GARDETTE et J.P.IMBERT) pour des tranches 40 – 60 m montrent qu'elles sont moins génératrices de bulles que la MN 90 .

En réalité , on note : la remontée lente est adaptée pour des « petites » profondeurs (là où le risque d'accidents est le plus faible : 1 pour 30000 plongées) mais ne convient pas pour des plongées plus profondes au-delà de 40 m (là le risque d'accidents est de 1 pour 3000 plongées) .

Sur ce point , pour le moment , la COMEX n'a pas de solution et nous (plongeurs militaires) nous restons sur des tables à VDR plus rapides .

Une solution pourrait être une VDR variable en fonction de la profondeur ... »
(Mail du 21 juin 2005) .

Jean-Marc BELIN : Responsable sécurité de réseaux informatiques .
Instructeur Régional .

« Les modèles Haldaniens n'ont jamais prédit la VDR . En théorie , on devrait même pouvoir remonter à pleine vitesse jusqu'au premier palier . En réalité , ce n'est que l'expérience qui a défini la vitesse , celle-ci ayant d'ailleurs beaucoup évoluée avec le temps .

Pour les modèles à bulles comme RGBM et VPM , la vitesse n'est pas codifiée en tant que telle , mais les paliers profonds imposés par ces modèles reviennent un peu à ça .

Il n'y a qu'en plongée professionnelle à saturation que la VDR a vraiment un sens . Il n'y a qu'un gaz à gérer et tous les tissus sont saturés . Il ne reste plus qu'à trouver la bonne vitesse de décompression (environ 50 min/m jusqu'à 15 m puis 60 min jusqu'à la surface) ... »

(Mail du 16 juin 2005) .

Jean-Pierre IMBERT : IATND instructeur et BEES 2 .

Spécialiste des mélanges et de la décompression .

Consultant pour la FFESSM et la revue Octopus .

« Il est nécessaire de revoir les profils de plongée pour les plongées profondes , disons au-delà de 40 m , surtout pour des temps très courts .

Cette modification de profil comporte d'abord une vitesse linéaire plus lente pour remonter au premier palier . Les vitesses actuelles utilisées sont de l'ordre de 9 m/min .

Elle comprend ensuite l'apparition de paliers plus profonds ; encore faut il justifier ces paliers par un modèle et les calculer !

Les paliers à mi profondeur ne sont qu'une approximation de ce qu'il faudrait faire ;

Les nouveaux modèles basés sur le VPM , à savoir le RGBM et V-PLANNER , donnent , à mon avis des paliers trop profonds qui sont la source de problèmes .

En conclusion : pas de prochaines tables Françaises éditées avant longtemps... »

(Mail du 18 juin 2005) .

Jean-Claude LE-PECHON : Ingénieur conseil en hyperbarie et biochimiste .

Moniteur national FFESSM .

« La prise en compte de la VDR lors de la décompression est indispensable .

Si l'on regarde les travaux de DAN Europe et ceux de la Marine Nationale , ils ne comparent pas la même chose , et les différents critères pris en compte sont différents . Ainsi on peut se rendre compte que :

- Si l'on remonte moins vite , on génère moins de bulles .
- Mais si l'on remonte en faisant les mêmes paliers , mais avec des VDR différentes , on crée plus de bulles .

Donc on ne peut pas conclure en disant que la réduction de la VDR est directement liée à la réduction du taux de bulles produites .

17 m/min qui est la vitesse longtemps retenue pour les MN 90 , ne correspond à rien de concret et ne permet pas des calculs faciles (c'est un nombre premier non divisible) .

Alors que 18 m/min (établie non scientifiquement par les Américains) correspond quand même à 1 pied par seconde et l'idée était de remonter plus vite pour ne pas trop charger les tissus longs . Or , si l'on remonte vite , on crée des gradients , grand vecteur de bulles ... On va donc le payer plus tard après la plongée .

Tout changement de pression entraîne un stress , lui-même à l'origine de bulles , dès qu'il y a sursaturation , on crée des bulles et dès qu'il y a cavitation , on crée encore des bulles .

Mon avis est que : 15-17 m/min est beaucoup trop rapide , 9-12 m/min est une bonne VDR et 6 m/min me semble trop lent et entraîne une augmentation trop importante des paliers .

Les VDR variables semblent une bonne idée . Sur la partie profonde , une VDR plus rapide (couverte par la fenêtre oxygène) 15-18 m/min , puis 9-12 m/min jusqu'au palier .

Le palier à 3 m est à bannir , le faire à 6 m , puis remonter lentement en 2 min de 6 m à la surface .

Je préconise une décompression à l'O₂ ... »

(Contact téléphonique le 27 juin 2005) .

Jean-Louis BLANCHARD : Président de la CTN et instructeur national .

Professeur à l'université d'Avignon .

« Le sujet de la VDR est fort vaste et peut être traité à des niveaux simples ou très complexes car il est en prise direct avec celui des modèles de décompression (eux-mêmes étant un très vaste sujet , en plein devenir) .

J'attire toutefois l'attention sur la « mode » des VDR trop lentes ... Et que trop de lenteur finit par nuire .

Les 4 années d'études menées conjointement par la Marine Nationale , la COMEX et quelques consultants experts dans le domaine de la décompression , ont « accouché » du fait que les nouvelles tables air de la Marine Nationale , seront les ...MN 90 !

La démonstration statistique après exploitation des bases de données ont montré que 15 m/min c'est très bien et qu'en inter-palier puis entre le dernier palier et la surface , on remonte très lentement à 6 m/min .

En résumé : plongées air ou nitrox : 15 m/min et plongées trimix : 10 m/min .

(Mail du 20 juin 2005) .

VII – CONCLUSION : ETAT DES LIEUX

Comme nous avons pu le voir , la VDR intervient dans toutes décompressions , et demeure une donnée essentielle de la sécurité du plongeur . Outre les paliers , la VDR est déterminante pour des plongées sans incident .

Aujourd'hui la compréhension des mécanismes complexes de la décompression semble s'éclaircir avec l'évolution des techniques (DOPPLER , logiciels informatiques ...) et les perspectives à venir semblent prometteuses malgré la difficulté de modélisation de la physiologie humaine , très dépendante des paramètres extérieurs .

Quoiqu'il en soit , la tendance actuelle va dans le sens d'une diminution de la VDR mais dans des proportions raisonnables et l'introduction d'un palier plus profond (6 m) pourrait optimiser la décompression , qui aujourd'hui a pour but de réduire au maximum la formation de bulles .

Malgré tout , l'ordinateur de plongée s'est généralisé et les tables de décompression mises progressivement au placard .

L'ordinateur a permis de réduire les ADD neurologiques (médullaires et cérébraux) , mais au détriment des ADD de l'oreille interne .

Il est important de rester attentif à la pratique , aux techniques et aux conseils des différents experts de la décompression et de la médecine hyperbare , et de ne pas improviser sa pratique , et il faudra toujours :

- Eviter les profils à risque .
- Abandonner les 17 m/min pour les 15 m/min .
- Ne pas remonter trop lentement .
- Respecter les vitesses prescrites sur les ordinateurs et être attentif aux éventuels paliers profonds affichés .
- Connaître le champ d'application de son ordinateur .
- Eviter les innovations personnelles sans connaissances .
- Eviter de mélanger les procédures .

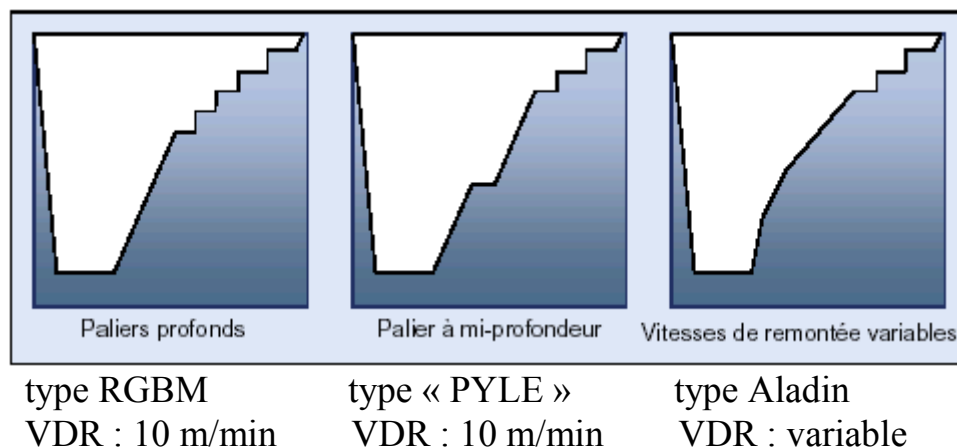
On enseigne malheureusement encore trop souvent dans certains clubs que la bonne VDR est celles des petites bulles expirées par le détenteur . Mais une petite bulle va grossir sous l'effet de la loi de MARIOTTE lors de la remontée et de ce fait accélérer . A moins que sous l'effet de l'augmentation de taille , elle ne se déforme et s'aplatisse et donc qu'elle finisse par ralentir à cause des frottements dans l'eau !

C'est un instrument imprécis qu'il est préférable de remplacer par un apprentissage sérieux en situation , afin de s'entraîner régulièrement à **RESSENTIR** sa VDR .

Quant aux nombreux modèles de décompression plus ou moins fiables disponibles sur le marché , nombre d'entre eux ne sont pas approuvés par les experts et hautes instances , tant il reste d'hypothèses , questions et incertitudes.

Actuellement , différentes méthodes de désaturation occupent la scène de la décompression . Certaines sont de type néo-haldanien , d'autres de type RGBM-VPM .

On y retrouve les profils suivants :



Les tables HALDANIENNES présentent une grande souplesse d'adaptation , basées sur le principe d'une approche plus ou moins rapide des zones critiques de désaturation optimale , ne considérant pas toujours la VDR ainsi que le diamètre des bulles , puisque les équations ne s'appliquent qu'aux gaz dissous et non aux gaz libres pour lesquels elles sont erronées .

Une VDR à 15 m/min suivie d'un ralentissement prononcé est aussi efficace qu'une remontée uniforme à 10 m/min .

Un palier à 6-7 m est presque , à temps égal , aussi pertinent qu'un palier à 3 m . On peut comprendre les mécanismes ci-dessus , car les bulles , toujours présentes mais non prises en compte , peuvent s'éliminer lors du ralentissement de la VDR avant d'atteindre des phases critiques à l'approche de la surface et là intervient le palier à 6 m conseillé .

Le palier profond type « PYLE » a pour effet de réduire la vitesse ainsi que les pics de sursaturation qui auraient tendance à favoriser le grossissement des bulles : on s'arrête avant que le gradient tension-pression ambiante ne devienne trop important et cet arrêt tempore en plus l'effet BOYLE-MARIOTTE .

Outre quelques améliorations , ces tables servent également de base pour le calcul des tensions dans les compartiments comme support aux algorithmes à bulles .

Les adaptations actuelles « personnalisées » se résument à éviter de s'approcher des zones critiques de désaturation (80% de M-Value , Sc plus faibles ...) en modifiant les paramètres dans le logiciel .
D'autres éléments comme la température , l'essoufflement , la forme physique sont pris en considération et **même la VDR peut être modifiable** .

Mais les plongeurs pratiquent déjà empiriquement ces accommodations .
La table MN 90 à 15 m/min et la table MT 92 à 9-12 m/min qui elle , bénéficie d'un ajout « volume de bulle critique » , restent toujours fiables surtout pour les profondeurs inférieures à 40 m (1 ADD pour 30000 plongées) .
Les tables BÜLHMANN à 10 m/min , PADI limitées en profondeur et temps avec une VDR à 18 m/min , sont aussi intensivement utilisées .

Pour toutes ces tables , il est toujours conseillé de pratiquer un palier de 2 à 5 min entre 5 et 7 m de profondeur et de bien ralentir entre les paliers et avant de faire surface .

Il serait aussi souhaitable d'utiliser l'oxygène au palier dès 6 m , car celui-ci augmente la vitesse de désaturation et réduit les bulles par diffusion d'azote de la bulle vers le tissu environnant chargé en oxygène , donc , avec une tension minimale en azote .

Les tables à bulles : en application depuis des années , les techniques de désaturation qu'elles engendrent semblent sûres . Elles ne se présentent pas toujours sous forme de tables , mais seulement dans les algorithmes des ordinateurs de plongée . Nous n'avons à notre connaissance , aucun résultat statistique publié .

Elles contrôlent systématiquement le grossissement des bulles en adoptant une VDR réduite . N'oublions pas que la « bonne » VDR sans symptôme , sans palier selon HILLS était de 0,5 m/min pour des plongées à 50 m !

Actuellement , les concepteurs des modèles de décompression de cette catégorie restent sur leur position : la remontée s'effectue à une vitesse inférieure ou égale à 10 m/min et la théorie le démontre ; il faudrait même encore ralentir la VDR , ce qui représente une énorme difficulté pratique .

Cette vitesse lente serait le seul moyen d'assurer une garantie totale lors de la phase de remontée . La charge en gaz dissous serait fortement augmentée ce qui nécessiterait plus de paliers .

Aujourd'hui personne ne sait quelle est la « bonne » vitesse de remontée . En pratique , elle pose aussi le problème de l'homogénéité de la palanquée en raisons des décalages entre les plongeurs à l'arrivée au premier palier et sur un plan juridique , en cas d'accidents éventuels durant la remontée .

On préconise systématiquement de fixer la VDR , ainsi que le protocole de décompression associé avant la plongée .

Il est évident que le sujet de ce mémoire aurait pu être traité laconiquement : « Rien à signaler en ce qui concerne la VDR , elle est choisie arbitrairement » . Et le fait d'en savoir un peu plus , n'apporte pas de certitudes .

Aussi , attendons les prochains bilans , restons vigilants pour la mise en pratique immédiate de la dernière procédure « à la mode » , soyons au courant des recherches actuelles qui intéressent particulièrement la plongée profonde .

Pour l'instant nous conservons les tables MN 90 au sein de la FFESSM : suite à une étude peu probante sur l'introduction de palier profond et/ou d'une VDR réduite sur des immersions profondes , la Marine Nationale n'apporte aucune modification des MN 90 .

Et pour sourire , nouvelle ou à venir , nous n'avons pas attendu la méthode miracle de décompression pour découvrir raisonnablement avec simplicité et enthousiasme les merveilles et les joies de la plongée sous marine .

BIBLIOGRAPHIE

AARON-PERETZ.J ; ADIR.Y ; GORDON.C-R ; KOL.S ; GAL.N et MELAMED.Y : « Spinal cord decompression sickness in sport diving » Arch Neurological 1993 ; 50 : 753-756 .

ALERT DIVER Magazine : BENNETT.P-B : « No fast ascents » 1995 ; « rate of ascent revisited » 1996 ; « More on slow ascents » 1997 ; « Be safe . Take a slow ascent for exit » 1998 ; « Putting on the breaks » 2001 ; « What happened to Haldane » 2002 .

AUBERT.R : « La décompression » Mémoire d'instructeur régional . Edition N°10 , mai 2004 .

BAKER.E ; MAIKEN.E-B ; REINDERS.D et YOUNT.D : « VPM : Varying Permeability Model » . Traduit par J-M.BELIN fevrier 2002 .

BAKER.E : « Clarifier la confusion régnant autour des paliers profonds » Traduit de l'Anglais par J-M.Belin , janvier 2001 .

BAKER.E : « Understanding M-Values Immersed » Vol 3 , N°3 , 1998 .

BAKER.E : « Comprendre les M-Values » Traduit par J-M.Belin octobre 1999 .

BEHNKE.A-R : « Decompression sickness following exposure to high pressures » In Decompression sickness . Edited by Fulton.JF , Philadelphia , P.A : Saunders 1951 pp 53-89 .

BELIN.J-M : « Les dessous de la décompression » Novembre 2002 .

BELIN.J-M : « Les logiciels de décompression » Mars 2002 .

BENNETT.P-B et ELLIOTT.D-H : « The physiology and medicine of diving » London : WB.Saunders 1993 .

BENNETT.P-B ; MARRONIA ; BALESTRA.C ; CALI-CORLEO.R ; GERMONPRE.P , PIERI.M et BONUCCELLI.C : « What ascent rate profile for the prevention of decompression sickness ? 1 : Recent research on the Hill/Haldane ascent controversy » DAN Europe's project SAFE DIVE 2002 .

BERT.P : « La pression barométrique » Ed Masson 1878 .

BLANCHARD.J-L : « Une histoire de l'évolution des concepts de décompression » Revue sport et médecine mai 1996 .

BLATTEAU.J-E ; GUIGUES.J-M ; HUGON.M ; GALLAND.F-M ; SAINTY.J-M et MENU.J-P : « Plongée à l'air avec la table de décompression MN 90 . Bilan de 12 années d'utilisation par la Marine Française : à propos de 61 accidents de désaturation de 1990 à 2002 » Revue Science et sports 20 : 119-123 , 2005 .

BOVE.A : « Risk of decompression sickness with patent foramen ovale » Undersea Hyperbaric Medicine 25 : 175-178 , 1998 .

BOVE.A ; HALLENBECK.J-M ; ELLIOTT.D-H : « Circulatory responses to venous air embolism and decompression sickness in dogs » Undersea Biomedical Research 1974 , 1 : 207-220 .

BRIAN.J-E : « Gas exchange , partial pressure Gradients , and Oxygen Window » Traduit par J-M.Belin octobre 2001 .

BROOME.J-R : « Reduction of decompression illness risk in pigs by use of non linear profiles » Undersea Hyperbaric Medicine 1996 , 23 : 19-26 .

BROOME.J-R ; DUTKA.A-J et McNAMEE.G-A : « Exercice conditioning reduces the risk of neurologic decompression illness in swine » Undersea Hyperbaric Medicine 22 : 73-85 , 1995 .

BROUSSOLLE.B : « Physiologie et médecine de la plongée » Ed Ellipses 1993

BRUBAKK.A-O : « Endothelium and bubble injury : The role of endothelium in decompression illness » Departement of circution and medical imaging , Norwegian University of Science and technology , Norway 2003 .

BUHLMANN.A-A : « Decompression-Decompression Sickness » Berlin : Springer-Verlag 1984 .

BUHLMANN.A-A : « Tauchmedizin » Springer-Verlag Berlin 1995 .

CANTAIS.E ; BLATTEAU.J-E et COLOMBIER.O : « Respect de la procédure de décompression au cours des accidents de plongée de loisir . Urgence pratique » 2003 ; 59 : 35-37 .

CANTAIS.E ; LOUGE.P et SUPPINI.A : « Right to left shunt and risk of decompression illness with cochleo vestibular and cerebral symptoms in divers :

case control study 101 consecutive dive accidents » Critical Care Medicine 2003 ; 31(1) 84-88 .

CARTURAN.D : abstract : « Influence de la VDR sur la production de bulles veineuses circulantes en plongée loisir » Revue Medsubhyp 1998 .

CARTURAN.D ; BOUSSUGES.A ; BURNET.H et GARDETTE.B : « Effect of ascent rate on circulating venous bubble production during decompression in air sport diving » Revue Medsubhyp 1998 .

CARTURAN.D ; BOUSSUGES.A ; BUMET.H ; VANUXEM.P et GARDETTE.B : « Ascent rate , age , percentage of fat tissues and aerobic capacity : influence on the grades of circulating bubbles detected with echocardiography and doppler » Faculté des sciences et du sport Marseille 2002 .

CARTURAN.D ; BOUSSUGES.A ; VANUXEM.P ; BAR-HEN.A ; BURNET.H et GARDETTE.B : « Ascent rate , age , maximal oxygen uptake , adiposity , and circulating venous bubbles after diving » Journal of applied Physiology 93 : 1349-1356 , 2002 .

CEPISMER : « Les tables de plongée à l'air de la Marine Nationale » Procès verbal N° 03/90 .

CEPISMER : « Actualisation des tables MN 90 par le CEPISMER (Marine Nationale) » . Decembre 1996 .

COMPTE rendu EUBS 2004 : « Diving and hyperbaric medicine » Ajaccio septembre 2004 .

COMPTE rendu Workshop 1989 : « Proceeding of biomechanics of safe ascents workshop » American Academy of Underwater Science . Woods Hole , Massachusetts , septembre 1989 .

CTN Info N°26 ; 41 ; 42 ; 54 .

DI-MEGLIO.F : « Les accidents d'oreille interne en plongée sportive » Table ronde de médecine de plongée 1998 .

DWYER.J-V : « Calculation of air decompression tables » Research report 4-56 USN experimental diving unit . Washington DC 1955 .

EATOCK.B-C : « Correspondance between intravascular bubbles and symptoms of decompression sickness » Undersea Biomedical Research 1984 , 11 : 326-329.

FFESSM et CTN : « Plongée trimix : les logiciels de décompression » Manuel du moniteur , brevets et qualifications pp 16-18 , octobre 2004 .

FORET.A : « Plongée plaisir niveaux IV et V » Ed 2002 .

FOSTER.P : « La plongée sous marine à l'air » PUG 1993 .

FRANCIS.T-Jr : « The physiopathology of decompression sickness » Undersea and hyperbaric medical 1990 . In Bennett.PB et Moon.RE editions . Diving Accident Management , UHMS pub . 78 (DIVACC) Janvier 1990 . Bethesda.Md Undersea and hyperbaric medical soc 1990 , pp 38-56 .

FRUCTUS.X et SCIARLI.R : « La plongée , santé , sécurité » Ed maritimes et d'outre mer 1986 .

GARDETTE.B : « Correlation between decompression sickness and circulating bubbles in 232 dives » Undersea Biomedical Research 1979 , 6 : 99-107 .

GERMONPRE.P ; DENDALE.P ; UNGER.P et BALESTRA.C : « Patent foramen ovale and decompression sickness in sports divers » Journal Appli Physiol 1998 ; 84(5) : 1622-1626 .

GERMONPRE.P : « Le foramen ovale dans l'accident neurologique de décompression » Revue de la littérature . Bulletin MedSubHyp 1999 ; 9(suppl) 111-116 .

HAMILTON.R-W : « Private communication to the decompression » list dated Oct 4 1999 .

HAMILTON.R-W ; ROGER.R-E ; POWELL.M-R et VANN.R-D : « Development and validation of no-stop decompression procedures for recreational diving » 1994 .

HENNESSY.T-R et HEMPLEMAN.H-V : « An examination of the critical released gas volume concept in decompression sickness » Proc R Soc London B 197 : 299-313 , 1977 .

HILLS.B-A : « Decompression sickness » 1977 John Wiley and sons , Inc New York .

HILLS.B-A : « A thermodynamic and kinetic approach to decompression sickness » Doctoral thesis : The university of Adelaide , Australie 1966 .

HILLS.B-A et BUTLER.B-D : « Size distribution of intra-vascular air emboli produced by decompression » Undersea Biomedical Research 8 : 163-170 , 1981.

IMBERT.J-P : revue Octopus , rubrique « Techman » : N°17 ; 32 ; 44 .

IMBERT.J-P : « Apport des nouveaux modèles de décompression à microbulles » Toulon 2003 .

IMBERT.J-P : « The arterial bubble model for decompression tables calculations » EUBS Ajaccio 2004 .

IMBERT.J-P et GARDETTE.B : « La proposition COMEX pour les tables de décompression du Ministère du Travail »

JAMMES.Y et BURNET.H : « La plongée profonde » dans « la vie dans les milieux extrêmes » Revue pour la science oct 1994 .

KISMAN.K-E ; MASUREL.G et GUILLERM.R : « Bubble evaluation code for doppler ultrasonic decompression data » Abstract Undersea Biomedical Research 5 suppl : 28 , 1978 .

KROOS.B et BAKER.E : « Deco : The good , the bad and the bubbly » Immersed 2001 , 34-40 .

LANPHIER.E-H : « Historical look at ascent » . In Lang.MA et Ergstrom .GH editions . Biomechanics of safe ascents workshop . AAUS Diving Safety Publication AAUSDSP-BSA janvier 1990 . Cosa Mesa Californie : American Academy of underwater sciences 1990 pp 5-8 .

LEHNER.C-E ; BALL.R , LANPHIER.E-H ; GUMMON.D ; NARDHEIM.E-V et CRUMP.P-M : « Dive profiles control the manifestations of decompression injury diving » Undersea Hyperbaric Medecine 1995 ; 22S : 36-37 .

LE-MESSURIER.D-H et HILLS.B-A : « Decompression sickness : A study of diving techniques in the torres Strait » Hvaldradets Skrifter 48 : 54-84 , 1965 .

LEWIS.J : « A review of ascent procedures for recreational divers » In Proceeding Biomechanics of safe Ascent Workshop 1989 .

LEWIS.J et SCHREEVES : « Décompression théorie , dive tables » 1990 .

LIPPMANN : « deeper into diving » Australie 1990 .

LUDBROOK.J : « Multiple comparison procedures updated » Clin Exp Pharmacol Physiol 25 : 1032-1037 , 1998 .

MARRONI.A ; BENNETT.P-B ; BALESTRA.C ; CALI-CORLEO.R ; GERMONPRE.P , PIERI.M et BONUCCELLI.C : « What ascent rate profile for the prevention of decompression sickness ? 2 : A field model comparing Hill and Haldane ascent modalities , with an eye to the development of a bubble safe decompression algorithm » DAN Europe's project SAFE DIVE 2002

MARRONI.A ; CALI-CORLEO.R et AL Project SAFE DIVE : « A preliminary report » In S.A Sipinen M Leinio editions , Proceeding of the XXI annual meeting of the EUBS 1995 : 216-221 , ISBN 952-90-6626-0 .

MARRONI.A ; CALI-CORLEO.R et DENOBLE.P : « Understanding the safety of recreational diving » DAN Europe's Project SAFE DIVE Phase 1 : Fine tuning of the field research engine and methods proceeding of the international joint meeting on hyperbaric and underwater medicine EUBS , ECHM , ICHM , DAN . Milano 4-8 september 1996 pp 279-284 .

MARRONI.A ; CALI-CORLEO.R ; BALESTRA.C ; VOELLM.E et PIERI.M : « Incidence of asymptomatic circulating venous gas emboli in unrestricted , uneventful recreational diving » DAN Europe's project SAFE DIVE first results 1999 .

MARRONI.A ; CALI-CORLEO.R ; BALESTRA.C ; LONGOBARDI.P ; GERMONPRE.P ; VOELLM.E ; PIERI.M et PEPOLI.R : « The speed of ascent dilemma : instant speed of ascent or time to surface , which one really matters ? » DAN Europe's Project SAFE DIVE 2001 .

MARRONI.A ; ZANNINI.D : « Effetti della variazione della velocita di risalita sulla produzione di bolle gassose circolanti dopo immersione ad aria compressa » In Minerva medica : Vol 72 N°52 . Medicina Subacquea Ed iperbarica Vol 1 N°34 1981 .

MASUREL.G ; GUILLERM.R et CAVENEL.P : « Detection ultrasonore par effet doppler de bulles circulantes chez l'homme lors de 98 plongées à l'air » Revue de médecine Subaquatique et Hyperbare 1976 , 15 : 199-201 .

MELIET.J-L : « Les tables de plongée à l'air de la Marine Nationale : historique , nouveaux développements » In : Physiologie et médecine de la plongée : Broussolle , editions Ellipses 1992 .

MELIET.J-L : « Les accidents de décompression avec respect des tables GERS 65 » Bulletin MedSubHyp 1988 ; 7(3) ; 83-95 .

MOON.R ; VANN.R et BENNETT.R : « La maladie de décompression » revue pour la science , Ed Française traduite de la revue Scientific American N°216 oct 1995 .

MOON.R ; VANN.R et BENNETT.R : « The physiology of decompression illness » Scientific American 273 : 70-77 , 1995 .

NASHIMOTO.I et GOTO.Y : « Relationship between precordial doppler ultrasound records and decompression sickness » 6th Underwater Physiological symposium . Abstract 51 . 1975 San-Diego .

NEUMAN.T-S ; HALL.D-A et LINAWEAVER.P-G : « Gas phase separation during decompression in man : ultrasound monitoring » Undersea Biomedical Research 1976 , 3 : 121-130 .

NISHI.R-Y : « Doppler ultrasonic bubble detection » In : Bennett.P-B et Elliott.D-H editions : The physiology and medicine of diving , 4 th edition Saunders , London 1993 , 433-453 .

PERRIMOND-TROUCHET.R et LABOREL.J : « Tables de décompression pour la plongée autonome à l'air jusqu'à 40 m » Procès verbal Etudes/recherches N°4/60 GERS , Toulon 1960 .

POLLARD.G-W ; MARSH.P-L ; FIFE.C-E ; SMITH.L-R et VANN.R-D : « Ascent rate , post dive exercise and decompression sickness in the rat » Undersea Hyperbaric Medicine 22 : 367-376 , 1995 .

POWELL.M : « la nature chaotique de la décompression : une vue non Haldanienne » Aqua corp Journal .

Revue : « PLONGEURS International N° 62 » .

REINERTSEN.R-E ; FLOOK.V ; KOTENG.S et BRUBBAKK.A-O : « Effect of oxygen tension and rate of pressure reduction during decompression on central gas bubbles » Journal Appl Physiol 40 : 229-235 , 1998 .

RIFFAUD.C : « la grande aventure des hommes sous la mer » Ed Albin Michel 1988 .

SAWATZKY.K-D et NISHI.R-Y : « Intravascular doppler detected bubbles and decompression sickness » Undersea Biomedical Research 17 , Suppl 34-35 , 1990 .

SCHREINER.H-R : « safe ascent after deep dives » Revue Subaquatic Physiologic Hyperbare Medecine : 1 ; 28-37 , 1968 .

SHORT.D-R : « Ascent rates versus inert gas dynamics algorithms » In Proceeding Biomechanics of safe Ascents Workshop . Editions M.Lang et G.Egstrom pp 83-90 , 1989 . American Academy of underwater Sciences , Woods Hole Massachusetts .

SMITH.K-H et STAYTON.L : « hyperbaric decompression by means of bubble detection » Seattle , W.A : Virginia Mason Research Center 1978 (ONR rep NOOO1469-C-0402) .

SCHREIDER.H-R et KELLEY.P-L : « A pragmatic view of decompression » Ed underwater Physiological IV . New York Academic Press 1971 .

SPENCER.M-P et JOHANSON.D-C : « Investigation of new principles for human decompression schedules using the doppler ultrasonic blood bubble detector . Technical report to the office of naval research » Seattle , W.A : Institute for Environmental Medecine and Physiology , 1974 (Tech Rep ONR contract NOOO14-73-C-0094) .

VANN.R-D : « The proceeding of the 1990 Hypobaric decompression sickness Workshop » Edited by Pilmanis AA.Brooks Air Force Base ; TX : Air Force System Command 1992 , comment session 1 , discussion 4 P 165 (Rep AL-SR-1992-0005) .

VAN-WIJK.M-J ; VAN-BAVEL.E ; STURK.A et NIEUWLAND.R : « Microparticles in cardiovascular diseases » Cardiovascular Research 59 : 277-287 , 2003 .

VAN-LIEW.H-D ; BISHOP.B ; WALDER.D-P et RAHN.H : « Effects of compression on composition and absorption of tissue gas pockets » Journal of appli Physiol 1986 (5) ; 20 : 927-933 .

WALDER.D-N ; EVANS.A et HEMPLEMAN.H-V : « Ultrasonic monitoring of decompression » Lancet 1 : 897-898 , 1968 .

WIENKE.B-R : « Basic decompression theory and applications » Flagstaff , AZ : best 1991 .

WIENKE.B-R : « Basic diving physics and applications » Flagstaff , AZ : best 1994 .

WOKMAN.R-D : « Calculation of decompression schedules for nitrogen-oxygen and helium-oxygen dives » Research report 6-65 . Washington : Navy Experimental Diving Unit 1965 .

YOUNT.D-E : « Growth of bubbles from nuclei » In Diving in animals and man . Edited by Brubakk.A-O , Kanwisher.J and Sundnes.G Trondheim : Tapir publishers 1986 pp 131-164 .

YOUNT.D-E : « Skins of VPM : A stabilization mechanism for gas cavitation nuclei » 1979a ; J.Acoust Soc American 65 : 1429-1439 .

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

YOUNT.D-E : « Multiple inert gas bubble disease : a review of the theory » 1979c In Lambertsen CJ and Bornmann RC : edition Isobaric Inert Gas Counter Diffusion . Undersea Medical Society , Bethesda : 90-125 .

ANNEXE I

Johnny.BRIAN : traduit de l'anglais par J-M.BELIN

« La fenêtre oxygène »

Gas Exchange Partial Pressure Gradients, And the Oxygen Window

Johnny E. Brian, Jr., M.D
Associate Professor
Department of Anesthesia
University of Iowa College of Medicine

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

La 'Fenêtre Oxygène', 'la sous saturation inhérente', La 'pression partielle vacante'. La plupart des plongeurs s'intéressent 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 $1 \text{ Atm} = 760 \text{ mmHg}$. 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 et 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.

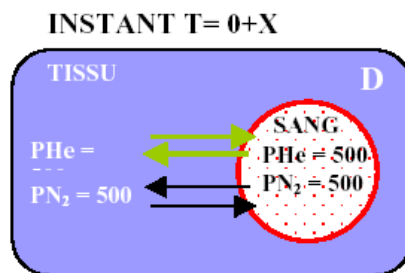
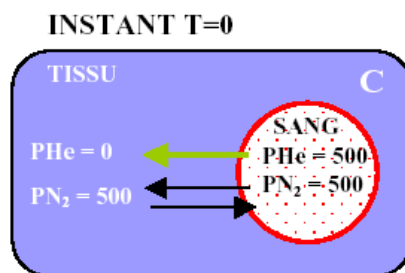
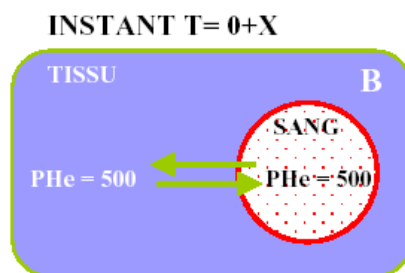
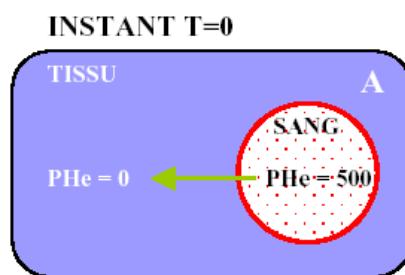
Les gaz en solution se déplacent par diffusion d'une zone où règne une pression partielle élevée, vers une zone de pression partielle plus faible. Bien que la force qui provoque la diffusion soit un écart de pression partielle, ce n'est pas une pression proprement dit qui dirige le mouvement des gaz. 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 due 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 traversent 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 N₂ 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.

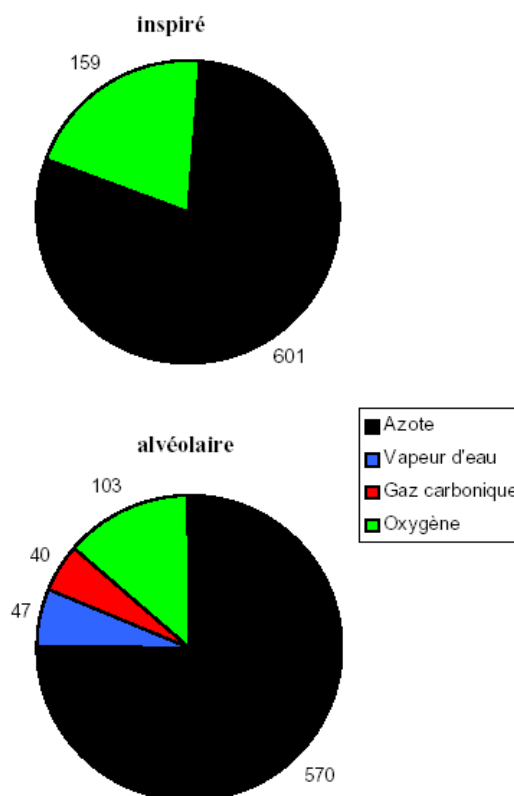
Transport des gaz dans le sang

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 se saturent 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

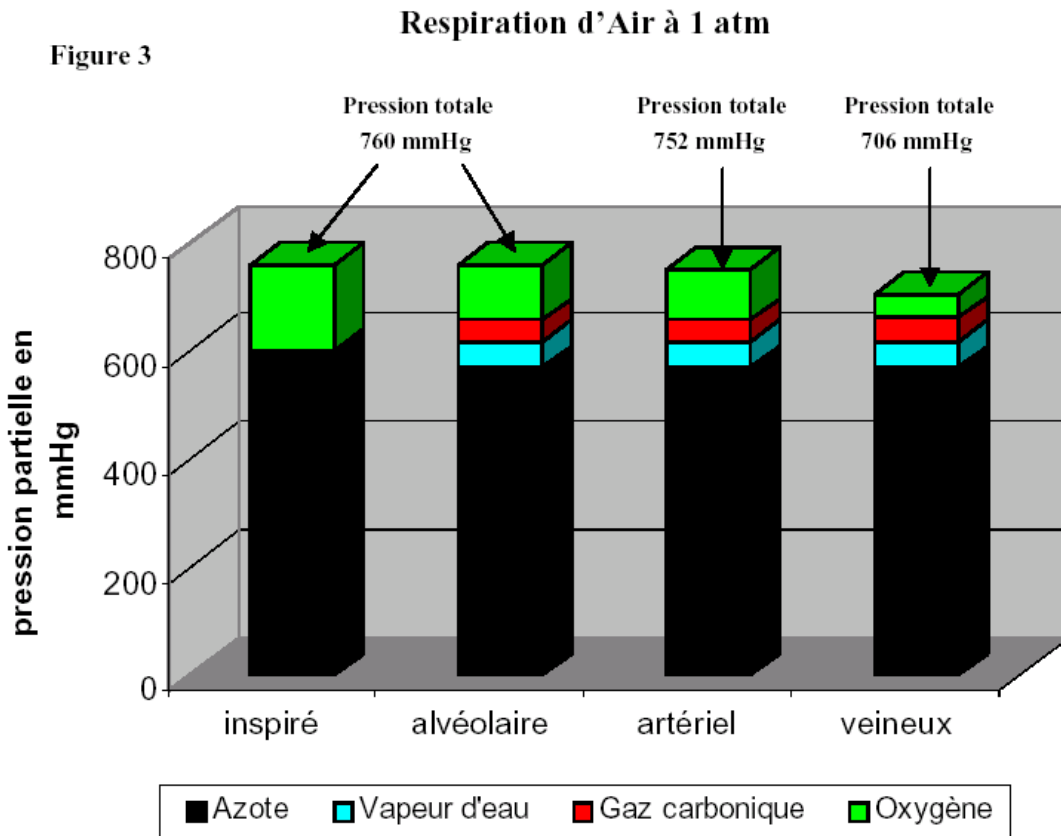
l'alvéole. A 1atm, l'air asséché a une PpO₂ de 159 mmHg. Mais, le temps que l'air atteigne les alvéoles et s'équilibre avec le sang, la PpO₂ alvéolaire (PpO₂A) est tombée à 103 mmHg. Ceci signifie que la PpO₂ du sang qui circule dans le capillaire alvéolaire ne peut pas être supérieure à 103 mmHg. Si 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 (PpO₂a) jusqu'à 95 mmHg. Une PpO₂a de 95 mmHg est une valeur optimale ; en réalité, chez des individus en bonne santé, la PpO₂a varie entre 85 et 95 mmHg.

Figure 2



Toutes les valeurs sont exprimées 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, elles 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.



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} .

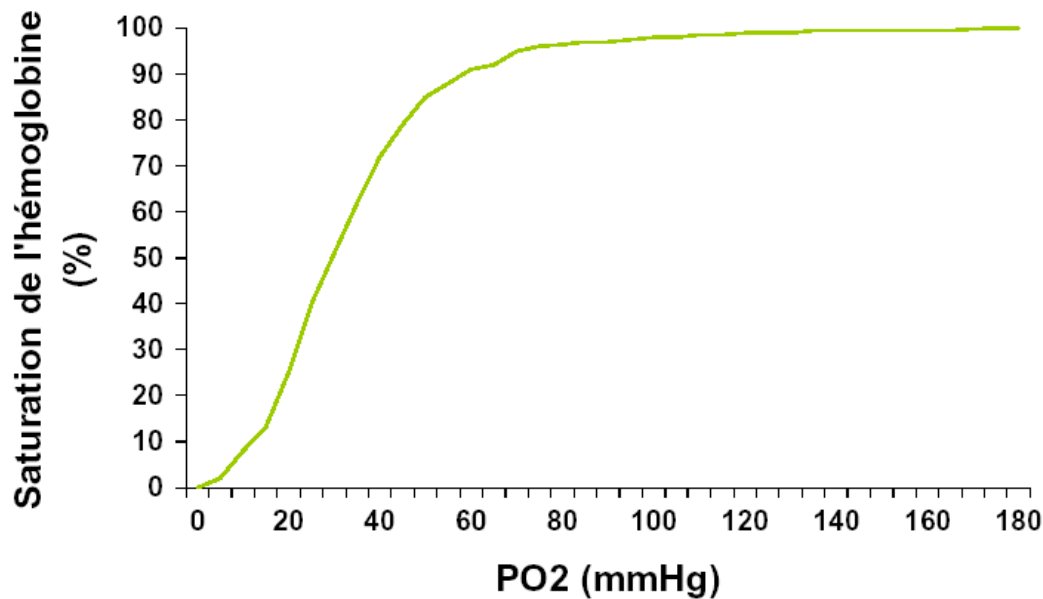


Figure 4

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 dissout est faible comparée à la quantité fixée à l'hémoglobine. Le sang ne contient que 0,003ml d' $O_2/\text{dl de sang par mmHg de pression partielle}$.

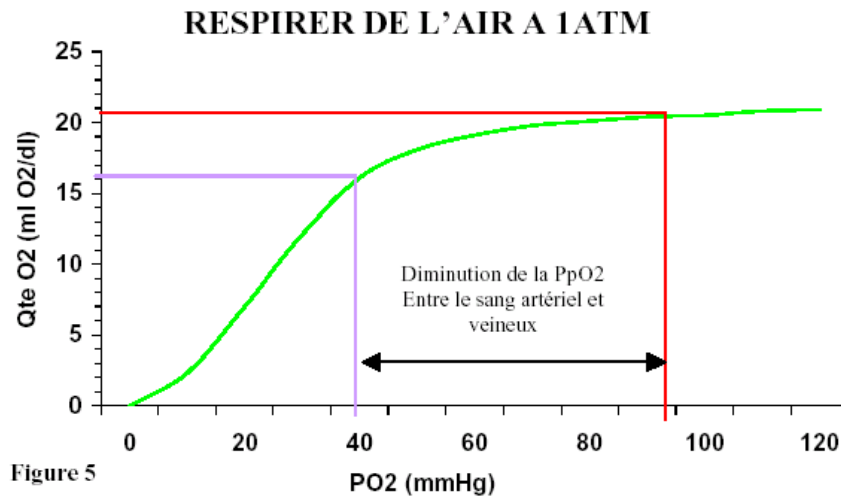
Lorsque l'hémoglobine est saturée à 97,25%, la PpO_2 est de 95mmHg et la quantité dissoute est de $0,003 \times 95 = 0,29\text{ml/dl de sang}$. La quantité totale d'oxygène contenue dans le sang est la somme de la fraction combinée à l'hémoglobine et de la fraction dissoute. Bien qu'il existe une relation 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 soustraite 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 converti 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 diminue 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



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 établie 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 pressions 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

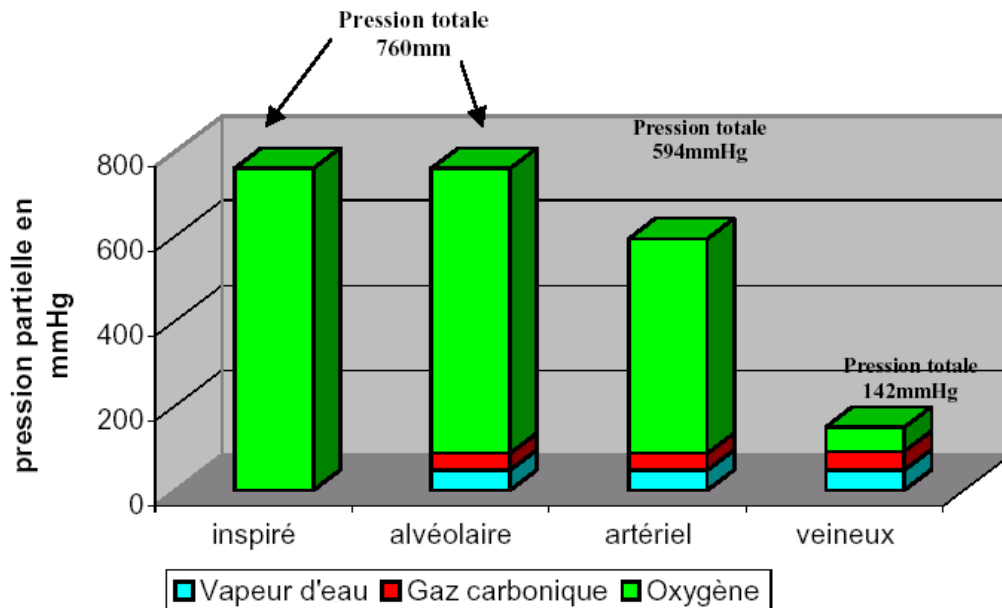


Figure 6

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 PpO₂a 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.

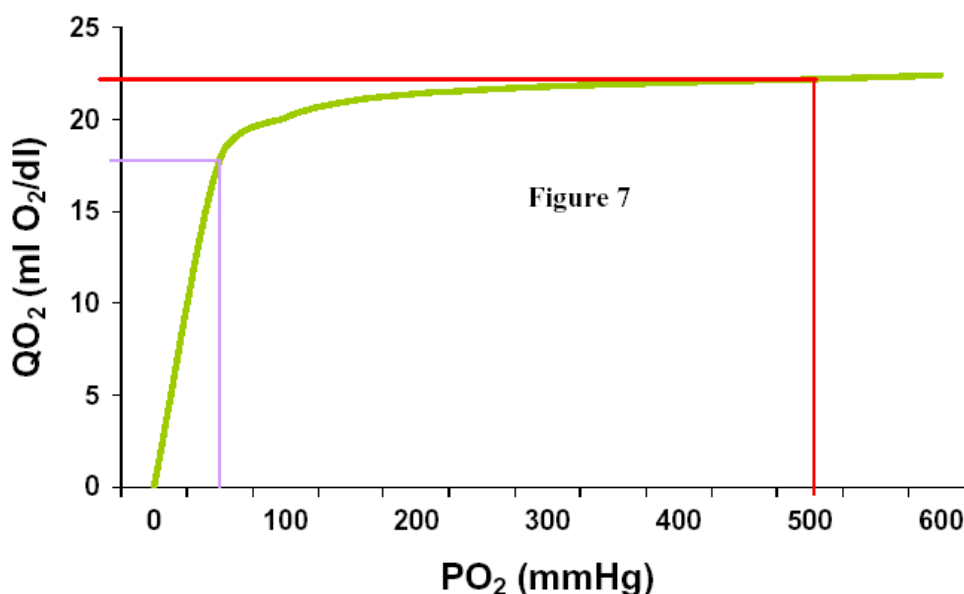
Lorsqu'on respire de l'oxygène à 1 atmosphère.

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 lors d'une respiration 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 PpO₂a 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 PpO_2 plus grandes. Remarquez que le prélèvement d'oxygène est toujours de 4,5ml O_2 /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

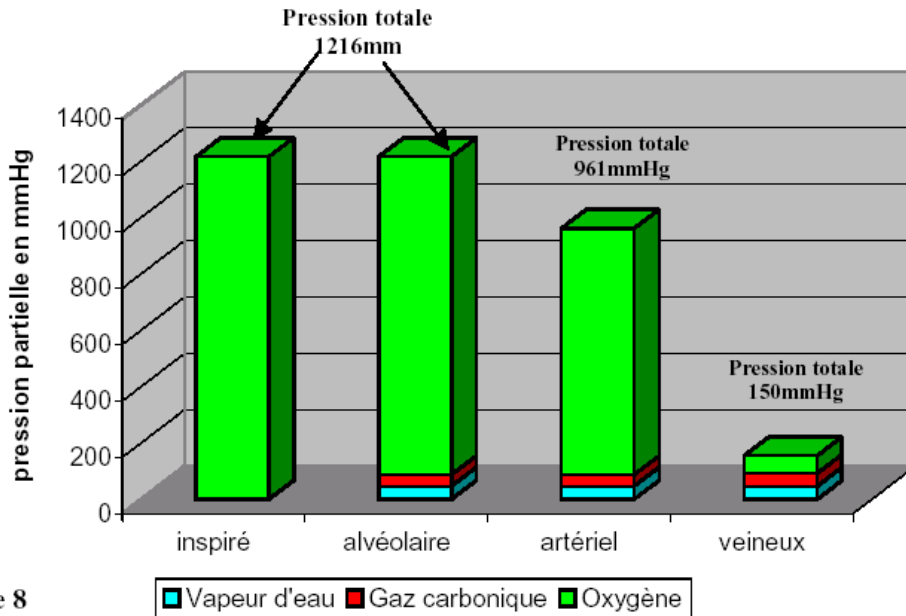


Figure 8

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

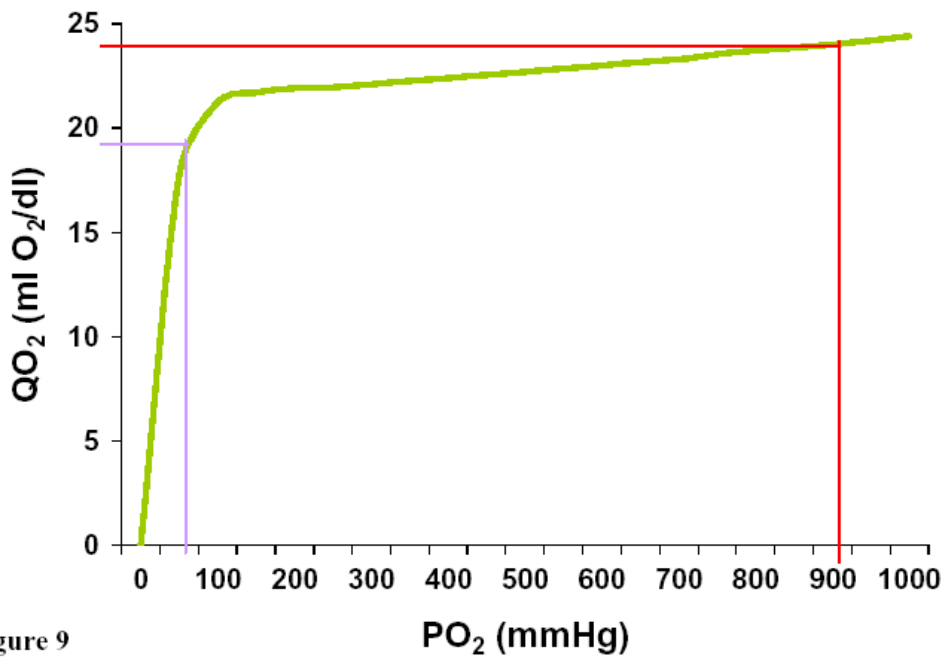


Figure 9

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 PpN_2 du tissu ; ce qui permettra de déterminer combien d'azote diffusera du sang vers le tissu, ainsi que la PpN_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' O_2 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' O_2 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'hélium (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 PpO_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.

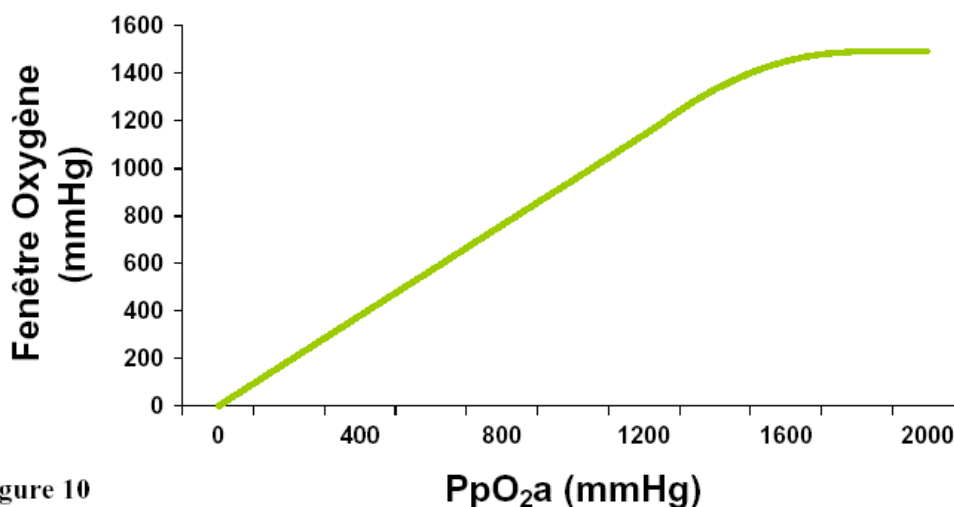


Figure 10

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 aucunes 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

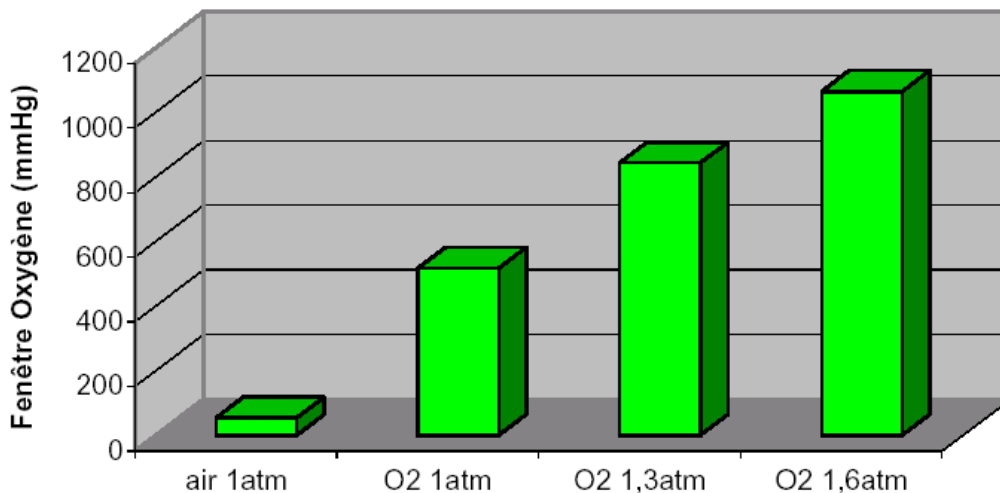


Figure 11

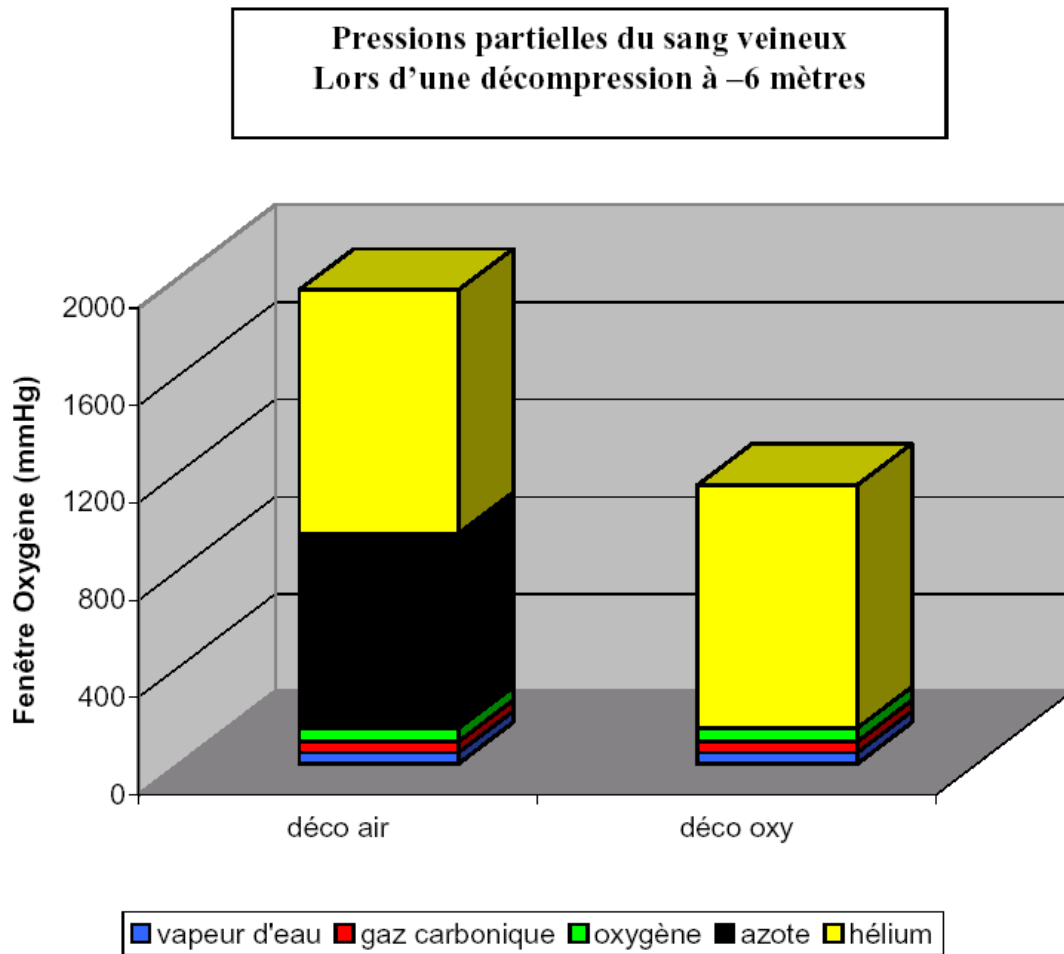


Figure 12

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 réfléchit.

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. *Skandnavtsches 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 par été remplacée par celle du CO₂ produit .

Résumons :

D'un côté nous avons une consommation d'oxygène par l'organisme. Cette consommation est fixée à 4,5ml/d'O₂ par dl de sang. En réalité, la consommation d'oxygène par l'organisme est variable en fonction des individus, de l'effort physique fourni, de la température extérieure, etc., mais ce n'est pas ce qui nous intéresse ici. Ce qui est important, c'est que, dans le sang veineux, la baisse de la pression partielle d'oxygène induite par une consommation d'oxygène fixe, est variable. Elle dépend de la PpO₂ régnant dans le sang artériel.

D'un autre côté, nous avons une production de CO₂ (transformation d'une partie de l'O₂ métabolisé) qui provoque, dans le sang veineux, une augmentation fixe de 5 mmHg quelles que soient les conditions.

La différence entre la baisse importante de PpO₂ et la faible augmentation de la PpCO₂ est appelée Fenêtre Oxygène. Elle participe à la diminution de la saturation du sang veineux.

En plongée

Nous avons la possibilité de diminuer la pression partielle du sang veineux en augmentant la Fenêtre Oxygène. Et 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.

Remarque : l'activité physique accroît la consommation d'oxygène et augmente donc la différence PpO₂ a-v. L'activité physique participerait-elle à la diminution de la pression partielle veineuse en augmentant la Fenêtre Oxygène ?

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.

ANNEXE II

Jean-Pierre IMBERT et Bernard GARDETTE :

**« Proposition COMEX pour les tables de
décompression du Ministère du Travail »**

LA PROPOSITION COMEX POUR LES TABLES DE DECOMPRESSION DU MINISTERE DU TRAVAIL

JP Imbert et B Gardette, Comex.

INTRODUCTION

L'histoire des nouvelles tables proposées par Comex au Ministère du Travail remonte au début des années 1980. A cette époque, la situation est la suivante:

- D'une part, la phase de construction de la Mer du Nord s'achève, phase qui jusque là avait surtout eu recours aux plongées à saturation. Débute alors la phase d'inspection, de réparation et de maintenance (IRM) qui caractérise la suite des opérations. On s'aperçoit que toutes les structures lancées en mer rouillent et se fendillent, surtout près de la surface où se combinent l'action des vagues, la plus forte teneur en oxygène et les collisions avec les bateaux. Il faut donc les inspecter et les réparer régulièrement, et ce dans cette tranche de profondeur qui est la zone d'intervention privilégiée des plongeurs à l'air. Le développement des chantiers IRM va donner un nouvel essor à la" plongée à l'air. Les tables vont être utilisées de façon intensive et les profondeurs et les temps au fond vont augmenter. Ainsi Comex passe son chiffre de 10,000 à 15,000 plongées à l'air par an.

- D'autre part, les tables de décompression utilisées en plongée commerciale n'ont guère évolué depuis les années 70. La plupart des compagnies de plongée, de culture anglo-saxonne, se réfèrent aux procédures du manuel de l'US Navy et utilisent surtout la décompression de surface. Seules les compagnies française, comme Comex et CG Doris, se servent des tables françaises du décret de 1974 et préconisent la décompression dans l'eau.

L'utilisation intensive des tables de décompression, qu'elles soient américaines ou françaises, allait entraîner une vague de problèmes. Il était clair qu'on sortait de leur domaine de conception et de validation et qu'il allait falloir développer de nouveaux outils pour la plongée commerciale.

1 PROBLEMES

Les problèmes vont mettre plusieurs années à être reconnus. Les tables à l'air, surtout les tables américaines, sont regardées avec beaucoup de respect sur les chantiers. On les considère infaillibles et on pense qu'elles seront là pour toujours.

Cependant, les chefs de plongée ont pris l'habitude de prévoir des pieds de pilote, les fameux "Jesus factors" en Anglais, en cas de plongée difficile, de travail intense, de courant, de froid, etc. Leur méthode est relativement efficace, mais des rumeurs concernant les tables américaines commencent à circuler.

Ce genre de rumeur est très difficile à vérifier car, à l'époque, il n'existe pas d'information statistique fiable sur les performances exactes d'une table de décompression. La plupart de ces tables ont été déterminées à partir d'essais en caisson et le nombre de plongeurs impliqués est souvent insuffisant pour permettre une analyse statistique significative.

L'US Navy, comme on pouvait s'y attendre, a publié des statistiques édifiantes portant sur des milliers de plongées qu'elle a réalisées. Malheureusement, on sait que 80% des plongées militaires sont conduites dans la zone des décompressions sans palier et ne sont donc pas directement comparables à celles de la plongée commerciale.

Les autres utilisateurs, c'est-à-dire les compagnies de plongées, n'ont généralement pas les moyens de contrôler les performances des tables ni l'envie de les publier: l'industrie se relève à peine des difficultés soulevées par l'ostéo-nécrose et on craint les mêmes conséquences catastrophiques avec les média.

De nombreuses questions restent en suspens:

- pour les accidents enregistrés en plongée commerciale, quelle est la part des douleurs articulaires (type I) par rapport aux accidents neurologiques sérieux (type II),

- pour une même plongée, certaines méthodes sont-elles meilleures que d'autres, et principalement, y-a-t-il une différence entre la décompression dans l'eau et la décompression de surface?
- pour une même table de décompression, certaines expositions sont-elles meilleures que d'autres, c'est à dire y-a-t-il des combinaisons de profondeurs et de temps au fond plus dangereuses que d'autres?

L'ERE DES BANQUES DE DONNEES

L'industrie va donc s'organiser pour collecter l'information nécessaire pour répondre à ces questions. Des banques de données vont apparaître qui vont fournir un matériau abondant lequel va enfin permettre une analyse statistique du risque d'accident de décompression.

En Angleterre, le Department of Energy impose le contrôle des rapports de plongée à toutes les compagnies opérant en Mer du Nord et confie leur analyse au Dr. T Shields à Aberdeen. En France, la Comex associée à la CG Doris obtient le support du FSH pour documenter les performances des tables de 1974 à l'aide d'une base de données informatique opérée par Comex depuis 1974. De même, en Hollande, le Dr. Sterk obtient le financement d'une base de données, à plus petite échelle il est vrai.

Les résultats sont préoccupants.

En Angleterre, les résultats publiés par le Dr. T Shields montrent que le risque d'accident augmente avec la sévérité de l'exposition. Le taux d'accident est de l'ordre de 0.5% à 1% pour les expositions importantes alors que pour les expositions modérées, il n'est que de 1 pour 10 000. De plus, en Mer du Nord, où la grande majorité des tables sont conduites avec la décompression de surface, on enregistre une large proportion d'accidents sérieux de type neurologique.

La réaction du gouvernement Anglais est radicale et un "safety memo" est édité en 1986, qui limite les durées de la plongée à l'air en fonction de la profondeur. Ces limites qui sont dessinées à partir du diagramme Profondeur/Durée supposent une relation directe entre la charge des tissus en gaz et le risque d'accident, et cela indépendamment de la méthode de plongée. Cette décision sera sévèrement critiquée par les compagnies de plongée, à travers leur association locale, l'AODC, mais les dérogations accordées en 1987 et 1988 seront petit à petit retirées aux différentes compagnies qui les avaient obtenues.

En France, où l'on utilise surtout la décompression dans l'eau, on vérifie de même que les plongées longues et/ou profondes sont associées à un taux d'accident élevé, mais les accidents enregistrés sont essentiellement de type I. La Comex demande et obtient alors un deuxième contrat du FSH pour réviser les tables du Décret de 1974 et essayer d'améliorer leurs performances.

LA BANQUE DE DONNEES COMEX

A la base de la méthode Comex se trouve une banque de données informatisée servant à recueillir et organiser l'information en provenance des chantiers. Cette banque est nourrie avec les rapports de plongées, les rapports de caisson et éventuellement les rapports d'accident. Cette banque organisée en 1974 a survécu depuis aux hauts et bas commerciaux de la compagnie ainsi qu'aux différentes révolutions technologiques. Elle constitue l'exemple unique d'une banque de données sur la plongée gérée par une entreprise privée, riche aujourd'hui de plus de 150,000 rapports de plongée.

Bien que la banque de données Comex soit un remarquable outil, il faut admettre aussi ses défauts, qui sont communs à toutes les banques de données. Le problème est d'obtenir une information importante et fiable. C'est un fait reconnu que les opérationnels détestent la paperasse et ont tendance à oublier de renseigner les rapports. Une banque de données basée sur un système administratif minimise toujours les problèmes. Cependant, comme cette limitation est bien connue, des procédures ont été mises en place pour la palier: les rapports font l'objet de vérifications systématiques et des informations complémentaires sont obtenues par recoupement avec des résultats d'inspections, des entretiens de retour de chantier et des visites médicales. Nous estimons cependant que le système Comex étant en place depuis longtemps, les habitudes sont prises et que le recueil de l'information sur les chantiers est raisonnablement efficace.

LE CALCUL DES TABLES COMEX 1986

Le calcul des nouvelles tables a été conduit à partir d'une analyse statistique de 64,000 expositions de plongées à l'air, ayant donné lieu à 137 cas d'accident de type I et 5 cas d'accident de type II.

On s'est servi de ces données pour déterminer un modèle de calcul mathématique. Bien que les connaissances actuelles nous fassent douter de la valeur prédictive des modèles analytiques, il est permis d'utiliser des modèles descriptifs, développés de façon empirique, sur la base de la "boîte noire", ne serait-ce que pour éviter facilement les quelque 1400 combinaisons de profondeur et de temps au fond d'un jeu de tables complet.

A partir de ces données brutes, on a cherché à définir un jeu de tables de décompression idéales où le risque d'accident serait constant (et faible) sur toutes les combinaisons de temps et de profondeurs. Pour cela, on a utilisé une astuce qui relève en fait des différentes façons de faire des chefs de plongée.

Suivant leur expérience, les chefs de plongée introduisaient parfois un "pied de pilote" et majoraient le temps passé au fond ou la profondeur avant de faire leur sélection de la décompression dans la table. Ces habitudes nous ont permis de classer les 64,000 plongées en 4 catégories, suivant que la marge était nulle, ou prise sur le temps, ou sur la profondeur, ou sur les deux à la fois.

On constate que les chefs de plongée qui ont utilisé des marges de sécurité sur le temps ont obtenu des taux d'accident beaucoup plus faibles que ceux qui se sont contentés de suivre strictement les procédures. En fait, on peut dire qu'ils ont testé pour nous un nouveau jeu de tables de décompression, plus performant, qui se déduit de "original en décalant les temps au fond d'une colonne. Ainsi la table 60 minutes au fond devient 50 minutes au fond.

Les tables de décompression associées aux plongées longues et/ou profondes ont été ainsi "dévalorisées" pour constituer un jeu expérimental homogène de tables de décompression. On a alors utilisé des techniques d'optimisation numérique, basées sur la méthode du "Maximum likelihood", pour déterminer quel serait le modèle mathématique qui décrirait le mieux ce jeu de tables améliorées.

Les modèles testés étaient tous très simples, surtout à cause de la lenteur des calculs numériques. Ils comportaient seulement 4 à 5 degrés de liberté alors que les modèles traditionnels, à tissus et valeurs critiques, en comportent facilement 20 à 30. Les meilleurs résultats ont été obtenus en dérivant les équations de l'hypothèse du "Volume critique", publiée par Hennessy et Hempleman, dans un modèle qui ne comporte que 3 paramètres: la constante de temps des échanges gazeux du tissu le plus lent, un coefficient géométrique caractérisant les échanges gazeux et un coefficient caractérisant la résistance du tissu à la formation des bulles.

Il faut cependant noter que les expositions ayant servi à la détermination du modèle, contenaient presque uniquement des accidents de type I. De ce fait, la valeur prédictive du modèle est limitée à ce type d'accident. Pour prévenir les accidents de type II, il a été rajouté des contraintes sur les procédures plutôt que sur les tables de décompression. Ainsi la vitesse de remontée a été empiriquement ralentie, fixée entre 9 et 15 m/min. Les tables de décompression de surface ont été limitées au temps au fond autorisés par les "memos" du Department of Energy.

LA CONCEPTION DU JEU DE TABLES COMEX

Ce modèle sélectionné et les contraintes définies, il a alors été facile de calculer les différents jeux de tables.

En effet, si la détermination d'une méthode de calcul est la première difficulté, ce n'est pas non plus la dernière. Un jeu de tables est fait pour être utilisé et un travail important doit être conduit pour obtenir une présentation claire (qui évite de se tromper dans les colonnes) et un texte d'accompagnement suffisamment détaillé pour éviter toute interprétation. La forme du document conditionne une partie de la fiabilité des instructions.

Ce travail, la société Comex était certainement bien placée pour le conduire, et l'effort a porté sur les différentes adaptations nécessaires à la plongée commerciale: paliers à l'oxygène, plongée au nitrox, plongée successive, plongée en altitude, plongée dans la bentonite, etc. Des procédures ont été établies pour chacune de ces utilisations où l'on a chaque fois opté pour les solutions les plus simples.

De ce fait, on peut dire que les tables Comex ne sont pas toujours optimales, dans le sens où on pourrait trouver des solutions qui permettent parfois de réduire les temps de décompressions, mais elles sont de qualité professionnelle, c'est à dire faciles à utiliser. Ainsi initialement, les paliers étaient-ils arrondis aux multiples de 5 minutes.

LA VALIDATION DES TABLES COMEX 1986

A cause du grand nombre de facteurs potentiels responsables de l'apparition des accidents de décompression, il est clair que ni les expériences animales ni les tests de tables en centre hyperbare ne peuvent servir à valider un tel jeu de tables de décompression. Il n'y a que les opérations réelles qui puissent fournir des conditions de tests satisfaisantes. Pour cette raison, les nouvelles tables ont d'abord été validées en chantiers pilotes.

Cette pratique pose d'abord un problème d'éthique. Cependant, en considérant que les nouvelles tables sont plus longues que les anciennes, on peut affirmer que les plongeurs qui vont les essayer ne seront pas exposés à un risque particulier.

Elle pose aussi un problème de délai. Le but en effet est de démontrer statistiquement que l'on a progressé. On sait d'où on part: les taux d'accident obtenus avec les tables de 1974, mais on a besoin de milliers d'expositions avant que les tests statistiques nous permettent de déclarer que les nouvelles tables ont amélioré la sécurité.

C'est ainsi que les nouvelles tables Comex furent envoyées sur des chantiers ~ pilotes sélectionnés en fonction du volume de plongées et de la qualité de l'encadrement, principalement au Moyen Orient et en Afrique. Cependant il a fallu attendre deux années avant que les résultats soient jugés probants. En 1986, l'usage de ces tables fut généralisé sur tous les chantiers Comex.

PERFORMANCES MESUREES DES NOUVELLES TABLES

Aujourd'hui, les tables Comex de 1986 ont pour référence environ 33,000 plongées. La comparaison des taux d'accident avec ceux obtenus avec les tables du Décret de 1974 permet de juger le chemin parcouru.

Table no 1 : Comparaison des taux d'accident, pour les types I et II, entre les tables du Décret de 1974 et les tables Comex 1986. Les informations ont été recueillies à partir des rapports de plongée des chantiers Comex. Les expositions sont classées selon l'index "Prt" utilisé par le Dr. Shields (prt est égal au produit de la profondeur et de la racine carrée du temps au fond). Les valeurs faibles de Prt correspondent à des expositions modérées.

Exposures	Moderate (Prt<=25)		Standard (25<Prt<=35)		Severe (Prt>35)	
	MT74	MT92	MT74	MY92	MT74	MT92
Tables						
Dives	17,683	7,129	9,590	8,384	2,426	2,055
Number of Type I DCS	18	1	55	12	49	17
Percentage of cases	0.1%	0.1%	0.57%	0.14%	2.1%	0.82%
Number of Type II DCS	1	0	1	1	1	2
Percentage of cases	0.006%	0.00%	0.01%	0.01%	0.04%	0.09%

L'amélioration est nette en ce qui concerne les accidents de type I mais pas significative pour les accidents de type II, qui heureusement restent très peu fréquents. Les tables de décompression de surface, qui sont surtout utilisées en mer du Nord, n'ont donné lieu à aucun accident de type neurologique.

Les accidents neurologiques enregistrés semblent ne dépendre ni des tables ni de la sévérité des expositions. Si on se réfère à la nouvelle "Théorie des bulles artérielles", ces accidents seraient dus à des erreurs de procédures entraînant des variations de profondeur (plongée yo-yo, aller-retours entre différents niveaux de travail, etc...). De telles variations de profondeur sont impossibles à détecter à partir de l'analyse des rapports de plongée et c'est la limite actuelle des bases de données administratives.

Un moyen pour étudier ces variations et leur corrélation possible avec les accidents de type II consisterait à systématiser (emploi des enregistreurs électroniques, qui peuvent restituer sur un ordinateur le détail des profils de plongée. Ce genre de matériel n'est utilisé en plongée commerciale que sur quelques chantiers de mer du Nord où le système est imposé par le client.

Nous espérons qu'un jour les données accumulées permettront de mieux comprendre les raisons des accidents de type II. Mais il semble déjà que, si les tables de décompression permettent de limiter les accidents de type I, ce sont les procédures de plongées qui permettent d'éviter les accidents de type II.

PRESENTATION DE LA PROPOSITION COMEX

L'histoire de la proposition Comex adressée au Ministère du Travail est longue et connaît de nombreux rebondissements:

- La première proposition fut présentée à la Commission Médicale et Technique de l'IN??, corrigée en fonction des remarques recueillies et adressée en Juillet 1988 au Ministère du Travail (révision no 1).
- Une première série de modifications fut introduite dans les tables de plongées successives qui furent transmises au Ministère du Travail en Juin 1990 (révision no 2).
- Une deuxième série de modifications fut introduite pour tenir compte des besoins spécifiques des tubistes et des praticiens hospitaliers. Cette révision no 3 fut distribuée en Août 1991 aux professionnels concernés pour commentaire.
- Une révision no 4, qui tient compte des remarques reçues, est actuellement adressée au Ministère du Travail pour évaluation.

Les tables proposées par Comex dans leur présentation initiale étaient surtout inspirées des procédures utilisées par les scaphandriers. Dans les dernières révisions, nous avons introduit des modifications qui devraient satisfaire les besoins spécifiques des différentes professions:

- arrondis plus précis pour les temps de palier, - temps au fond supplémentaires,
- possibilité, en cas d'urgence, de conduire deux plongées successives. - tables pour les praticiens hospitaliers. - tables pour les tubistes,
- méthode plus performante pour la détermination des plongées successives.

Les tables pour praticiens hospitaliers, limitées à 10, 12 et 15 m, tiennent seulement compte d'une remontée lente à 1 m/min, correspondant au cas où l'accompagnateur est décomprimé dans le caisson avec le patient.

Les tables pour tubistes ont été calculées en introduisant simplement une marge de sécurité sur le temps d'intervention, pour tenir compte des conditions difficiles des chantiers de tunnelage. Cette marge, qui est de 25%, a été déterminée par comparaison avec les tables de "Milwaukee" et les récentes tables pour tubistes canadiennes. Par ce biais, l'expérience des plongeurs est transposable aux tubistes et on vérifiera par exemple que les tables tubistes 120 min sont proches des tables scaphandriers 150 minutes.

Le calcul des décompressions des plongées successives a fait l'objet d'une démarche originale. Ce calcul est complexe et spécifique à chaque cas. Pour proposer une solution pratique, il faut introduire des hypothèses simplificatrices. On connaît 3 méthodes principales:

- La méthode du cumul: on prend la somme des temps au fond pour la plus grande des profondeurs. C'est une méthode simple mais peu performante et on l'utilise quand rien d'autre n'est disponible.
- La méthode du tissu directeur: le calcul de la table successive est basé sur un tissu 120 min et dépend de la première plongée. La méthode est précise mais relativement compliquée et n'est pas très performante pour les intervalles de longue durée. Cette méthode a été introduite par l'US Navy et reprise depuis dans les tables Canadiennes, Hollandaises et même de la Marine Nationale.
- La méthode du "cas le plus défavorable" développée par le Dr. Fructus pour les tables du Décret de 1974 et qui a été reprise dans notre première proposition. Elle suppose que tous les tissus sont saturés à la valeur maximale à l'arrivée en surface de la première plongée. L'avantage est que la deuxième décompression ne dépend pas de la première plongée mais les durées de décompression ne sont pas optimisées pour les intervalles brefs.

Aucune de ces méthodes ne présentant d'avantage décisif, nous avons pensé à les combiner pour obtenir un meilleur compromis: nous utilisons le tissu directeur 120 min qui est supposé être saturé à la valeur maximale à l'arrivée en surface de la première plongée. En pratique, on utilise le principe d'un temps équivalent qui est déterminé à partir d'un tableau à lecture directe. Les résultats sont comparables:

- aux tables successives du décret de 1974 dans les intervalles longs.
- aux tables successives MN 90 ou US Navy dans les intervalles courts.

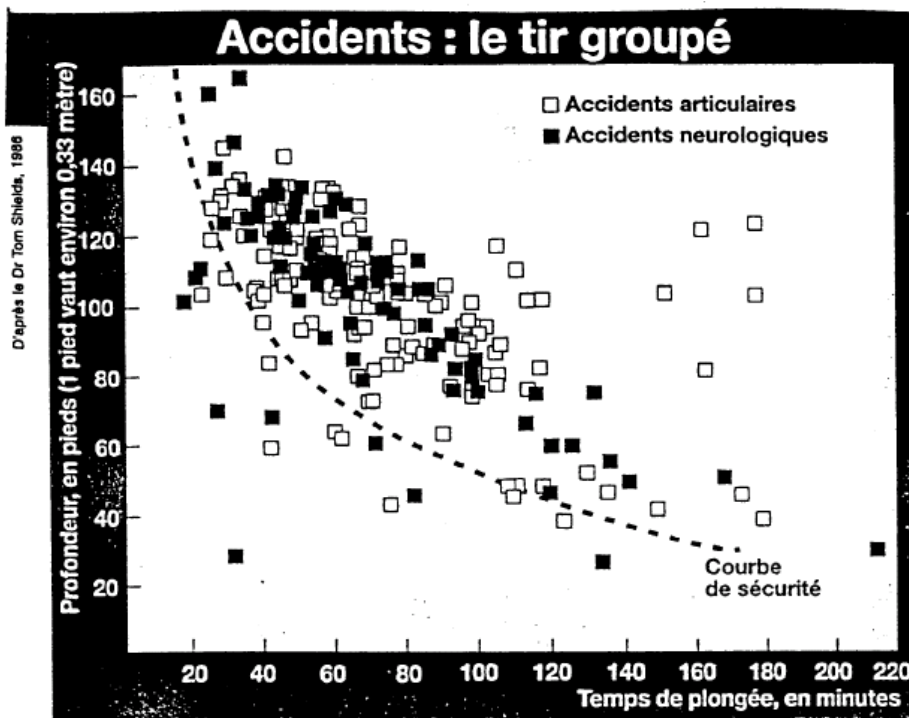
CONCLUSION

L'originalité des tables proposées ne tient donc pas à leur calcul mais plutôt à leur méthode de validation.

Ces tables sont issues d'une analyse à grande échelle des rapports de plongée qui permet de les modifier empiriquement en contrôlant leurs taux d'accident. Nous avons montré que c'est une méthode besogneuse mais efficace, pourvu que l'on ait le temps et les moyens de la mettre en oeuvre.

Nous soulignons aussi le fait que les performances des tables ont été mesurées en conditions réelles et publiées régulièrement. Elles sont supérieures aux performances globales des autres tables de décompression utilisées en Mer du Nord.

Enfin, nous pensons que la valeur de ces tables réside dans le fait qu'elles sont conçues pour une utilisation professionnelle et qu'elles intègrent des procédures complètes et faciles à utiliser.



Les résultats sur la sécurité des plongées à l'air dans le secteur Anglais de la Mer du Nord tels que publiés par le Dr. Tom Shields en 1986. Le diagramme donne la répartition des accidents enregistrés en fonction de la profondeur en pieds et le temps en minutes. Les carrés pleins correspondent à des accidents de type I (articulaires) et les carrés vides à des accidents de type II (neurologiques). La ligne pointillée inférieure correspond en gros à la courbe de sécurité. Cette publication joue un rôle important dans le développement des théories de la décompression car les données restent inexplicables si on utilise une approche globale de l'accident de décompression.

ANNEXE III

Erik BAKER , traduit de l'anglais par J-M.BELIN

« Comprendre les M-Values »

Comprendre les M_values

Par Erik C. Baker, P.E.

(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 inclut 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]

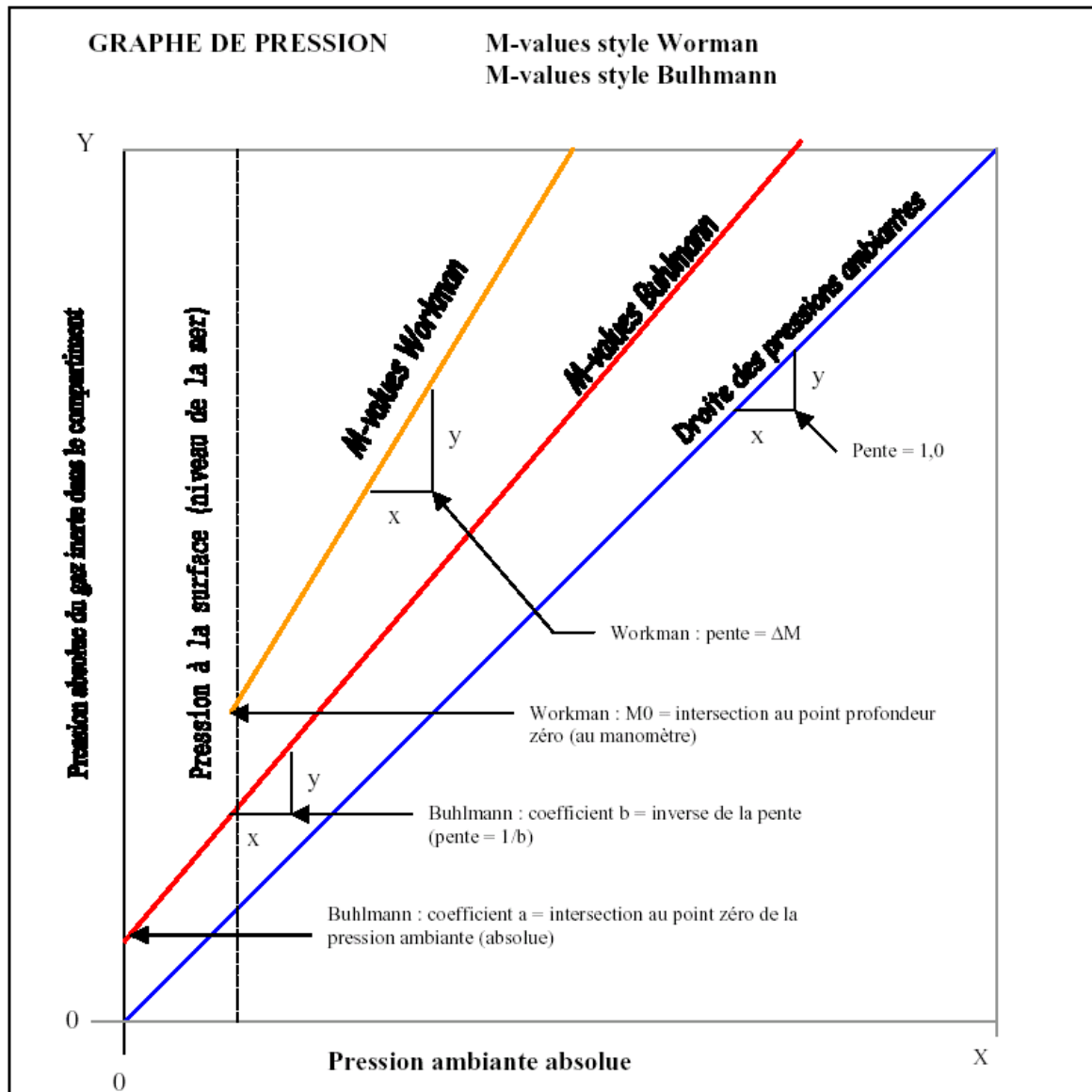


Figure 1

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 détecter et quantifier les bulles 'silencieuses' (bulles détectées dans la circulation mais qui ne sont associées à aucun symptôme manifeste de la maladie de la décompression)

M-values mathématiques		
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	$P_{t,tot} \dot{i.g.} = (P_{amb.} / b) + a$	$P_{amb,tol} = (P_t \dot{i.g.} - a) * b$
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.

<u>Définitions Workman</u>
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 poondeur zéro ; valeur de la M_value au niveau de la mer
ΔM = pente de la droite des M_values
<u>Définitions Buhlmann</u>
P _{t,tot} 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)				Buhlmann 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	5	104	1,8					1	5	99,08	1	5	31,90	1,30	1	4,0	106,4	106,4	106,4	1,9082	
2	10	88	1,6	2	7,94	89,1	1,2195	2	10	82,63	2	10	14,65	1,05	1b	5,0	97,3	97,3	97,3	1,7928	
				3	12,2	75,2	1,2121								2	8,0	83,2	83,2	83,2	1,5352	
3	20	72	1,5	4	18,5	68,8	1,1976	3	20	66,89	3	20	19,04	1,08	3	12,5	73,8	73,8	73,8	1,3847	
				5	26,5	63,5	1,1834	4	30	59,74	4	30	19,04	1,08	4	18,5	66,8	66,8	66,8	1,2780	
4	40	56	1,4	6	37	57,3	1,1628	5	40	55,73	5	40	14,78	1,06	5	27,0	62,3	62,3	60,8	1,2306	
				7	53	53,2	1,1494	6	60	51,44	6	60	14,78	1,06	6	38,3	58,5	57,4	55,6	1,1857	
5	80	54	1,3	8	79	51,9	1,1236	7	80	49,21	7	80	13,92	1,04	7	54,3	55,2	54,1	52,3	1,1504	
				9	114	51,9	1,1236	8	100	47,85	8	100	13,92	1,04	8	77,0	52,3	51,7	50,1	1,1223	
6	120	52	1,2	10	146	50,2	1,0707	9	120	46,93	9	120	13,66	1,02	9	109	49,9	49,9	48,5	1,0999	
7	160	51	1,15	11	185	50,2	1,0707	10	160	45,78	10	160	13,66	1,02	10	146	48,2	48,2	47,2	1,0844	
8	200	51	1,1	12	238	47,3	1,0593	11	200	45,07	11	200	13,53	1,01	11	187	46,8	46,8	46,1	1,0731	
9	240	50	1,1	13	304	42,6	1,0395	12	240	44,60	12	240	13,53	1,01	12	239	45,6	45,6	45,1	1,0635	
				14	397	42,6	1,0395	13	360	43,81	13	360	13,50	1,0	13	305	44,5	44,1	44,1	1,0552	
				15	503	42,6	1,0395	14	480	43,40	14	480	13,40	1,0	14	390	43,5	43,5	43,1	1,0478	
				16	635	42,6	1,0395	15	670	43,5	15	670	13,40	1,0	15	498	42,6	42,6	42,4	1,0414	
								16			16				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)				Buhlmann 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 msw	Cpt N°	Per. min	M ₀ msw	ΔM pente	Cpt N°	Per. min	A M ₀ msw	B M ₀ msw	C M ₀ msw	ΔM pente
				1	2,65	34,2	1,2195													
1	5	31,7	1,8					1	5	30,42	1	5	31,90	1,30	1	4,0	32,4	32,4	32,4	1,9082
2	10	26,8	1,6	2	7,94	27,2	1,2195	2	10	25,37	2	10	14,65	1,05	1b	5,0	29,6	29,6	29,6	1,7928
				3	12,2	22,9	1,2121								2	8,0	25,4	25,4	25,4	1,5352
3	20	21,9	1,5	4	18,5	21,0	1,1976	3	20	20,54	3	20	19,04	1,08	3	12,5	22,5	22,5	22,5	1,3847
				5	26,5	19,3	1,1834	4	30	18,34	4	30	19,04	1,08	4	18,5	20,3	20,3	20,3	1,2780
4	40	17,0	1,4	6	37	17,4	1,1628	5	40	17,11	5	40	14,78	1,06	5	27,0	19,0	19,0	18,5	1,2306
				7	53	16,2	1,1494	6	60	15,79	6	60	14,78	1,06	6	38,3	17,8	17,5	16,9	1,1857
5	80	16,4	1,3	8	79	15,8	1,1236	7	80	15,11	7	80	13,92	1,04	7	54,3	16,8	16,5	15,9	1,1504
				9	114	15,8	1,1236	8	100	14,69	8	100	13,92	1,04	8	77,0	15,9	15,7	15,2	1,1223
6	120	15,8	1,2	10	146	15,3	1,0707	9	120	14,41	9	120	13,66	1,02	9	109	15,2	15,2	14,7	1,0999
7	160	15,5	1,15	11	185	15,3	1,0707	10	160	14,06	10	160	13,66	1,02	10	146	14,6	14,6	14,3	1,0844
8	200	15,5	1,1	12	238	14,4	1,0593	11	200	13,84	11	200	13,53	1,01	11	187	14,2	14,2	14,0	1,0731
9	240	15,2	1,1	13	304	12,9	1,0395	12	240	13,69	12	240	13,53	1,01	12	239	13,9	13,9	13,7	1,0635
				14	397	12,9	1,0395	13	360	13,45	13	360	13,50	1,0	13	305	13,5	13,4	13,4	1,0552
				15	503	12,9	1,0395	14	480	13,33	14	480	13,40	1,0	14	390	13,2	13,2	13,1	1,0478
				16	635	12,9	1,0395	15	670	13,30	15	670	13,40	1,0	15	498	12,9	12,9	12,9	1,0414
								16			16				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, passe 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 :

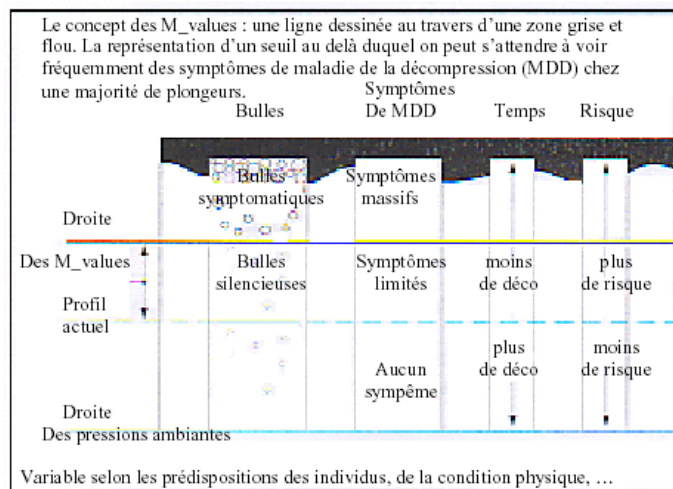
$$a(\text{He} + \text{N}_2) = [a(\text{He}) * P_{\text{He}} + a(\text{N}_2) * P_{\text{N}_2}] / [P_{\text{He}} + P_{\text{N}_2}]$$

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

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 sensé 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_values et conservatisme

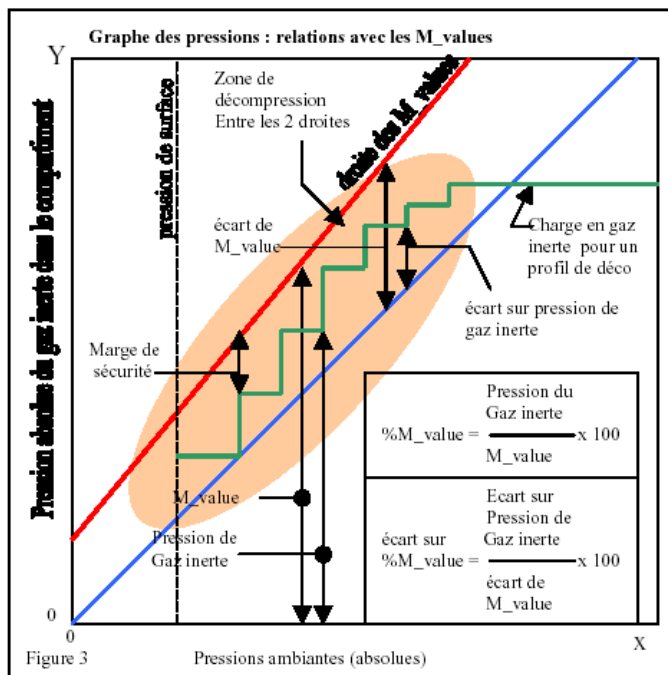
Les M_values sont associées à des symptômes limités, s'il y en a, et un niveau de risque raisonnablement faible. Cependant, certains plongeurs peuvent ne pas trouver ces critères tout à fait acceptables. Lorsqu'il faut attaquer son profil de décompression, de nombreux plongeurs souhaiteraient se trouver 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_values 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_values

Quelques relations fondamentales impliquant les M_values 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_values 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)	47,9% (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)
				30	39	79,0% (5)	39,4% (4)	35	40	77,4% (4)	33,9% (4)
27	38	89,0% (4)	69,3% (4)	33	43	77,6% (4)	35,5% (4)	33	43	77,6% (4)	35,5% (4)
24	41	89,5% (5)	69,1% (4)	27	41	82,1% (5)	46,0% (4)	30	45	75,4% (5)	22,6% (4)
21	44	88,3% (5)	65,6% (5)	24	45	83,2% (5)	49,1% (5)	27	49	76,5% (6)	26,3% (5)
18	48	89,8% (6)	67,2% (6)	21	49	82,2% (6)	42,5% (5)	24	53	76,3% (6)	20,3% (5)
15	55	91,1% (6)	72,2% (6)	18	55	83,2% (6)	45,1% (6)	21	58	77,0% (6)	22,1% (6)
12	64	90,3% (7)	67,2% (7)	15	64	83,1% (7)	44,1% (6)	18	68	78,2% (7)	24,9% (6)
9	79	90,7% (7)	70,7% (7)	12	75	83,1% (7)	42,8% (7)	15	78	76,9% (7)	17,6% (7)
6	94	90,9% (8)	70,7% (8)	9	95	84,5% (8)	46,0% (7)	12	96	78,4% (8)	22,5% (7)
3	119	91,1% (9)	72,2% (9)	6	113	84,2% (9)	47,1% (8)	9	124	78,3% (8)	22,4% (8)
0	120	93,6% (11)	80,2% (11)	3	144	85,8% (10)	51,7% (10)	6	147	78,9% (9)	24,4% (9)
				0	145	88,6% (12)	62,6% (12)	3	189	81,2% (11)	32,6% (10)
								0	190	84,9% (13)	46,6% (13)

* 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 qualification en plongée souterraine et plongée trimix.

Bibliographie

Bennett PB, Elliott DH, eds. 1993. The Physiology and Medecine 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 medecine of diving and compressed air work. London: Bailliere, Tindall & Cassell.x

ANNEXE IV

FFESSM

**Manuel du moniteur : Brevets et qualifications
Trimix pages 16-17**

LOGICIELS DE DÉCOMPRESSION
(liste non exhaustive)

Abyss	logiciel de décompression (version Windows). Il peut traiter plusieurs type de mélanges air, nitrox, trimix, heliox, selon les modèles Bühlmann ZH-L32 et RGBM (Reduced Gradient Bubble model).
DDPlan	Dragon Dive Planner logiciel de décompression basé sur le modèle de Bühlmann ZH-L16 et ZH-L16B
DECO Dive Planner	logiciel de planification de décompression
DecoPlanner	logiciel de planification décompression
DecoWeenie	logiciel de décompression basé sur le modèle de Bühlmann ZH-L16
Departure	logiciel de décompression basé sur un modèle propriétaire basé sur les modèles de Haldaman/Bühlmann et minimisé selon le modèle thermodynamique de Brian Hill
Dive Data	logiciel pour enregistrer ses plongées (logbook)
Dive Plan	logiciel de décompression basé sur le modèle de Bühlmann ZH-L16 avec les facteurs de gradients de Eric Baker
Divecomp	logiciel de simulation de plongée (version Unix). Il peut traiter les mélanges air et nitrox mais pas les trimix. Il peut également traiter une grande variété de modèle néo-Haldanean incluant Bühlmann, Huggins, US Navy, Orca et PADI récréatif.
GAP	logiciel d'absorption des gaz basé sur le modèle de Bühlmann ZH-L16B et ZH-L16C
Gas Blender	logiciel Windows de mélange des gaz
IDL	Internet Dive Log logiciels pour noter ses plongées sur Internet
JPlan	logiciel de simulation de décompression basé sur le modèle de Bühlman ZH-L16
M-Plan	un logiciel de simulation de plongée (versions DOS, Windows, Linux) qui utilise l'algorithme ZHL-16C de Buhlmann.
P DiveLog	logiciel de logbook pour ordinateurs Windows CE palm et Pocket PC
ProPlanner	logiciel de génération de tables de plongée basé sur le modèle de Bühlmann ZHL-16 avec insertion de paliers profonds
ReefNet	divers logiciels pour enregistrer ses plongées (logs)

Scuba S3	logiciel de décompression basé sur les tables BS-AC et MN-90
Tables	tutoriel portant sur l'utilisation des tables de plongée
Tausim	logiciel de planification de plongée (version DOS) basé sur le modèle de Bühlmann ZH-L16. Il peut traiter tous les mélanges air, nitrox et les trimix (versions en Allemand et en Italien seulement). Le logiciel est en allemand.
UDCL	Universal Dive Computer Link (cliquer sur "Software") est un logiciel gratuit permettant de télécharger les données de plongée de divers ordinateurs
V-Planner	logiciel de décompression basé sur le modèle VPM de perméabilité variable (Varying Permeability Model)
VPM Deco	logiciel de décompression basé sur le modèle perméabilité variable (VPM: Varying Permeability Model)
Voyager	logiciel de décompression pour la plongée.
Winplonge	tutoriel sur la plongée sous-marine
Wje's Page	logiciel de planification et de tables pour Palm
XS	logiciel de décompression basé sur le modèle de Bühlmann ZH-L16
Z-Plan	
Z-Planner	

GLOSSAIRE

ADD	Accident de décompression
BASC	British Aqua Sub Club
CEPISMER	Commission d'Etudes Pratiques d'Interventions Sous la MER
CEMPP	Centre d'Expertise Médicale du Personnel Plongée de la marine
CTN	Commission Technique Nationale
DAN	Divers Alert Network
DCIEM	Defense and Civil Institute of Environmental Medicine
DTN	Directeur Technique National
GERS	Groupement d'Exploitation et Recherche Scientifique
IMNSSA	Institut de Médecine Navale et Service de Santé des Armées
MDD	Maladie de décompression
MT 74/92	Ministère du Travail 1974 ou 1992
MN 90	Marine Nationale 1990
NAUI	National Association of Underwater instructors
PADI	Professional Association of Diving Instructors
RGBM	Reduced Gradient Bubble Model
SSI	Scuba School International
VDR	Vitesse de remontée
VPM	Varying Permeability Model

Première édition : juillet 2005

**Thierry FALZONE
18 allée du pré blanc , 38240 MEYLAN
06 13 50 66 78**

thierry.t.falzone@gsk.com

ou

falzone.thierry@numericable.fr