

**PREPARATION AU BREVET DE
Moniteur Fédéral 2^{ième} degré FFESSM**

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

PAR

Maurice GORET



**Instructeur National
N° 123**

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Introduction

1. Historique

✂ Au 17^{ème} siècle, **Otto Von GUERICKE**, 1602-1686, physicien allemand, invente une machine pneumatique. Après avoir eu connaissance des expérimentations de Blaise Pascal, il invente la première pompe à air en 1650. En 1654, il effectue à Regensburg la démonstration dite de Magdebourg :

Deux hémisphères en bronze furent assemblés. L'air fut retiré à l'aide d'une pompe de la sphère ainsi créée. Deux attelages de huit chevaux ne peuvent séparer les deux hémisphères. Lorsqu'on laissa pénétrer l'air dans la sphère, les hémisphères se séparèrent immédiatement. On utilise encore des hémisphères similaires dans les études de la pression atmosphérique.

✂ En 1670, Robert **BOYLE**, 1627-1691, physicien anglais, enferme une vipère dans une poire de type de celle de Von **GUERICKE**, et la décomprime. Il constate l'apparition de bulles dans son sang et dans l'humeur aqueuse de ses yeux.

✂ En 1717, Edmond **HALLEY**, 1656-1742, astronome anglais, invente une cloche. Les premiers facteurs de la décompression sont observés : Composition du mélange, influence du froid sur le rythme cardio-vasculaire, augmentation des efforts inspiratoires, stature et forme physique des plongeurs.

✂ En 1841, **TRIGER** observe les premiers accidents de décompression chez l'homme, sur des mineurs de charbon, puis chez des ouvriers tubistes travaillant dans des caissons pressurisés sous l'eau, pour couler les fondations des piles de ponts. C'est d'ailleurs de la construction du pont de San Francisco que vient le terme de "bends" encore utilisés aujourd'hui et désignant les accidents ostéo-articulaires : Triger décrit en effet des symptômes douloureux aux niveaux des muscles et des articulations obligeant les ouvriers atteints par ce mal de la décompression à se courber ("to bend" en Anglais)

✂ En 1854 **POL** et **WATELLE** étudient de façon plus suivie les accidents de décompression et notent que le phénomène est associé à une baisse rapide de pression après un séjour en pression. Ils s'aperçoivent également qu'après un accident de décompression un retour en pression supérieure à la pression atmosphérique permet de soulager certains symptômes, ouvrant ainsi la voie des futurs caissons thérapeutiques.

✂ En 1861, **BUCQUOY** émet les premières hypothèses sur les bulles (lorsque la pression chute, les gaz dissous repasse sous forme gazeuse) et conseille une décompression lente.

✂ De 1870 à 1890 Paul **BERT**, 1833-1886, docteur en médecine et en sciences naturelles, expérimente les effets de la décompression sur de nombreux animaux. Il préconise des temps de décompression en fonction de la pression de travail, des décompressions lentes, et la respiration d'oxygène pur lors de l'arrivée en surface. "On ne paie qu'en sortant ..."

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Introduction

✦ Au début du siècle aux USA, KEAYS utilise la première base de données pour étudier les accidents de décompression.. Les BENDS représentent 89% des accidents.

✦ En 1907, John Scott HALDANE, physiologiste Anglais, établit à la demande de la Royal Navy les premières tables de plongées à l'air, jusqu'à une profondeur de 62 mètres.

✦ Entre 1952 et 1956, HEMPLEMAN, autre physiologiste anglais, élabore la première théorie véritablement concurrentielle de celle de HALDANE.

2. De HALDANE à nos jours :

Vers les modèles probabilistes

Depuis le début du siècle, la théorie de HALDANE prédomine nettement dans la conception des tables. Aujourd'hui encore, pratiquement tous les modèles en découlent. Elle a été en effet reprise, améliorée, adaptée par d'autres. Car, si elle présente beaucoup de raccourcis pour ne pas dire des simplifications majeures, ce modèle n'a jamais vraiment été totalement démenti, et son succès doit beaucoup à la souplesse du système. Rien n'est définitivement figé, et l'histoire de la décompression montre bien que depuis presque un siècle les adaptations du modèle ne touche en fait pas aux principes fondamentaux même du modèle, comme nous le verrons un peu plus loin.

D'ailleurs les tables avec lesquelles nous plongeons, de même que les algorithmes de la plupart des "ordinateurs de plongée", reposent sur des modèles haldaniens, la quasi totalité des modèles de décompression reposant sur cette théorie concept.

La conception d'une table repose sur l'expérimentation. Le calcul des tables allie des notions de physiologie poussées et des calculs mathématiques de haut niveau. Aujourd'hui, la véritable innovation semble être la conception de tables probabilistes

3. Objectif de la présentation

Comment conçoit-on une table ? Qu'est ce que le modèle de HALDANE ? Les tables MN90, sont-elle une bonne illustration de ce concept ? Quelles améliorations a-t-on apportées au modèle ? Que peut-on lui reprocher ? Les modèles probabilistes, qu'est-ce que c'est, les verra-t-on arriver un jour sur le marché ?

Cette présentation essaiera de répondre à ces questions, sans pour autant avoir la prétention de chercher à rentrer dans les grandes profondeurs de ces concepts. Son principal objectif est de les dégrossir afin de permettre aux futurs formateurs de cadres de mieux appréhender l'approche de l'enseignement des tables.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Introduction

4. Vocabulaire

L'évolution des connaissances sur la décompression s'est accompagnée d'une évolution du vocabulaire. Il me paraît nécessaire de préciser certains termes de façon à ce que le futur formateur de cadres les utilise à son tour, facilitant ainsi la lecture d'articles sur le sujet par des plongeurs intéressés d'enrichir leur propre culture.

Les termes de Saturation / Désaturation sont remplacé par **Charge** / **Décharge**. Le tissu se charge en gaz lorsqu'il se sature et se décharge lorsqu'il désature.

Le **gaz inerte** est celui qui joue le rôle de transporteur.

On ne parle plus de quantité de gaz dissout, mais de **dose recue**, terme qui nous vient de la médecine.

La **réponse** est la façon dont le tissu se charge ou se décharge.

L'**exposition** est la durée pendant laquelle le tissu est soumis à la pression

5. Eléments nécessaires

La conception d'une table nécessite d'avoir élaborer une **hypothèse** physiologique permettant de décrire le mécanisme des échanges gazeux dans les tissus organiques. Il faut bien être sensibilisé au fait que la description de la physiologie de la décompression, quelque soit le modèle retenu en final, ne peut être aujourd'hui basée que sur des hypothèses.

Ces hypothèses étant élaborées, il est alors nécessaire de décrire un **modèle** mathématique reflétant au plus près la réalité physiologique. Et là encore, il faut bien avoir conscience qu'aucune équation mathématique ne sait décrire parfaitement un phénomène physiologique.

Pour que ce modèle puisse être considéré comme approchant au plus près la description de la physiologie, il faut définir un **contexte d'application** et un **protocole**. Ce sont les contraintes d'utilisation : dans le domaine qui nous intéresse ces contraintes sont par exemple, la vitesse de remontée (en fait la vitesse de diminution de la pression), profondeurs des paliers, courbes de sécurité, la température, les pressions partielles ...

La physiologie n'étant pas une science exacte, il faut également définir une **population de référence**, en élaborant les caractéristiques communes des éléments de cette population de références ...

Tout écart important pas rapport au contexte, au protocole ou aux caractéristiques de la population de références, fera que le modèle ne pourra plus être considéré comme aussi fiable

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Introduction

pour ces nouvelles données. Pour traiter ces cas il faudra alors considérer un autre modèle mathématique, voire d'autres hypothèses physiologiques.

L'élaboration des hypothèses physiologiques, du modèle mathématique, du contexte d'application et du protocole, passe par une statistique sur le phénomène que l'on veut décrire. Quand est-ce que tout a été conforme ou pas aux hypothèses, dans un contexte standard ou pas, en respectant le protocole ou pas, pour un élément conforme à la population de référence ou pas ? Pour cela, il est nécessaire de s'appuyer sur une **base de données**.

6. Les bases de données

Aujourd'hui encore, les bases de données servant à l'élaboration des tables restent confidentielles et impossibles à se procurer, la plupart du temps pour des raisons de concurrence commerciales.

Si une base de données n'est pas dans l'absolu nécessaire, aujourd'hui au moins une base de données des accidents semble indispensable. Elle est la mémoire des plongées effectuées dans le passé, sans accident, avec accidents dits immérités, et avec accidents avec faute par rapport au protocole d'utilisation des tables utilisées.

En effet, Elle est au cœur du problème. C'est elle qui va permettre de fixer de nouvelles hypothèses, un nouveau modèle ou un futur protocole.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Méthodologie de conception d'une table

1. Première étape : Théorisation du concept

Une table de plongée est en fait une description mathématique des phénomènes physiologiques de charge et de décharge du gaz inerte servant au transport de l'oxygène dans l'organisme. Concevoir une table nécessite donc de passer par les étapes suivantes :

- 🐟 **Choix du concept** : Comment se charge et se décharge l'organisme? Quels sont les phénomènes physiologiques mis en jeu ?
- 🐟 **Choix du modèle théorique** : Quelles lois décrivent ces phénomènes ? Quelles équations ces lois induisent-elles ?
- 🐟 **Analyse de la base de données** : Peut-on en analysant la base de données faire des recoupements permettant de déduire que certains profils de plongée ou que certaines configurations (enchaînement de plongées, températures, individus ...) de plongées conduisent fréquemment vers certains types d'accidents ? Peut-on dégager des règles générales montrant que d'autres profils, d'autres configurations sont parfaitement sécuritaires.
- 🐟 **Choix d'un profil** : De cette analyse statistique, peut-on ressortir des contraintes particulières comme
 - ⚡ Les limites de la vitesse de remontée
 - ⚡ La profondeur des paliers
 - ⚡ Les courbes de sécurité (simples, successives).
- 🐟 **Choix du modèle mathématique** : Quel modèle mathématique est susceptible de fournir des profils de plongées qui entre dans les contraintes définies et qui améliore le risque par rapport à la base de données ? Les valeurs retenues pour le modèle ne se calculent pas, elles sont empiriques.
- 🐟 **Mise en équation** : Les équations peuvent être établies.
- 🐟 **Calcul des paliers** : Ces équations permettent de calculer des paliers (profondeur et durée en fonction du temps d'exposition)
- 🐟 **Vérification des courbes de sécurité** : La courbe de sécurité ainsi obtenue pour des plongées simples est-elle celle souhaitée ? Même question lorsque l'on considère des plongées successives.
- 🐟 **Ajustement du modèle** : En général, on n'obtient pas le résultat obtenu du premier coup. Il faut ajuster le modèle en corrigeant les valeurs retenues. Il faut également analyser les profils de décompression obtenus par rapport à ceux de la base de données.
- 🐟 **Jusqu'à la validation théorique du modèle** : Le modèle est ainsi adapté jusqu'à ce que les courbes données par l'ordinateur correspondent à ce qui était attendu.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Méthodologie de conception d'une table

2. Deuxième étape : Validation

On obtient ainsi une table de plongée. Mais ce n'est pas pour autant que cette table peut-être mise en service. Il faut la valider. Pour cela, on suit les étapes suivantes :

- ✚ **Choix d'une population de référence** : Si la population de référence n'est pas définie à ce moment là, il est nécessaire de le faire. C'est elle qui servira à valider la future table.
- ✚ **Essais sur la population de référence (simples + successives)** : Les tables ainsi créées sont testées en caisson et en milieu naturel sécurisé sur la population de référence.
- ✚ **Analyse statistique** : Une analyse statistique est faite sur les plongées effectuées.
- ✚ **Ajustement du modèle** : Le modèle est réajusté en fonction de l'observation réalisée.
- ✚ **Jusqu'à la validation pour la population de référence** : Quant tout est correct, la table est validée pour la population de référence.

3. Troisième étape : Mise en service

- ✚ **Mise en service opérationnelle** : On peut procéder à la mise en service de la table sur le terrain.
- ✚ **Suivi des plongées effectuées avec cette table** : On effectue un suivi des plongées effectuées, plus particulièrement celles ayant conduit à un incident.
- ✚ **Constitution d'une base de données** : Le suivi de ces plongées permet d'élaborer une nouvelle base de données
- ✚ **Analyse statistique** : Un suivi statistique est effectué en temps réel sur cette base.
- ✚ **Evolutions mineures ou mises au point** : Des évolutions mineures et des mises au point sont apportées.
- ✚ **Si besoin, calcul d'une nouvelle table** : Une nouvelle table peut être élaborée en fonction de la connaissance de la physiologie, et également des évolutions des contraintes (population différente par exemple)

4. Les années 90 « Baby boum » des tables de plongées

Ainsi, les années 90 ont plus particulièrement été prospères dans l'avancées des connaissances humaines sur la physiologie de la décompression. Diverses hypothèses physiologiques ont été prospectées. Les modèles théoriques et mathématiques se sont affinés. Les moyens de calculs plus puissants ont permis de mettre en œuvre des modèles plus complexes. Les bases de données se sont considérablement enrichies. L'évolution des tables GERS65 en France un exemple de ce type d'évolution.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Le modèle de HALDANE

Haldane a émis cinq hypothèses, deux sur le plan physiologique, et trois sur le plan mathématique. Ces hypothèses sont fondamentales.

1. Les deux hypothèses physiologiques du concept

1^{ère} hypothèse : Il y a équilibre instantané au niveau alvéolaire. Autrement dit autant de gaz inerte passe dans le sang artériel que de gaz inerte passant en phase gazeuse

2^{ème} hypothèse : Il y a vascularisation parfaite des tissus et équilibre instantané des échanges sang/tissus en gaz inerte à l'interface

Cette hypothèse justifie que le modèle de Haldane soit appelé modèle par **PERFUSION**.

2. Les deux hypothèses de la modélisation mathématique

L'organisme ne se comporte pas de façon homogène vis-à-vis de la charge et de la décharge. Haldane imagine alors un découpage parfaitement abstrait en régions se comportant chacune de façon homogène.

3^{ème} hypothèse : Une liste de régions bien sélectionnées permet de s'approcher efficacement et suffisamment du comportement de l'organisme

Aujourd'hui, ces régions sont désignées par le terme de **COMPARTIMENTS**.

4^{ème} hypothèse : Chaque compartiment absorbe et élimine le gaz inerte suivant la même loi.

3. Hypothèse de la sursaturation critique

Bien avant Haldane, il était également connu qu'une remontée après une exposition trop importante pouvait entraîner l'apparition de bulles pathogènes. On savait aussi qu'après une exposition, on pouvait remonter jusqu'à une certaine pression dans un rapport constant.

Pour Haldane, dans une décompression normale, il n'y avait pas de bulle. Haldane quantifia cela en établissant des rapports nommés rapports de sursaturation défini par le

quotient :
$$\frac{\text{Tension d'azote en fin d'exposition}}{\text{Pression absolue ambiante}}$$

Ce rapport ne peut en aucun cas excéder une valeur nommée coefficient de sursaturation critique. C'est l'hypothèse des rapports.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

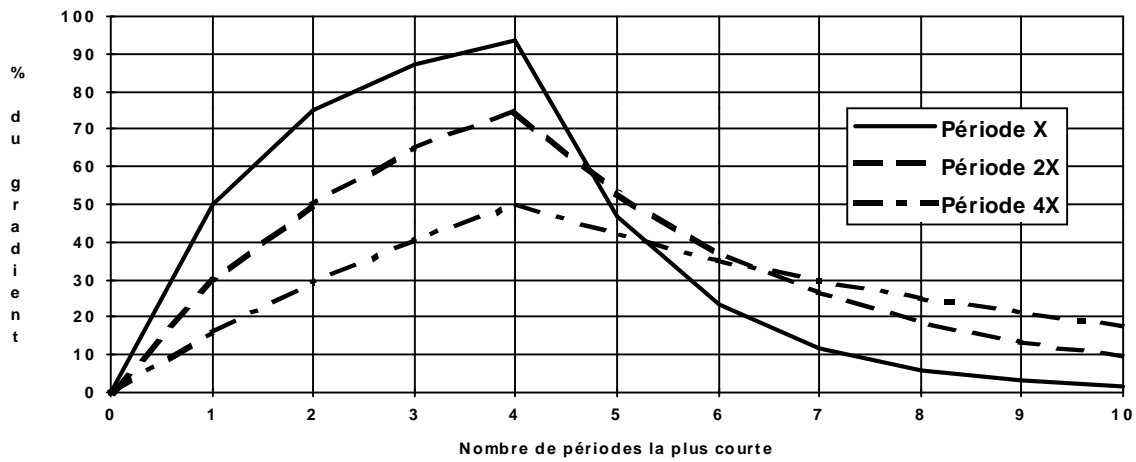
Le modèle de HALDANE

4. Le modèle

Haldane choisit un modèle constitué des 5 compartiments : **5 – 10 – 20 – 40 – 75 min.**

Tous les compartiments sont supposés avoir la même réponse vis-à-vis de l'azote. Ils ont tous un coefficient de sursaturation critique de 1,6.

Charge et décharge obéissent à une loi exponentielle : **$T = T_0 + (T_f - T_0)(1 - 0,5t/\theta)$**



5. Modèle par perfusion

Les tissus physiologiques sont fixes. Les gaz viennent d'un flux sanguin permanent. Le modèle défini par HALDANE est dit par perfusion

Perfusion = Introduction lente et continue d'une substance médicamenteuse ou de sang dans un organisme ou un organe.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

La table MN90

Les tables MN90 constituent un exemple simple à étudier et permettent d'illustrer facilement les différentes hypothèses de Haldane. De plus nous avons connaissance de la plupart des informations qui ont servi à la constituer. Dans les pages qui suivent nous allons donc analyser la façon dont elles ont été conçues. Nous aurons ainsi une bonne base pour tenter de comprendre les améliorations et les autres théories qui se développent aujourd'hui.

1. La base de données

Lorsque la marine nationale décide une évolution de ses tables elle a à sa disposition une base de données extrêmement riche. Cette base de données est constituée de fiches de déclaration d'accidents de plongées. L'analyse des accidents en relation avec une erreur de procédure, et celle des accidents survenus malgré le respect des tables GERS65 sont faites. Les "anomalies" sont connues et identifiées.

2. Principales constatations

- ✂ Le nombre d'accidents survenus avec des plongées entre 28 et 42 mètres est très supérieur à la valeur attendue (environ 10 fois).
- ✂ Une grande part des accidents avec respects des paliers vient d'un non-respect de la vitesse de remontée.
- ✂ Le nombre d'accidents lors de plongées successives est élevé.

3. Choix de la vitesse

Les concepteurs de la table MN90, le Dr MELIET et son équipe, extraient de ces analyses les constatations suivantes :

- ✂ Une vitesse de remontée lente raccourcit les paliers les plus profonds.
- ✂ Une vitesse de remontée trop rapide génère dans l'organisme des bulles pathogènes.
- ✂ Des bulles pathogènes apparaissent à partir de 20 m/min.

Le Dr MELIET retient la vitesse de 15 m/min. afin que cette vitesse ne soit pas difficile à respecter, qu'elle ne soit pas trop proche des 20 m/min., et qu'en cas de non respect elle impose des paliers qui ne seraient pas apparus avec une vitesse plus lente. Mais dans son cahier des charges, la marine nationale impose l'ancienne vitesse de 17m/min. à laquelle ses plongeurs sont habitués. Le Dr MELIET vérifie ses calculs avec cette vitesse et adapte les paliers lorsqu'il y en a besoin.

4. Le modèle retenu

Le modèle retenu est un modèle purement haldanien. Il est constitué de douze compartiments. Le tableau ci-dessous donne pour chaque compartiment la valeur de la période et la valeur de la sursaturation critique :

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

La table MN90

Période en min.	5	7	10	15	20	30	40	50	60	80	100	120
Coefficient SC	2,72	2,54	2,38	2,2	2	1,82	1,68	1,61	1,58	1,56	1,55	1,54

Les valeurs retenues ont permis notamment de resserrer la courbe de sécurité des tables GERS65 entre 28 et 42 mètres. Elles ont également été adaptées pour obtenir le profil souhaité entre 42 et 60 m.

Lors de l'élaboration des tables, des calculs ont été fait en intégrant des compartiments de périodes très supérieures à 120 min. (jusqu'à 600). Ces calculs ont montré que la saturation de ces compartiments était faible pour les durées d'exposition, et que le compartiment directeur a toujours une période inférieure ou égale à 120 min. L'influence est en fait constatée après deux plongées par jour à partir du 7^{ième} jour.

Un treizième compartiment est utilisé pour la respiration d'O₂ pur en surface : 240 min.

5. La population de référence

La population de référence est constituée de 1095 plongeurs dont les caractéristiques sont les suivantes :

Poids	74 ± 8 kg
Taille	175,9 ± 5,7 cm.
Age	32,3 ± 6,1 ans.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Le modèle de HEMPLEMAN

1. Les 2 points d'achoppement des hypothèses de Haldane

HEMPLEMAN établit en 1952 la première théorie véritablement et sérieusement concurrente de celle de Haldane. Ses remarques portent principalement sur deux points. Haldane n'a pas pris en compte la résistance mécanique des tissus. Son modèle ne décrit donc pas les lois de diffusion. Haldane considère que le gaz est en phase gazeuse seulement lorsqu'il y a accident. Son modèle ne prend donc pas en considération la phase gazeuse non pathogène dans la décompression.

De plus HEMPLEMAN remarque que l'apparition des "bends" survient suite à des plongées courtes à grande profondeur, ou longues à faible profondeur. Ils se forment dans les articulations.

2. Les hypothèses physiologiques du concept

Partant de ces constatations, Hempleman émet de nouvelles hypothèses, différentes de son prédécesseur :

- ❖ Un seul tissu est incriminé dans les bends, et celui-ci est faiblement vascularisé.
- ❖ Ce tissu peut supporter une quantité critique de gaz sans avoir apparition de la douleur.
- ❖ Pour ce tissu, le rôle de la diffusion est plus important que celui de la perfusion.
- ❖ Il suppose alors que les capillaires sont rangés en nappes parallèles. Il considère que le tissu est irrigué par une mince couche de sang entourée par des couches de tissus infiniment épaisse. Il utilise les équations de FICK (équations qui traduisent la diffusion en termes de mathématiques). La quantité de gaz dissout dans le tissu est alors fonction de la pression et de la racine carré de la durée d'exposition.
- ❖ Il considère que la décharge est une fois et demie plus lente que la charge.

3. Calcul de la courbe de sécurité

Dans cette solution, la courbe de sécurité peut être déterminée à partir d'une simple formule, $Q = P \times \sqrt{\theta}$, où **Q** désigne la quantité de gaz dans le tissu, **P** la pression ambiante, et **θ** la durée d'exposition. Une valeur critique **Qc** permet d'obtenir une courbe de sécurité.

Par exemple $Q_c = 500$ permet d'obtenir une courbe de sécurité très proche de celle de la table de l'US Navy.

4. Modèle dit par diffusion

En opposition au modèle de Haldane, celui-ci est dit modèle par diffusion. Le gaz diffuse au travers des parois alvéolaires pour aller se dissoudre dans le sang. Il diffuse

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Le modèle de HEMPLEMAN

également dans les cartilages (Seuls tissus organiques retenus dans le modèle).Le sang est considéré comme statique.

5. L'hypothèse du volume critique des bulles

Les bulles sont la cause des symptômes des ADD. Les gaz nuclei existent ou sont formés dans les tissus extra vasculaires durant la décompression. Les échanges de gaz entre les bulles extra vasculaires et les tissus sont limités par la diffusion. Les échanges de gaz entre le sang et les tissus sont limités par la perfusion du sang dans les tissus.

HEMPLEMAN poursuit ces travaux et en 1977, à l'aide de HENNESY il cherche à tenir compte de ces éléments. Il met au point une formule, complexe, afin de décrire le grossissement des bulles et leur circulation dans l'organisme.

Pour le grossissement des bulles, cette formule tient compte : De la diffusion, de la tension de surface autour de la bulle, de l'élasticité des tissus, de la perfusion, de la tension du gaz dans le liquide, de la loi de Mariotte, de l'équation des gaz parfaits. Ainsi, Cette formule permet de calculer une taille critique pour le volume des bulles.

Par contre ce modèle présente lui-même des limites. Il ne prévoit pas la sensibilité individuelle à supporter des embolies. On ne sait pas quantifier le nombre initial de bulles. On ne connaît pas le volume initial des bulles. Par conséquent, la quantité de bulles admissible et leur volume total est donné de façon empirique.

Actuellement ce modèle n'est pas utilisé seul, mais associé à une base de données (Comex 1986)

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Modèle haldanien adapté de SPENCER

1. L'hypothèse des gradients

Haldane avait émis l'hypothèse dite des rapports, WORKMAN émet l'hypothèse dite des gradients, $T - P \leq \Delta$, où T est la tension dans le compartiment, P la pression ambiante et Δ le seuil admissible.

On a alors $T \leq \Delta + P_{palier}$

2. Les M value du modèle de WORKMAN

WORKMAN a désigné la valeur $\Delta + P$ par le terme de M value ($\Delta + P = M$). M0 est alors la M value en surface. Il a constaté que Δ était fonction de la profondeur et du compartiment considéré.

Pour chaque compartiment on a alors : $M = M_0 + aZ$

Le modèle ci dessous est utilisé par l'US Navy, la plupart des organisations américaines, et la LIFRAS Belge. M₀ et a dépendent de chaque compartiment. Hempleman retient un modèle à 9 compartiments dont les caractéristiques sont données dans le tableau suivant, les valeurs étant en unités anglo-saxonnes :

	5	10	20	40	80	120	160	200	240
M0	104	88	72	56	54	52	51	51	50
a	1,8	1,6	1,5	1,4	1,3	1,2	1,15	1,1	1,1

Pour avoir les valeurs en unité françaises, il faut diviser M0 par 33 et a par 3,3, ce qui donne en arrondissant :

	5	10	20	40	80	120	160	200	240
M0	3,15	2,67	2,18	1,7	1,64	1,58	1,55	1,55	1,52
a	0,55	0,48	0,45	0,42	0,39	0,36	0,35	0,33	0,33

La vitesse de remontée est de 18 m/min.

3. Lien entre Workman et Haldane

En regardant le modèle de Workman de plus près, il semble être très proche de celui de Haldane. Qu'en-est-il plus précisément ? Peut-on établir effectivement un lien entre ces deux modèles.

A partir de l'hypothèse des rapports on peut écrire qu'à saturation critique $T = Sc + P$.

Or $P = P_0 + \delta Z/10$ (Densité de l'eau = δ)

Soit $T = Sc P_0 + Sc\alpha Z$ avec $\alpha = \delta/10$

Soit $T = B + AZ$

Ainsi c'est HALDANE qui apparaît en fait comme un cas particulier de WORKMAN.

Les hypothèses de WORKMAN sont utilisées pour les protocoles de décompression de plongées longues et profondes.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Modèle haldanien adapté de SPENCER

1. Les approches physiologiques

De 1971 à 1974 Merrill SPENCER (Seattle) observe par Doppler la présence de bulles dans le sang des plongeurs après des plongées n'ayant produits aucun symptôme de décompression. Il montre que l'apparition de "bends" est précédée d'embolies de gaz veineuses, VGE, (présence de gaz sous forme de bulles dans le circuit veineux). Il montre également que lorsque les plongées sont effectuées en mer il y a une augmentation sensible du taux d'apparition de VGE par rapport à celui trouvées pour des plongées identiques effectuées en caisson. Il ne trouve pas de bulles dans le sang artériel. Il détermine que les VGE se développe de préférence dans les veines sous-clavières et fémorales, et également dans la veine jugulaire.

2. Calcul de la courbe de sécurité

SPENCER associe à un modèle haldanien, un modèle de type HEMPLEMAN, de façon à prendre en compte à la fois la perfusion et la diffusion. Il détermine une courbe de sécurité par la formule $P = 490 \times \theta - 0,51$ où $\theta = (465/P)^2$, avec P désignant la profondeur en pieds, θ la Durée maximale de la plongée sans palier en min.

Cela permet à SPENCER d'espérer 10 à 20% de VGE seulement.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Modèle néo-haldanien de BULHMANN

1. Les coefficients de BULHMANN

BULHMANN utilise un modèle de type haladnien. Dans ses modèles, il définit chaque compartiment par trois paramètres : Sa période, et deux coefficients a et b. Pour chaque compartiment, la pression à laquelle il peut revenir après une exposition est : $P = (T-a) \times b$

Exemple : Pour le compartiment 109 min. $a = 0,415$ et $b = 0,908$

Avec ce modèle, les seuils sont fonction de la profondeur.

Modèle retenu dans les tables suisses..

Période	4	6	12,5	18,5	27	38,3	54,3	77
a	1,900	1,450	1,030	0,882	0,717	0,575	0,468	0,441
b	0,800	0,800	0,800	0,826	0,845	0,860	0,870	0,903

Période	109	146	187	209	305	390	498	635
a	0,415	0,416	0,369	0,369	0,255	0,255	0,255	0,255
b	0,908	0,939	0,946	0,946	0,962	0,962	0,962	0,962

La vitesse de remontée est 10 m/min..

2. Adaptation du modèle Haldane en phase de charge et de décharge

Le progrès essentiel apporter par BULHMANN est qu'il tient compte de l'air alvéolaire comme référence du gaz respiré, et non celui du gaz contenu dans le bloc.

L'équation devient alors : $T = T_0 + (P_{pAlvéolaire} - T_0)(1 - 0,5 t/\theta)$

Cette prise en compte est fondamentale. En effet la composition de l'air alvéolaire ne suit pas la loi de DALTON. En effet, lors d'une montée en altitude, la pression alvéolaire de la vapeur d'eau est une constante. Celle du CO₂ est également pratiquement constante (sauf hyperventilation). Celle de L'O₂ par contre chute beaucoup plus que ne le laisse prévoir la loi de DALTON. La pression alvéolaire de N₂ est ce qu'il reste.

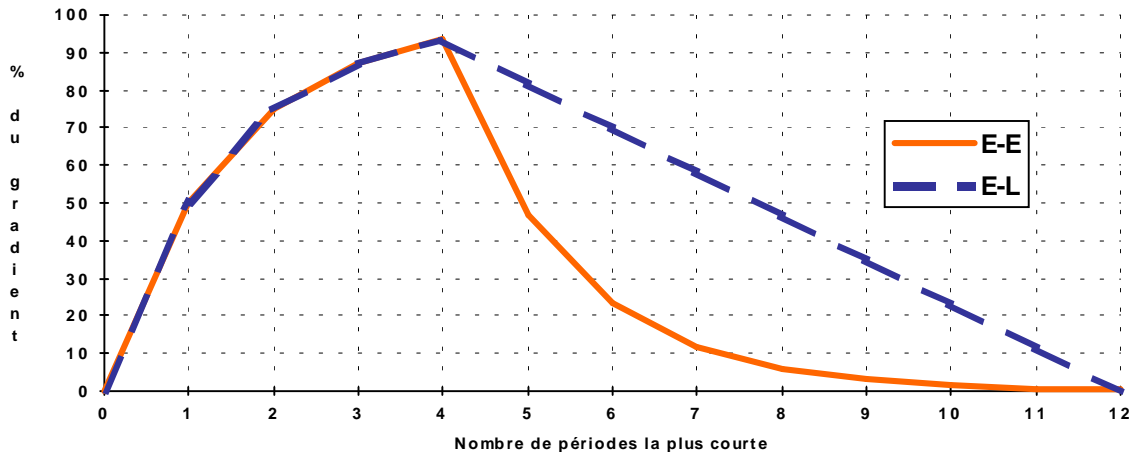
C'est pourquoi BULHMANN a proposé différentes tables en fonction de l'altitude.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Autres modèles néo-haldaniens

1. Le modèle Exponentiel - Linéaire

Aujourd'hui, la plupart des physiologistes pensent que le modèle exponentiel - exponentiel original de HALDANE apparaît comme mal adapté à décrire la décharge. Dans les années 80, THALMAN établit un modèle où la décharge est linéaire.



Ce modèle ne représente pas plus la réalité que le modèle traditionnel de Haldane, il ne remet d'ailleurs pas en cause les hypothèses physiologiques autres que celle de la symétrie charge / décharge. Son intérêt est qu'il induit des paliers plus importants puisqu'à tout instant de la décharge la tension est supérieure au modèle haldanien. On peut jouer sur la durée totale de la décompression en modifiant la pente de la droite, qui est donc un paramètre supplémentaire.

Il a été testé en 1984 sur 835 plongées "humides" en eau froide, avec des profondeurs de 15 à 57 mètres. L'intervalle entre deux plongées était au moins de 36 heures. Le temps de décompression a été triplé pour les plongées longues et peu profondes, doubler pour des plongées courtes et profondes.

2. Le modèle Sigmoidal

Sigmoidal signifie "qui a la forme de la lettre grecque sigma σ "

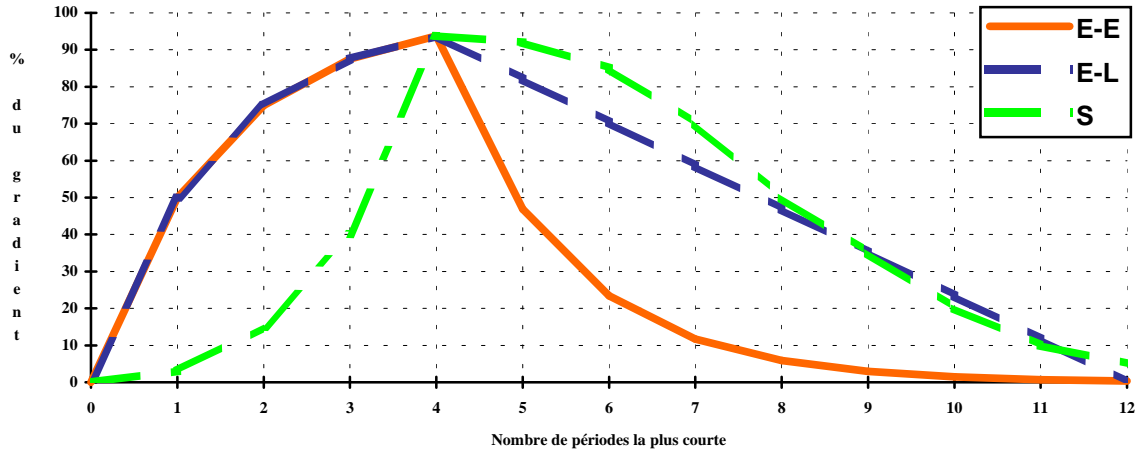
Ce modèle a été établi par WALD dès 1971 pour rendre compte des transferts gazeux au travers d'une membrane de diffusion. L'idée est de découper le modèle en une quantité infinie de compartiments en série qui se déchargent les uns dans les autres (le rang n dans le rang n-1).

Pour l'étude de la décompression, ce modèle a été utilisé en 1992 par P. GIRY et J.L. MELIET. Après étude sur des animaux et utilisation de gaz diluants différents (N₂, He), ils

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Autres modèles néo-haldaniens

constatèrent que la décharge démarrait avec un temps de latence après la diminution de la pression ambiante. La décharge démarre donc tangentiellement à l'axe des temps.



Ce modèle est contraignant pour les plongées successives. La décompression est plus courte pour les plongées courtes, plus longues pour des plongées longues et pour les successives.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Approche probabiliste

1. Introduction

Dans les années 80, toutes les analyses des bases de données (US Navy, GERS65, etc. ...) montrent que les modèles de tables utilisés correspondent d'assez loin à la réalité. Il a alors été généralement admis que le modèle mathématique n'a que peu d'importance. Ce qui compte, c'est l'étude statistique du risque. L'accident de décompression est alors un **événement aléatoire inéluctable**.

Cette vision des choses est une véritable révolution dans l'approche de la décompression.

Tous les modèles cités précédemment dans le document, et ceux qui en découlent sont qualifiés de déterministes, dans le sens où ils reposent sur des paramètres figés. Contrairement à ces modèles, un modèle probabiliste va proposer l'évaluation du nombre de risques d'apparition d'un ADD. Cela signifie que l'on admet que la table parfaite n'existe pas, car on ne sait pas traduire fidèlement les phénomènes physiologiques par des équations mathématiques. On ne peut que s'en approcher.

Cela ne signifie pas que l'approche probabiliste, comme nous allons le voir, soit moins scientifique que l'approche déterministe. Mais cette approche est basée totalement sur l'observation et la mesure. Il faut d'ailleurs un taux d'accident pour que le protocole probabiliste soit valide.

2. Comparaison des méthodes déterministes / probabilistes

Dans le modèle des tables MN90, si on considère par exemple le compartiment 120 dont le Sc est 1,54, la probabilité d'ADD est 0 si le rapport de sursaturation est inférieur à 1,54 et maximum si le rapport de sursaturation est supérieur à 1,54.

En fait si on prend 100 compartiments 120 et que l'on mesure leur Sc , un certain nombre (3 par exemple, ce chiffre est donné pour la compréhension des méthodes probabilistes) aurait un Sc inférieur à 1,54. On dit alors que la probabilité d'ADD est de 3% si le coefficient de sursaturation est inférieur à 1,54 et de 97% si le rapport de sursaturation est supérieur à 1,54.

Pour que ce résultat soit valide, il faut utiliser une méthode statistique d'estimation (choix des échantillons, loi statistique). Le concepteur va s'appuyer sur l'observation d'échantillons pour faire des spéculations, ou estimations, sur la population.

3. Exemple

Prenons 250 plongées de 20 min. à 40 mètres sans palier ayant engendré 10 accidents de décompression. La fréquence d'apparition d'ADD pour ce type de profil est :

$$f = 10 / 250 = 0,04 = 4\%$$

L'estimation ponctuelle consiste alors à dire que la fréquence F d'apparition d'ADD pour ce profil est 4%.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Approche probabiliste

Cette méthode est critiquable car le résultat est dépendant de l'échantillon retenu. Mais il existe des méthodes de calculs plus poussées.

4. Estimation par intervalle de confiance

Cette méthode permet de calculer un intervalle de valeurs dans lequel la fréquence F se trouve de façon quasi certaine (95% de chances). Cet intervalle s'appelle l'interfalle de confiance.

L'intervalle de confiance est un intervalle de valeurs comprises entre une valeur minimale et une valeur maximale et dont on est sûr que la fréquence d'apparition d'un événement se situe. En terme de probabilité, sûr doit également être quantifié. C'est en général 95%. Si la population de l'échantillon est composée n éléments (individus), alors l'intervalle de confiance pour une confiance à 95% est donné par :

$$F_{\min} = f - 1,96 \sqrt{\frac{f(1-f)}{n-1}} \quad \text{et} \quad F_{\max} = f + 1,96 \sqrt{\frac{f(1-f)}{n-1}}$$

Ce qui pour l'exemple précédent donne F compris entre 1,57% et 6,43% avec 95% de chances. Nous recherchons le risque d'apparition d'accident. C'est donc le cas le plus défavorable qui est retenu, soit $F = 6,43\%$. Ce profil de plongée n'est pas acceptable.

Cette méthode a été appliquée par BERGHAGE dès 1974 pour affiner les paramètres du modèle des tables US Navy.

5. Estimation par la méthode de probabilité maximum

C'est un test global concernant l'ensemble des profils proposés par une table. Cette approche permet de tester la validité d'un modèle, qu'il soit déterministe ou probabiliste. Elle permet d'améliorer un modèle par modification successive des constantes (Sc , M values, Probabilité). Enfin, elle permet de comparer deux modèles et de décider lequel est le plus performant.

6. Exemples

Cette méthode repose essentiellement sur le traitement des données. Si un profil a une probabilité P de voir apparaître un accident, la probabilité pour qu'il n'y ait pas d'accident est $1-P$.

On appelle LIKEHOOD le nombre obtenu par la multiplication de toutes les probabilités d'accidents de tous les profils. Ce nombre est noté L .

🐛 **Exemple 1** : Prenons 3 profils de plongée, chacun ayant une probabilité d'accident P_1 , P_2 , P_3 . Si on réalise les trois plongées et que les deux premières ont conduit à un ADD. Alors $L = P_1 \times P_2 \times (1-P_3)$.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Approche probabiliste

✂ **Exemple 2** : Prenons le profil n° 1 et réalisons le 10 fois. Supposons qu'il y ait eu 2
ADD. Alors $L = P_1^2 \times (1 - P_1)^8$

✂ **Exemple 3** : Prenons le profil n° i et réalisons le k fois. Supposons qu'il y ait eu 1
ADD. Alors $L_i = P_i^k \times (1 - P_i)^{(k-1)}$

✂ **Généralisation** : Prenons une table dont n profils ont été testés. Chaque profil i à
permis de calculer un "likelihood" L_i . Le "likelihood" de l'étude est alors

$$L = L_1 \times L_2 \times \dots \times L_i \times \dots \times L_n$$

Le "likelihood" est le produit de probabilités dont les valeurs sont comprises entre 0 et 1.
Ce nombre devient donc très petit. Il n'est pas commode à utiliser. On utilise en fait le
logarithme népérien.

Un modèle de décompression est d'autant meilleur que son "likelihood" est proche de 1
(ou $\text{Log}(L)$ proche de 0). D'où le nom de maximum pour ce type d'estimation.

ELEMENTS DE CALCUL DES TABLES

Conclusion

Les méthodes de calcul de table deviennent de plus en plus poussés. On ne peut pas s'amuser à calculer sa propre table sans une bonne base de données et des connaissances poussées des phénomènes physiologiques et de leur représentation mathématique. La comparaison intuitive entre deux tables n'est pas aisée.

La table zéro accident n'existe pas.

