(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 569 158**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **84 12952**

(51) Int Cl⁴ : B 63 C 11/32; A 61 B 5/02.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 16 août 1984.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** BOPI « Brevets » n° 8 du 21 février 1986.

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *JULLIAN Michel Jacques Roger.* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** Michel Jacques Roger Jullian.

(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** Bernard Ravina.

(54) Décompressimètre numérique à perfusions variables.

(57) L'invention concerne un décompressimètre dont les indications sont représentatives de l'activité physique de l'utilisateur au fond.

Il est constitué :

— de moyens de mesure du temps, de la pression ambiante et du débit cardiaque;

— de moyens de calcul sensibles aux résultats des moyens de mesure, aptes à estimer l'état de saturation de l'utilisateur selon un modèle composé de tissus dont les vitesses d'échanges gazeux dépendent non seulement du temps et de la pression mais aussi du débit cardiaque, et à en déduire un programme de décompression approprié;

— de moyens d'indication donnant une représentation sensible des résultats des moyens de calcul;

— de moyens d'alimentation en électricité et d'un boîtier de protection.

Le dispositif selon l'invention est particulièrement destiné aux plongeurs sous-marins.

FR 2 569 158 - A1

DESCRIPTION

Décompressimètre numérique à perfusions variables.

L'invention concerne une méthode nouvelle, plus précise que les méthodes antérieures, de détermination du programme minimal de décompression non pathologique d'une personne (plongeur, travailleur hyperbare, aviateur, cosmonaute, etc...) ayant séjourné et respiré un mélange gazeux contenant un ou des gaz non métabolisables à des pressions ambiantes supérieures à celle de la "surface" qu'elle veut finalement atteindre, ainsi qu'un dispositif automatique de détermination et d'indication dudit programme et de paramètres connexes appliquant ladite méthode, ainsi qu'un ensemble de plongée incorporant ledit dispositif.

La nécessité d'un tel programme provient du fait que, lors du séjour en pression, lesdits gaz non métabolisables se sont dissous via les poumons et le sang dans les tissus de l'organisme en quantités plus importantes que celles pouvant y exister à la pression de la surface, et qu'une décompression trop rapide libérerait in situ, plutôt que dans les gaz d'expiration via le sang et les poumons, l'excès desdits gaz non consommables par l'organisme sous forme de bulles dites "pathologiques", c'est-à-dire susceptibles d'infliger des lésions aux tissus dans lesquels elles apparaissent et/ou d'interrompre la circulation sanguine dans certains vaisseaux, le spectre des conséquences observables et généralement différées de ces accidents de décompression allant de légères démangeaisons localisées jusqu'au décès de l'intéressé.

Les deux principaux types de décompression sont la décompression continue et la décompression par paliers. La décompression continue consiste à réduire la pression ambiante de façon continue ou par petites étapes, et est plus rapide mais moins pratique que la décompression par paliers, qui consiste à effectuer des arrêts de durées relativement longues à des pressions ambiantes prédéterminées relativement distantes l'une de l'autre, généralement espacées de 3 mem (mètres d'eau de mer) en 3 mem jusqu'à la surface, la vitesse de déplacement jusqu'au premier palier et entre les paliers étant limitée par une valeur maximale admissible donnée, généralement entre 10 et 20 mem/mn.

Quel que soit le type de décompression utilisé, le programme de décompression idéal est le programme minimal, c'est-à-dire celui dont la durée totale est la plus courte sans pour autant compromettre la sécurité de l'intéressé. Les raisons pour cela sont évidentes, surtout dans le milieu de la plongée professionnelle où quelques dizaines de minutes perdues en temps de décompression superflu peuvent entraîner des pertes de plusieurs milliers de francs en raison du coût horaire important des plongeurs et des personnes et matériels qui les entourent. Une méthode de détermination de programmes de décompression est précise lorsque le programme prescrit par cette méthode pour une exposition donnée s'approche au plus près du programme minimal, tout écart allant dans le sens de la sécurité.

Deux facteurs critiques limitent la précision d'une méthode donnée. Le premier est la précision de détermination de l'état de saturation de l'intéressé en gaz non métabolisables après une exposition donnée. Le second est la précision avec laquelle sont connues les contraintes auxquelles doit obéir ledit état de saturation pendant la décompression pour éviter l'apparition de bulles pathologiques. Ces deux facteurs ne sont d'ailleurs pas indépendants ; en effet, plus les erreurs commises dans la détermination de l'état de saturation sont importantes, plus sévères doivent être les contraintes auxquelles l'ont doit soumettre ledit état en cours de décompression si l'on veut éviter une décompression sub-minimale et donc pathologique. La méthode de l'invention possède un meilleur premier facteur et, par contrecoup, un meilleur second facteur que les méthodes conventionnelles. Avant de décrire comment cela est accompli, il est nécessaire d'exposer plus en détail les méthodes conventionnelles.

Ces méthodes, qu'elles soient appliquées à des scénarios pression ambiante/temps fictifs comme pour l'établissement de tables de décompression ou au profil réel d'une exposition comme dans les appareils du type décompressimètre analogique ou numérique, sont nombreuses mais possèdent toutes, ou tout au moins les plus fiables et donc les plus employées, une architecture de base commune due aux travaux précurseurs du physiologiste britannique J.S. Haldane au début de ce siècle :

L'état de saturation de l'organisme est représenté par les tensions de gaz non métabolisables dans un certain nombre de tissus. Ces tensions représentent des concentrations de gaz dissous mises à l'échelle de telle sorte qu'à Saturation d'un tissu donné pour un gaz donné (on emploiera ici Saturation avec un S majuscule dans le sens de l'état d'équilibre où le tissu contient en dissolution tout le gaz qui peut y résider de façon stable), la tension du gaz dans le tissu soit numériquement égale à la pression partielle dudit gaz dans le mélange respiré, elle-même égale au produit de la pression ambiante et de la concentration molaire du gaz dans le mélange. Ces tissus ne représentent pas des tissus anatomiques bien définis, mais plutôt des ensembles de tissus anatomiques divers réunis par un comportement commun en ce qui concerne la dynamique des échanges d'un gaz non métabolisable donné avec les gaz respiratoires. Le nombre nécessairement fini (rarement plus de 7) de tissus pris en compte par les diverses méthodes constitue un échantillonnage qui se veut représentatif du nombre théoriquement quasi-infini de tels ensembles possibles. Chaque tissu est caractérisé pour un gaz donné par une constante appelée période ou demi-vie, pouvant selon le tissu aller de quelques minutes à quelques centaines de minutes, qui est définie comme le temps nécessaire pour que la tension de ce gaz dans ce tissu voie réduite de moitié la différence la séparant initialement de la tension de Saturation, égale à la pression partielle du gaz dans le mélange respiratoire, cette dernière étant supposée constante. Cette définition implique que la tension varie exponentiellement en fonction du temps t, selon une loi qui peut s'exprimer différentiellement de la façon suivante :

(Eq. 1) $dq/dt = k\,[gp - q]$

où

- q est la tension du gaz dissous dans le tissu
- g est la fraction molaire du gaz dans le mélange
- p est la pression ambiante
- k = Log2/h est le coefficient exponentiel du tissu

où

Log2 est le logarithme népérien de 2

h est la période du tissu

ou, si le produit gp et k sont constants, sous la forme intégrée :

(Eq. 2) $q = qo + [gp - qo][1-\exp(-kt)]$

où qo est la valeur initiale (au temps 0) et q est la valeur finale (au temps t) de la tension.

En addition, certaines méthodes emploient des artifices de calcul pour l'estimation des tensions lorsque la pression ambiante est élevée, comme le "grossissement" des temps réellement passés aux pressions ambiantes supérieures à 70 mem par un facteur de 1,5 ou 2.

L'état de saturation de l'organisme étant ainsi représenté, les contraintes auxquelles il doit obéir lors de la décompression se composent essentiellement de tensions maximales admissibles pour chaque tissu et pour chaque gaz qui sont des fonctions croissantes, généralement linéaires mais ne passant pas nécessairement par l'origine, de la pression ambiante. Ces tensions maximales admissibles à une pression ambiante donnée pour un gaz donné sont supérieures à ladite pression ambiante et donc bien évidemment supérieures à la pression partielle du gaz à cette pression ambiante, accordant ainsi aux tissus un certain degré de sursaturation (tension en excès de la tension de Saturation) permise et par là-même la possibilité à au moins l'un d'entre eux de se désaturer à chaque étape de la décompression, la vitesse de désaturation étant proportionnelle à l'amplitude de la sursaturation comme l'indique (Eq. 1). Une autre contrainte dont il a déjà été fait état est la vitesse maximale de décompression ou remontée, qui suffit à assurer la désaturation non pathologique des tissus les plus rapides, comme le sang.

Afin de comprendre en quoi les méthodes conventionnelles sont susceptibles d'amélioration, on peut se référer par exemple au paragraphe 3.4.1 du rapport de recherche 6-65 de l'U.S. Navy Experimental Diving Unit par R.D. Workman (1965), où il est dit en substance :

"Il est également reconnu que l'admission de gaz inerte durant le travail est plus importante qu'au repos, en raison de l'accroissement du débit cardiaque et de la perfusion des tissus. De même, l'élimination de gaz inerte au cours des périodes de repos sera plus lente que pendant le travail. La détermination des tensions maximales admissibles à partir de plongées de travail prend cette différence en compte dans une certaine mesure."

La perfusion d'un tissu anatomique (débit sanguin tissulaire) est en effet un facteur important des processus de saturation et désaturation en gaz non métabolisables. Boycott, Damant et Haldane (The prevention of compressed air illness ; J. Hyg. Lond. 8, 445-456, 1908) estiment que le coefficient exponentiel caractéristique k d'un tissu donné pour un gaz donné qui, comme nous l'avons vu, est inversement proportionnel à la période de ce tissu pour ce gaz, peut s'exprimer comme suit :

$$(Eq.\ 3) \qquad k = a\ C\ B\ /\ S$$

où
- a est une constante
- C est la perfusion sanguine du tissu
- B est la solubilité du gaz dans le sang
- S est la solubilité du gaz dans le tissu.

Selon ces auteurs, donc, la période de tout tissu varierait en proportion inverse de la perfusion de ce tissu, toutes choses étant égales par ailleurs. On s'accorde cependant de nos jours à penser que cela ne serait vrai que pour des tissus bien vascularisés, et que les périodes des tissus mal vascularisés, c'est-à-dire ceux où le gaz en solution doit diffuser sur une distance comparativement longue avant de rencontrer un vaisseau sanguin, dépendraient peu ou prou des perfusions de ces tissus. Ces derniers tissus seraient également ceux dont les périodes sont les plus longues.

La perfusion d'un tissu dont le métabolisme s'accroît, comme un muscle fournissant un effort, augmente par dilatation des vaisseaux sanguins qui l'irriguent en réponse à l'hypoxie temporaire provoquée par ledit accroissement de métabolisme. Cette vaso-dilatation s'accompagne d'une augmentation du débit cardiaque afin de maintenir une pression artérielle constante.

Entre le repos et un effort soutenu le débit cardiaque chez l'homme peut varier entre 5 et 25 l/mn, c'est-à-dire par un facteur 5, ou même plus : des débits cardiaques d'environ 40 l/mn ont été mesurés chez des athlètes bien entraînés fournissant un effort maximal. Le simple fait de marcher lentement fait augmenter le débit cardiaque d'environ 50 % par rapport à la valeur au repos. Or, par conservation des débits, une multiplication du débit cardiaque par un facteur x supérieur à 1 doit nécessairement être associée à une multiplication par un facteur y au moins égal à x de la perfusion des tissus dont le métabolisme accru est à l'origine de l'augmentation de débit cardiaque. Si l'on en croit Boycott, Damant et Haldane, cela signifie que les coefficients exponentiels et donc les vitesses d'échanges gazeux desdits tissus sont multipliés par le même facteur y. Les facteurs x et donc y pouvant être supérieurs à 5, on voit que les erreurs dues à cet effet, commises par les méthodes conventionnelles dans la détermination de l'état de saturation d'un individu, auxquelles Workman fait allusion dans l'extrait de son rapport présenté plus haut, sont potentiellement énormes.

Si l'on considère un modèle simplifié de l'organisme où les coefficients exponentiels de tous les tissus varieraient proportionnellement au débit cardiaque, et si l'on admet qu'un plongeur peut travailler au fond à un débit cardiaque de 25 l/mn puis se décomprimer ensuite à débit cardiaque 5 l/mn selon une méthode conventionnelle en toute sécurité - ce dont il est permis de douter -, alors il est simple de voir, par interchangeabilité de k et de t dans (Eq. 2), que le même plongeur aurait pu en toute sécurité subir le même programme de décompression après une plongée à la même profondeur mais de durée 5 fois plus élevée si son débit cardiaque au fond n'avait été que de 5 l/mn, c'est-à-dire s'il n'avait fourni aucun effort au fond. En effet, son état de saturation au moment d'amorcer sa remontée aurait été exactement le même dans les deux cas. En d'autres termes, il serait parfaitement sûr, dans certains cas, d'utiliser les tables conventionnelles en entrant une durée fictive 5 fois moindre que la durée réelle de la plongée. Par exemple si l'on utilisait la table de plongée à l'air annexée au décret de 1974 du Ministère du Travail français régissant les mesures particulières de protection applicables aux travailleurs hyperbares (Bulletin Officiel, fascicule spécial n° 74-48 bis), on pourrait, dans certains cas, remonter en toute sécurité d'une plongée de 50 mn à 57 m en un temps total

de 11,4 mn (durée de la remontée préconisée pour une plongée de 50/5 = 10 mn à 57 m) que l'on peut comparer aux 141,6 mn du programme de décompression obtenu par application stricte de la table, réalisant ainsi une économie non négligeable de plus de deux heures ou 92 % sur le temps de décompression.

Il va sans dire qu'un plongeur qui se laisserait tenter par l'économie de temps réalisée dans l'exemple ci-dessus courrait vers de graves ennuis vu la simplicité de nos hypothèses, qui n'étaient destinées qu'à fournir un ordre de magnitude des répercussions possibles sur les durées de décompression réellement nécessaires des variations de débit cardiaque au cours d'une exposition donnée à la pression.

La méthode de l'invention consiste à monitorer en cours d'exposition (décompression y comprise), outre le temps et la pression ambiante comme le font les décompressimètres numériques conventionnels, le débit cardiaque de l'intéressé ou tout paramètre connexe permettant de calculer ledit débit cardiaque, à estimer les valeurs instantanées des coefficients exponentiels ou périodes d'un certain nombre de tissus représentatifs de l'organisme en fonction dudit débit cardiaque, à en déduire par intégration en temps réel de (Eq. 1) les valeurs courantes des tensions dans chaque tissu de chacun des principaux gaz non métabolisables présents dans le mélange respiré, à prédire l'évolution de ces tensions en décompression simulée à débit cardiaque présumé constant sous contraintes de tensions maximales admissibles en fonction de la pression ambiante d'une part et d'une vitesse maximale de décompression d'autre part, à afficher ou autrement indiquer le programme de décompression minimal évolutif ainsi obtenu, et à assister autant que faire se peut le plongeur dans le respect dudit programme.

Afin d'éviter les difficultés inhérentes à la mesure directe du débit cardiaque dans des conditions opérationnelles réelles, on peut faire usage de la corrélation dont l'observation est une banalité quotidienne entre les activités cardiaques et respiratoires d'un individu, ces activités étant toutes deux déterminées par le métabolisme de l'individu. Des études détaillées ont montré que le débit ventilatoire moyen ("volume respiratoire minute") d'un individu variait approximativement de 6 à 120 l/mn en proportion directe de sa consommation

d'oxygène, laquelle peut être exprimée comme le produit du débit cardiaque par la différence de concentration en oxygène entre le sang artériel et le sang veineux respectivement à la sortie et à l'entrée des poumons. Cette différence de concentration, ou taux d'extraction d'oxygène, augmente également de façon notable avec le métabolisme, de sorte que le débit cardiaque, contrairement au débit ventilatoire, n'est pas directement proportionnel à la consommation d'oxygène. Il existe cependant une relation entre le débit cardiaque et le débit ventilatoire moyen, qui, pour un individu normal respirant de l'air à pression atmosphérique peut être représentée par l'approximation linéaire suivante :

(Eq. 4) $c = 0{,}18v + 3{,}95$

où c est le débit cardiaque en l/mn
v est le débit ventilatoire moyen en l/mn.

La position couchée et l'immersion verticale du corps affectent cette relation de façons similaires en ce qu'elles provoquent une augmentation du débit cardiaque (de 15 à 30 %) sans modification sensible du débit ventilatoire moyen. Les variations de pression ambiante sont également susceptibles de modifier cette relation, notamment par les variations de pression partielle d'oxygène dans le mélange respiré (et donc de tension d'oxygène dans le sang artériel) qu'elles entraînent. Quoi qu'il en soit, on peut admettre qu'il existe, à mélange respiratoire fonction donnée de la pression ambiante, une expression analytique donnant le débit cardiaque d'un individu en fonction de son débit ventilatoire ou sa consommation d'oxygène et de la pression ambiante avec une précision suffisante pour permettre l'application de la méthode de l'invention par monitorage de la consommation de gaz respiratoires du sujet. La précision de cette méthode de détermination du débit cardiaque, qui n'est pas critique dans la mesure où il suffit qu'elle soit meilleure que 60 % pour permettre de déterminer l'état de saturation du sujet avec plus de précision que les méthodes conventionnelles, peut être très bonne (certainement meilleure que 20 %) si l'expression analytique sur laquelle elle se base est déterminée expérimentalement en caisson pour le sujet même auquel elle doit être appliquée, et dans des conditions de mélange respiratoire, d'attitude, d'immersion et de température aussi proches que possible des conditions opérationnelles réelles à pression ambiante égale. Une

expression moyenne déterminée expérimentalement à partir de mesures sur un grand nombre d'individus aurait également une précision suffisante pour notre application. L'expression pourrait par exemple prendre la forme linéaire suivante

(Eq. 5) $c = a(p)v + b(p)$

où a(p) et b(p) sont des fonctions de la pression ambiante,

ou une forme polynomiale d'ordre supérieur selon la précision requise.

Le débit ventilatoire peut à son tour être déterminé par le monitorage de la pression du réservoir de gaz respiratoire pour un appareil respiratoire à circuit ouvert ou de celle du réservoir d'oxygène pour un appareil à recyclage des gaz neutres, selon l'expression de détente isotherme suivante :

(Eq. 6) $v\,p = -K\,V\,dP/dt$

où K est égal à 1 pour un appareil à circuit ouvert ou égal à la constante de proportionnalité entre le débit ventilatoire et la consommation d'oxygène dans le cas d'un appareil à recyclage. Dans ce dernier cas K peut être déterminé au préalable en caisson, en fonction de la pression ambiante.

Alternativement pour un appareil à recyclage le débit cardiaque peut être directement exprimé en fonction de la consommation d'oxygène, laquelle serait alors substituée à v dans les équations 5 et 6 où a(p) et b(p) seraient de nouvelles fonctions de la pression ambiante p, et K serait égal à 1.

V est le volume du réservoir concerné

P est la pression du réservoir concerné. dP/dt est bien évidemment négatif à température constante.

La connaissance de P présente d'autres avantages bien évidents en matière de sécurité en permettant une bonne gestion des réserves respiratoires.

Cette gestion est rendue d'autant plus facile que la présente méthode permet, grâce à la connaissance simultanée de P et du programme minimal de décompression, de prédire la valeur de P à l'arrivée en surface par application de l'équation suivante obtenue par intégration de (Eq. 6) :

$$\text{(Eq. 7)} \qquad Ps = P - vo/V \int_{prog.} p/K \, dt$$

où Ps est la valeur de P prédite à l'arrivée en surface

vo est la valeur présumée du débit ventilatoire lors de la décompression. Afin de majorer pour raisons de sécurité la chute de pression P-Ps et aussi de simplifier les calculs, on pourra utiliser une valeur constante (par exemple 20 l/mn) pour vo partout supérieure à celle correspondant par (Eq. 5) à la valeur présumée du débit cardiaque, également choisie constante (par exemple 7 l/mn).

La mention "prog." sous le signe intégrale signifie que l'intégration est pratiquée sur le profil pression ambiante/temps du programme minimal de décompression. Si K est égal à 1 on voit que l'intégrale est égale à l'aire sous ce profil, dont une approximation dans le cadre d'une décompression par paliers est la somme des produits (pression ambiante X durée) pour tous les paliers.

Ayant décrit une méthode possible de détermination du débit cardiaque et le gain supplémentaire pouvant en être retiré en matière de sécurité, nous allons maintenant examiner à titre d'exemple une méthode de calcul de décompression faisant intervenir ce paramètre.

Le modèle mathématique de l'organisme est constitué, quel que soit le gaz non métabolisable concerné, de sept tissus numérotés selon un index i allant de 1 à 7. Les coefficients exponentiels de ces tissus sont les fonctions suivantes du débit cardiaque, en unités de 10^{-5} s^{-1} pour c exprimé en l/mn :

(Eq. 8) $k1 = 22,3168\ c$

(Eq. 9) $k2 = 11,1584\ c$

(Eq. 10) $k3 = 5,5792\ c$

(Eq. 11) $k4 = 2,7896\ c$

(Eq. 12) $k5 = 1,10\ c + 2,0636$

(Eq. 13) $k6 = 0,55\ c + 1,0318$

(Eq. 14) $k7 = 2,4409$

Trois critères ont présidé au choix de ces fonctions, outre leur linéarité :

Le premier critère est la proportionnalité des coefficients exponentiels, et donc l'inverse proportionnalité des périodes, des tissus les plus rapides au débit cardiaque.

Le deuxième critère est la cohérence avec les périodes des 7 tissus qui ont servi de base au calcul des tables officielles du Ministère du Travail français (Bulletin Officiel 74-48 bis). Ces tissus étaient affectés de périodes différentes selon les conditions d'immersion : respectivement 7,5, 15, 30, 60, 120, 240, et 480 mn en immersion (exposition et décompression), et 10, 20, 40, 80, 150, 300 et 480 mn pendant l'intervalle de surface. Nous remercions au passage J.P. Imbert de la COMEX pour nous avoir communiqué ces valeurs. Si l'on calcule pour chaque tissu le rapport entre la période immergée et la période non immergée, on obtient respectivement 0,75, 0,75, 0,75, 0,75, 0,80, 0,80 et 1,00. Ces rapports semblent prendre en compte l'augmentation de 32 %, reportée par plusieurs auteurs, du débit cardiaque d'un sujet lors de son passage de l'état de repos vertical non immergé à l'état de repos vertical immergé, par une variation des périodes des 4 tissus les plus rapides en proportion inverse du débit cardiaque (0,75 = 1/1,33), une variation plus lente des périodes des 2 tissus suivants, et pas de variation du tout pour le dernier tissu. Les périodes correspondant aux coefficients exponentiels que nous avons choisis sont respectivement 7,40, 14,79, 29,58, 59,16, 118,32, 236,64 et 473,29 mn pour un débit cardiaque de 7 l/mn typique du repos immergé, et 9,86, 19,72, 39,44, 78,88, 147,38, 294,76 et 473,29 mn pour un débit cardiaque de 5,25 l/mn typique du repos non immergé. On remarquera que, bien que proches des périodes utilisées dans le calcul des tables officielles respectivement pour l'immersion et pour

l'intervalle de surface, et bien que respectant la progression géométrique de raison 2 de ces dernières dans le cas de l'immersion, nos périodes s'en éloignent légèrement alors qu'il eût été possible de les faire coïncider : les raisons pour cela résident dans le troisième critère.

Le troisième critère est que, à débit cardiaque 7 l/mn, valeur présumée du débit cardiaque lors des remontées simulées dans la présente méthode pour établir le programme minimal de décompression, et pour un intervalle de temps commode dt, le produit k.dt soit pour tout tissu une puissance entière négative ou positive de 2, permettant l'intégration simple et rapide de (Eq. 1) pour l'estimation des tensions des tissus au cours desdites remontées simulées par des moyens de calcul à notation binaire. En l'occurrence, l'intervalle de temps commode choisi est égal à 2,5 s ou le produit de cette valeur par toute puissance entière de 2. Cette valeur de 2,5 s nous paraît "commode" en ce qu'elle divise exactement une minute (60 = 24 x 2,5) et en ce qu'elle correspond à une diminution de pression de 0,5 mem à la vitesse nominale de décompression de 12 mem/mn que nous préférons aux 15 mem/mn des tables officielles pour raisons de sécurité. 0,5 mem se trouve être la précision avec laquelle nous comptons mesurer la pression ambiante, ainsi que l'unité interne de représentation de cette quantité par les moyens de calcul, qui seront ainsi à même de représenter sur un seul octet (8 bits d'information) toutes pressions ambiantes sur un domaine de variation de 128 mem, tout à fait suffisant pour la plupart des applications. En outre, 0,5 mem divise exactement la distance habituelle de 3 mem entre les paliers.

Le monitorage simultané ou alterné de la pression ambiante, du temps et du débit cardiaque permettent de calculer à tout instant et pour chaque gaz considéré les tensions réelles de ce gaz régnant dans chacun des 7 tissus, par intégration en temps réel de (Eq. 1), où k est fonction du tissu et de la valeur instantanée du débit cardiaque selon les équations (Eq. 8) à (Eq. 14), et où g est la fraction molaire du gaz considéré dans le mélange respiratoire, fonction éventuelle de la pression ambiante et connue à l'avance.

A partir de ces tensions réelles régnant au temps présent dans les tissus, on peut prédire les tensions futures moyennant les hypothèses suivantes :

- Décompression débutant au temps présent.

- Débit cardiaque constant (7 l/mn) durant la décompression.

- Vitesse de décompression soit nulle soit égale à une valeur nominale (12 mem/mn).

- Arrêts autorisés seulement à certaines pressions ambiantes ou "paliers de décompression". Les paliers habituels sont situés à toutes les pressions ambiantes distantes de la pression régnant en surface (connue ici comme le multiple de 0,5 mem le plus proche de sa valeur réelle) par un multiple de 3 mem. Si toutes les pressions ambiantes sont autorisées on est en situation de décompression continue, équivalente ici à une décompression par paliers où les paliers sont situés à toutes les pressions ambiantes multiples de 0,5 mem.

- Tensions partout inférieures ou égales à des tensions maximales admissibles également appelées tensions de contrôle qui, pour chaque gaz considéré et chaque tissu, sont des fonctions linéaires de la pression ambiante (voir plus loin).

- Décompression la plus rapide possible tout en respectant les hypothèses précédentes.

- Décompression se terminant à l'arrivée en surface.

Le profil pression ambiante/temps résultant de ces hypothèses constitue le programme minimal de décompression approprié au présent état de saturation.

Au début du calcul du programme minimal de décompression, qui est effectué toutes les quelques secondes, nous nous assurons que toutes les tensions actuelles dans les tissus sont inférieures aux tensions de contrôle en vigueur à la pression ambiante actuelle. Lorsque ce n'est pas le cas, nous bloquons les tensions "réelles" et le programme de décompression dans l'état où ces quantités se trouvaient avant la détection de l'anomalie, pour les laisser varier à nouveau dès la détection de fin d'anomalie. Cette mesure arbitraire est destinée à interdire la prescription de décompressions artificiellement courtes induites par la réduction anormalement rapide des tensions lorsqu'un palier n'est pas respecté.

Le tissu qui, pour un gaz donné, commande l'arrêt à un palier donné parce que la tension de ce gaz y est trop élevée pour permettre de rejoindre le palier suivant sans y dépasser la tension de contrôle, et qui détermine le temps d'arrêt à ce palier, est appelé tissu directeur de ce palier.

Lorsque, comme c'est le cas dans la plupart des méthodes de calcul de décompression où un seul gaz non métabolisable est présent, certaines conditions faisant intervenir les périodes et les tensions de contrôle des divers tissus et la fraction molaire du gaz considéré dans le mélange respiré à chaque palier sont réunies, le tissu directeur d'un palier donné est de période toujours supérieure ou égale à celle du tissu directeur du palier précédent. Dans ce cas, il est possible d'accélérer le calcul du programme de décompression en ne considérant au fur et à mesure de la décompression simulée que les tissus de période supérieure ou égale à celle du tissu directeur courant.

Les tensions de contrôle aux divers paliers des divers tissus pour chaque gaz non métabolisable constituent la pierre d'angle de toute méthode de calcul du programme minimal de décompression pour un état de saturation initial donné. Comme nous l'avons vu plus haut, la prise en compte du débit cardiaque par notre méthode lui confère une meilleure précision dans la détermination de l'état de saturation que les méthodes conventionnelles, autorisant l'usage de tensions de contrôle moins sévères (donc plus élevées) du fait que la part de l'erreur y est moins importante. La question de la détermination de ces tensions de contrôle se pose donc. Une méthode simple et qui présente l'avantage de profiter des centaines de milliers d'expérimentations humaines qui ont conduit à l'établissement puis qui ont confirmé par l'usage la sécurité des tables conventionnelles autorisant le travail au fond est la suivante :

Pour chacun des scénarios d'une ou plusieurs tables conventionnelles confirmées autorisant le travail au fond, comme par exemple les tables du GERS (maintenant GISMER) ou du Ministère du Travail en France, ou celles de l'US Navy, on peut calculer grâce à (Eq. 2) l'état de saturation en fin d'exposition (début de décompression) de chacun de nos sept tissus affectés de coefficients exponentiels constants donnés par les équations (Eq. 8) à (Eq. 14) pour un débit cardiaque typique d'un travail constant modéré au fond, par exemple 15 l/mn. A partir des tensions en fin d'exposition de nos sept tissus, on peut calculer les tensions atteintes aux différents paliers de décompression par les mêmes tissus affectés cette fois de coefficients exponentiels donnés par les mêmes équations pour un débit cardiaque typique de la décompression, par exemple 7 l/mn. La comparaison globale de ces résultats pour tous les scénarios considérés permet

de déterminer les tensions maximales atteintes par les divers tissus aux divers paliers, en éliminant éventuellement pour raisons de sécurité les résultats individuels par trop supérieurs aux tensions maximales atteintes par la plupart des scénarios. Une façon de procéder à cette détermination est de retenir, au fur et à mesure des scénarios considérés, les dix tensions les plus hautes atteintes par chaque tissu à chaque palier, puis de ne conserver que les valeurs constituant le groupe rapproché le moins élevé. Les tensions de contrôle peuvent enfin être déterminées pour chaque tissu comme des fonctions préférablement linéaires de la pression ambiante qui soient partout inférieures ou égales aux tensions maximales obtenues comme décrit ci-dessus. Il est aisé de voir que les programmes minimaux de décompression qui seront prescrits par notre méthode à partir de ces tensions de contrôle seront, à profils pression ambiante/temps égaux, respectivement plus courts ou plus longs que les programmes obtenus à partir des tables conventionnelles utilisées dans la détermination desdites tensions de contrôle, lorsque le débit cardiaque moyen mesuré en cours d'exposition sera respectivement inférieur ou supérieur à 15 l/mn. C'est ainsi que notre méthode permettra une remontée plus rapide et tout aussi sûre que les tables lorsque le travail effectué au fond aura été peu important, une remontée proche des tables lorsqu'un travail modéré aura été fourni, et une remontée plus lente et plus sûre que celle des tables pour un travail au fond particulièrement important.

Ayant exposé l'invention dans son aspect théorique (méthode de l'invention), nous allons dans ce qui suit nous attacher à son aspect technique (dispositif de l'invention).

Le dispositif de l'invention est un instrument :

- de détermination par mesures et calculs
- et d'indication

automatiques, en temps réel et à tout moment :

- du programme minimal intégral ou partiel de décompression non pathologique continue ou par paliers de l'utilisateur depuis la pression ambiante du moment jusqu'à une pression prédéfinie,

- ainsi que de paramètres numériques ou logiques connexes audit programme pouvant soit avoir participé à l'établissement dudit programme, soit être susceptibles de faciliter ou de rendre plus sûre l'exécution par l'utilisateur dudit programme, soit résulter ou dépendre dudit programme,

comportant d'une part :

- des moyens de mesure du temps aptes à produire des signaux de sortie représentatifs dudit temps,
- ainsi que des moyens de mesure de la pression ambiante aptes à produire des signaux de sortie représentatifs de ladite pression ambiante,
- ainsi que des moyens de calcul automatiques à mémoire au moins en partie vive aptes à recevoir et interpréter les signaux de sortie desdits moyens de mesure du temps ainsi que ceux desdits moyens de mesure de la pression ambiante, ainsi qu'à estimer, par intégration en temps réel de quantités dépendant en partie desdits signaux, l'état actuel de saturation en gaz non métabolisables de l'utilisateur, ainsi qu'à calculer, en fonction dudit état de saturation, ledit programme de décompression, ainsi qu'à produire des signaux de sortie représentatifs dudit programme de décompression et desdits paramètres connexes,
- ainsi que des moyens d'indication aptes à recevoir les signaux de sortie desdits moyens de calcul ainsi éventuellement que ceux de tous ou certains des moyens de mesure présents dans ledit dispositif, ainsi qu'à produire des signaux de sortie représentatifs desdits signaux sous une forme directement interprétable par l'utilisateur,
- ainsi que des moyens d'alimentation propres à fournir de l'énergie électrique à tous les composants actifs dudit dispositif,
- ainsi qu'un boîtier propre à contenir et à protéger contre les chocs et les effets nocifs du milieu ambiant ledit dispositif, ainsi qu'à faciliter le port dudit dispositif par l'utilisateur, ainsi qu'à permettre les communications des moyens d'indication vers l'utilisateur,

caractérisé :

- en ce qu'il comporte d'autre part des moyens de mesure du débit cardiaque de l'utilisateur ou de tout paramètre connexe qui permettrait, compte tenu d'autres

informations auxquelles les moyens de calcul ont par ailleurs accès, d'estimer ledit débit cardiaque, aptes à produire des signaux de sortie représentatifs dudit débit cardiaque ou paramètre connexe,

- et en ce que lesdits moyens de calcul sont aptes à recevoir et interpréter les signaux de sortie desdits moyens de mesure du débit cardiaque ou paramètre connexe, ainsi qu'à en déduire, compte tenu éventuellement d'autres informations auxquelles ils ont par ailleurs accès, une estimation dudit débit cardiaque, ainsi qu'à faire intervenir ledit débit cardiaque dans les calculs d'intégration en temps réel mentionnés plus haut conduisant à l'évaluation de l'état de saturation de l'utilisateur, par exemple en faisant varier les périodes (temps de demi-saturation) des tissus mathématiques représentatifs de l'organisme dudit utilisateur en proportion inverse dudit débit cardiaque afin de modeler l'effet des variations de transfusion sang/tissu sur les échanges gazeux des contreparties anatomiques desdits tissus, ou selon une fonction plus lente voire constante dudit débit cardiaque pour ceux desdits tissus dont les contreparties anatomiques dépendraient en grande partie voire totalement des phénomènes de diffusion pour leurs échanges gazeux et/ou dont la perfusion des contreparties anatomiques varierait moins vite que proportionnellement au débit cardiaque, voire selon une fonction plus rapide dudit débit cardiaque pour ceux desdits tissus dont la perfusion des contreparties anatomiques varierait plus vite que proportionnellement au débit cardiaque.

La mesure du débit cardiaque peut être effectuée de manière indirecte par la mesure de la valeur moyenne sur quelques dizaines de secondes du débit ventilatoire ("volume minute") et l'application de la corrélation physiologique existant, à mélange respiratoire fonction donnée triviale ou non de la pression ambiante, entre le débit ventilatoire, le débit cardiaque et la pression ambiante. Les coefficients de l'expression analytique employée par les moyens de calcul pour représenter cette corrélation peuvent être des coefficients moyens déterminés à partir de mesures sur un grand nombre d'individus, ou les coefficients spécifiques de l'utilisateur.

Pour ce faire, le dispositif de l'invention peut comporter des moyens de mesure de la pression P, définie comme la pression régnant à l'intérieur du réservoir de gaz respiratoire dans le cas d'un appareil respiratoire à circuit

ouvert ou comme celle régnant à l'intérieur du réservoir d'oxygène dans le cas d'un appareil respiratoire à circuit fermé ou semi-fermé. Les moyens de calcul et éventuellement les moyens d'indication sont sensibles aux signaux issus desdits moyens de mesure de P. Lesdits moyens de calcul évaluent la vitesse de variation de P en fonction des signaux issus desdits moyens de mesure de P et de ceux issus des moyens de mesure du temps aux extrémités d'un petit intervalle de temps. Lesdits moyens de calcul déterminent le débit ventilatoire de l'utilisateur en fonction de ladite vitesse de variation de P, de la pression ambiante, du volume du réservoir concerné, du type d'appareil respiratoire utilisé, et du pourcentage d'oxygène dans le mélange respiratoire en fonction de la pression ambiante dans le cas d'un appareil respiratoire à circuit fermé ou semi-fermé, ces trois dernières informations étant contenues sous forme explicite ou implicite dans la mémoire des moyens de calcul.

Les moyens de calcul utilisent également la valeur mesurée courante de la pression P pour prédire, sur la base du et éventuellement simultanément au programme de décompression courant, la valeur de P lors de l'arrivée en surface dans l'hypothèse où l'utilisateur effectuerait immédiatement sa remontée selon les indications du dispositif et où son débit ventilatoire lors de ladite remontée aurait une valeur présumée donnée, ladite valeur pouvant ou non dépendre des valeurs mesurées jusqu'au moment où la prédiction est effectuée. Lesdits moyens de calcul sont aptes à avertir l'utilisateur par l'intermédiaire d'un ou plusieurs des moyens d'indication dès que la valeur de P prédite lors de l'arrivée en surface devient inférieure à un seuil de sécurité donné.

Les moyens de mesure de la ou des pressions sont à base d'un ou plusieurs capteurs qui peuvent être réactifs ou résistifs, électro-mécaniques ou électriques, passifs ou actifs, précalibrés ou non, munis ou non d'une compensation thermique interne de la sensibilité et/ou du zéro, sensibles aux pressions absolues ou aux pressions relatives à celle régnant à l'intérieur du boîtier ou d'un de ses compartiments, qui peuvent comporter ou non des soufflets, des tubes de Bourdon, des leviers, des convertisseurs de déplacement en signal électrique, des membranes, des fluides intermédiaires transmetteurs de pression, des tuyaux ou canalisations souples ou rigides mettant en équipression les parties sensibles des capteurs et les milieux où les pressions sont mesurées, dont la partie

électrique peut être composée d'un ou plusieurs éléments électroniques discrets ou intégrés, qui peuvent se comporter électriquement comme un "pont de Wheatstone" dont la résistance d'une ou plusieurs des branches varie en fonction de la pression mesurée faisant ainsi varier la tension de sortie dudit pont, ou comme un oscillateur électrique différentiel ou non dont l'impédance d'un ou plusieurs des éléments varie en fonction de la pression mesurée faisant ainsi varier la fréquence d'oscillation dudit oscillateur. Lesdits moyens de mesure de la ou des pressions peuvent comporter également des circuits d'amplification et/ou de compensation thermique externe des signaux d'entrée (excitation) et/ou de sortie du ou des capteurs de base, lesdits circuits pouvant être intégrés en un seul composant ou constitués d'amplificateurs opérationnels et de composants passifs (résistances, capacités), lesdits circuits pouvant en outre être communs à plusieurs capteurs par insertion d'un ou plusieurs démultiplexeurs et/ou multiplexeurs analogiques contrôlés par les moyens de calcul entre lesdits circuits et les entrées et/ou sorties desdits capteurs. Lesdits moyens de mesure de la ou des pressions peuvent également comporter au moins un convertisseur analogique-numérique pouvant être du type tension-fréquence et pouvant être employé à la conversion de signaux analogiques provenant de diverses sources par insertion entre lesdites sources et l'entrée dudit convertisseur d'un multiplexeur analogique contrôlé par lesdits moyens de calcul, la ou les sorties du ou desdits convertisseurs étant connectées à une ou plusieurs lignes desdits moyens de calcul. Lesdits moyens de mesure de la ou des pressions peuvent comporter au moins une source de tension constante dont la sortie est connectée soit directement soit par l'intermédiaire desdits circuits d'amplification et/ou de compensation thermique à l'entrée (excitation) du ou des capteurs, ladite source de tension constante pouvant, selon un agencement dit "ratiométrique", être celle qui calibre de façon interne ou externe le ou les convertisseurs analogiques-numériques.

Le dispositif selon l'invention peut également comporter des moyens de mesure de la température ambiante dont le capteur de base peut être du type détecteur résistif de température (RTD), thermistor, thermocouple, diode ou circuit intégré. Lesdits moyens de mesure de la température peuvent avoir des parties communes avec d'autres éléments du dispositif, le capteur de base pouvant en particulier être intégré à un capteur de pression ou à un convertis-

seur analogique-numérique pouvant être du type tension-fréquence. Les signaux issus desdits moyens de mesure de la température peuvent être employés à compenser les coefficients thermiques des autres moyens de mesure et éventuellement des moyens d'indication. Lesdites compensations peuvent être effectuées analogiquement, soit par excitation directe de l'organe à compenser par la tension de sortie desdits moyens de mesure de la température soit par l'emploi d'amplificateurs opérationnels pouvant ou non faire partie d'étages amplificateurs, ou numériquement au quel cas lesdits moyens de mesure de température peuvent comporter au moins un convertisseur analogique-numérique pouvant être du type tension- fréquence qu'ils peuvent partager avec d'autres moyens de mesure si un multiplexeur analogique lui est adjoint, la ou les sorties dudit convertisseur étant connectées à une ou plusieurs lignes des moyens de calcul, ledit convertisseur pouvant en outre contenir le capteur de température de base. Les moyens d'indication peuvent être sensibles, directement, par l'intermédiaire de circuits d'amplification ou par l'intermédiaire des moyens de calcul, aux signaux issus desdits moyens de mesure de la température et aptes à informer l'utilisateur de la valeur de ladite température.

Le dispositif de l'invention peut également comporter des moyens d'entrée de données permettant la modification éventuelle, à fins d'expérimentation ou d'adaptation à de nouvelles conditions de plongée ou simplement pour raisons de préférences personnelles, de certaines des quantités pouvant être tenues explicitement ou implicitement dans la mémoire des moyens de calcul telles que pression régnant en surface, volume du réservoir dans lequel la pression P est mesurée, type de l'appareil respiratoire utilisé, seuil de sécurité de la pression P prédite à l'arrivée en surface, composition du mélange respiratoire éventuellement sous la forme d'une fonction de la pression ambiante, nombre et périodes de base (pour un débit cardiaque de base donné) des tissus constituant le modèle mathématique de l'organisme, valeurs initiales des tensions des divers gaz non métabolisables dans lesdits tissus, valeurs maximales admissibles desdites tensions sous la forme de fonctions de la pression ambiante, vitesse d'ascension maximale, mode de décompression désiré (continue ou par paliers), profondeurs ou pressions ambiantes autorisées pour l'exécution de paliers dans le cas d'une décompression par paliers, coefficients de la corrélation débit cardiaque/débit ventilatoire/pression ambiante, coefficients de la corrélation

débit cardiaque/période pour chaque tissu, durée de plongée à ne pas dépasser, profondeur ou pression ambiante à ne pas dépasser, constantes de calibration des moyens de mesure, coefficients thermiques de sensibilité et/ou de zéro des moyens de mesure et/ou des moyens d'indication, mode d'indication désiré, angle optimal de lecture et/ou demande d'illumination de l'affichage dans le cas d'un affichage à cristaux liquides. Lesdits moyens d'entrée de données peuvent être composés d'interrupteurs à action magnétique du type "Reed" ou à effet Hall situés à l'intérieur du boîtier, commandant l'état binaire de lignes des moyens de calcul, et d'un ou plusieurs aimants encapsulés dans ou recouverts d'un matériau propre à les protéger de la corrosion situés à l'extérieur dudit boîtier et aptes à être déplacés en translation, rotation ou une combinaison de ces mouvements par l'utilisateur afin d'actionner sélectivement et à distance lesdits interrupteurs. Lesdits moyens d'entrée de données peuvent comporter un dispositif de verrouillage apte à protéger lesdites constantes contre toute modification accidentelle en cours d'utilisation ou de transport du dispositif.

Les moyens de calcul consistent en un micro-ordinateur pouvant être essentiellement de construction CMOS, comportant en un ou plusieurs boîtiers un ou plusieurs microprocesseurs à 4, 8, 16, 32 ou voire 64 bits, un ou plusieurs générateurs de signal d'horloge, un ou plusieurs éléments de mémoire vive pouvant être du type statique ou dynamique ou une combinaison des deux, éventuellement un ou plusieurs éléments de mémoire morte programmable ou non, éventuellement un ou plusieurs timers (registres de comptage), éventuellement un ou plusieurs décodeurs, éventuellement un ou plusieurs amplificateurs de signaux binaires ("buffers", "drivers", tampons, émetteurs, récepteurs, transmetteurs), éventuellement un ou plusieurs boîtiers de logique annexe (portes, inverseurs, monostables, multiplexeurs, compteurs, bascules de Schmidt), éventuellement un ou plusieurs composants passifs (résistances, condensateurs), éventuellement une ou plusieurs interfaces de communication programmables ou non, parallèles (PIA, PIO) ou séries synchrones ou asynchrones (SCI, UART, USART, ACIA). Le ou lesdits générateurs de signal d'horloge permettent au ou auxdits microprocesseurs d'exécuter en séquence les instructions en code machine stockées en mémoire (morte ou à défaut vive) dont sont constituées les diverses opérations de saisie, traitement et transmission d'information assignées aux

moyens de calcul. Ladite mémoire vive peut être maintenue sous tension permanente afin que son contenu soit préservé même au cours des périodes d'arrêt du dispositif. Le ou lesdits microprocesseurs peuvent fonctionner en divers modes tels que "actif", "sommeil", "standby" correspondant à divers niveaux énergétiques. Lesdits moyens de calcul peuvent posséder une ou plusieurs facilités d'interruption hiérarchisées ou non, masquables ou non, internes et/ou externes, par matériel et/ou logiciel, permettant l'exécution d'algorithmes spécifiques selon l'état des moyens de mesure et/ou des moyens d'affichage et/ou du ou des timers s'il y a lieu et/ou des moyens d'entrée de données s'il y a lieu et/ou des moyens d'alimentation en énergie électrique. L'une desdites facilités d'interruption, de préférence du type non masquable, commandée par les moyens d'entrée de données, peut déclencher une procédure de fermeture organisée du système qui garantisse la sauvegarde du contenu de la mémoire vive. Lesdits timers s'ils sont présents peuvent remplir tout ou partie des fonctions des moyens de mesure du temps en association avec le ou lesdits générateurs de signal d'horloge. Le ou lesdits générateurs de signal d'horloge peuvent être composés d'oscillateurs (cristallins, par exemple quartz, ou autres, par exemple circuits RLC) indépendants ou de sorties de ceux des moyens de mesure du temps, s'il en est, qui sont distincts des moyens de calcul. Les communications entre les divers composants, s'ils sont plusieurs, des moyens de calcul (communications internes) et entre les moyens de calcul et les autres composants du dispositif (communications d'entrées-sorties) se font par l'intermédiaire de ports programmables ou non, avec ou sans loquets ("latches"), à sens unique ou à double sens ou mixtes, pouvant posséder une facilité d'inhibition (état de haute impédance) et/ou par l'intermédiaire de lignes d'interruption (par exemple pour la réception de signaux de type fréquence) et/ou par l'intermédiaire de lignes de contrôle (telles que lignes de sélection, lignes de poignée de main -"handshake"-) et/ou via des interfaces de communication parallèle ou série. Certains desdits ports peuvent être interconnectés selon un agencement dit de "bus". Les ports d'entrées-sorties peuvent être spécialisés ou projetés en mémoire. Lesdits moyens de calcul peuvent remplir une partie des fonctions des divers moyens de mesure, notamment en effectuant des calibrations et/ou compensations thermiques de sensibilités et/ou de zéros calculées, en générant par l'intermédiaire de convertisseurs numérique- analogiques des signaux analogiques permettant d'évaluer les signaux à mesurer par l'emploi de comparateurs, ou en mesurant la fréquence d'un signal alternatif à l'aide d'un timer et de la facilité d'interrup-

tion externe associée ("input capture interrupt"). Lesdits moyens de calcul peuvent modifier une ou plusieurs tensions d'excitation des moyens de mesure et/ou d'indication par l'intermédiaire de convertisseurs numérique-analogiques ou de multiplexeurs analogiques associés à des diviseurs de potentiel et d'éventuels amplificateurs opérationnels et composants passifs associés afin par exemple dans le cas d'un affichage à cristaux liquides de modifier l'angle optimal de lecture pour satisfaire les demandes exprimées par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données ou afin de maintenir ledit angle constant en compensant les effets thermiques qui l'affectent. Les séquences d'instructions exécutées par lesdits moyens de calcul peuvent comporter divers tests de bon fonctionnement du dispositif, en particulier des tests de vraisemblance, conduisant à un avertissement du plongeur via les moyens d'indication en cas de malfonction détectée. Lesdits moyens de calcul peuvent, grâce à un ou plusieurs interrupteurs de type "solid-state" (par exemple Darlingtons ou Mosfets de puissance) ou relais mécaniques (par exemple du type "Reed"), contrôler sélectivement ou globalement l'alimentation en énergie électrique des autres composants du système, afin de diriger leur fonctionnement (marche-arrêt de lampes, avertisseurs sonores, etc) et/ou d'économiser de l'énergie par exemple en désactivant temporairement certains des moyens de mesure pendant que les signaux de sortie desdits moyens de mesure ne sont pas "en ligne" (actifs sur les lignes d'entrée des moyens de calcul) ou lorsque lesdits signaux de sortie sont observés varier très lentement autorisant un échantillonnage peu fréquent.

Les moyens d'alimentation en énergie électrique peuvent consister en des batteries rechargeables pouvant être du type au cadmium-nickel ou de pile non rechargeables pouvant être du type au lithium ou au mercure. Lesdits moyens d'alimentation en énergie électrique peuvent occuper un compartiment séparé et éventuellement détachable et remplaçable du boîtier, hermétiquement isolé du ou des autres compartiments dudit boîtier tout en leur étant relié électriquement. Lesdits moyens d'alimentation s'ils sont du type rechargeable peuvent être connectés à deux contacts inoxydables pouvant être en or ou plaqués or situés à l'extérieur du boîtier et permettant la recharge desdits moyens d'alimentation, l'une au moins des deux connexions se faisant par l'intermédiaire d'une diode ou d'un interrupteur interdisant la décharge desdits

moyens d'alimentation via lesdits contacts dans l'eau de mer ou le milieu ambiant de l'utilisateur quel qu'il soit, ledit interrupteur s'il s'agit d'un interrupteur pouvant être du type Reed commandé de l'extérieur du boîtier à l'aide d'un aimant par l'utilisateur ou un relais commandé par les moyens de calcul en fonction de la pression ambiante et/ou des requêtes exprimées par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données. Le compartiment du boîtier contenant lesdits moyens d'alimentation peut être muni d'une facilité d'ouverture manuelle ou d'une valve autorisant l'élimination des gaz relâchés par lesdits moyens d'alimentation tout en interdisant l'entrée de fluides ou corps étrangers. Le dispositif de l'invention peut comporter également des moyens de détermination de l'état de charge desdits moyens d'alimentation, lesdits moyens de détermination pouvant se composer d'une source de tension constante, éventuellement d'un diviseur de potentiel auquel est appliquée la différence de potentiel entre les bornes desdits moyens d'alimentation, et d'un comparateur, lesdits moyens pouvant être totalement ou partiellement intégrés en un seul composant, la ou les sorties desdits moyens de détermination étant connectées à un ou des ports des moyens de calcul et/ou aux moyens d'indication. Lesdits moyens de détermination de l'état de charge peuvent être aptes à déclencher, après écoulement éventuel d'un délai et avertissement éventuel du plongeur via les moyens d'indication, une fermeture organisée du système garantissant la sauvegarde du contenu de la mémoire vive.

Les moyens d'indication peuvent se composer d'une combinaison quelconque de moyens d'indication visuels, sonores ou tactiles. Lesdits moyens visuels peuvent comporter une ou des diodes électroluminescentes simples ou agencées en affichages à segments et/ou matrices de points et/ou "bar-graphs", un ou des affichages à cristaux liquides réflectifs ou transflectifs, à excitation parallèle ou multiplexée, illuminables ou non, à segments et/ou matrices de points et/ou symboles prédéfinis et/ou "bar-graphs", un ou des écrans à plasma, un ou des écrans à tube cathodique, un ou des cadrans à aiguilles, une ou des lampes à incandescence, une ou des lampes à éclats, un ou des tubes ou écrans électroluminescents, des légendes peintes et/ou gravées. Lesdits moyens visuels sont apparents à l'utilisateur à travers une ou plusieurs fenêtres ou parois transparentes du boîtier et sont aptes à représenter, sous forme numérique ou analogique ou de "bar-graph" ou binaire (affichage à deux états, tel une DEL s'illuminant lorsque une certaine quantité dépasse un certain seuil), simultané-

ment ou alternativement, automatiquement ou sur requête via les moyens d'entrée de données, une combinaison quelconque des informations suivantes que les moyens de calcul et éventuellement les moyens de mesure sont aptes à leur fournir : programme de décompression par paliers intégral ou partiel constitué de couples (profondeur ou pression ambiante, temps) et éventuellement de la durée totale de la remontée, profondeur ou pression ambiante minimale accessible pour la décompression continue, durée de la présente plongée (séjour à des pressions ambiantes supérieures à celle régnant en surface), heure, date, durée résiduelle possible de plongée à la présente profondeur ou pression ambiante en fonction de l'état présent estimé de saturation de l'organisme de l'utilisateur et de sa quantité résiduelle de gaz respiratoire et éventuellement de la requête qu'il a exprimée via les moyens d'entrée de données en matière de durée maximale de la plongée, profondeur ou pression ambiante maximale atteinte au cours de la présente plongée, profondeur ou pression ambiante actuelle, vitesse de remontée actuelle, quantité résiduelle présente de gaz respiratoire (pression P ou volume équivalent pour une pression ambiante donnée pouvant être la pression régnant à la surface), quantité résiduelle de gaz respiratoire prédite au terme de la remontée prescrite par le dispositif, débit ventilatoire et/ou débit cardiaque de l'utilisateur, température ambiante, toute information pouvant avoir été mise en mémoire par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données, réponse à la question "la profondeur maximale admissible (pouvant avoir été définie par l'utilisateur) est-elle dépassée ?", réponse à la question "le temps maximal de plongée (pouvant avoir été défini par l'utilisateur) est-il dépassé ?", réponse à la question "le temps maximal de plongée aura-t-il été dépassé au terme de la remontée prescrite par le dispositif ?", réponse à la question "la quantité résiduelle de gaz respiratoire permet-elle de remonter selon les indications du dispositif (compte tenu d'un seuil de sécurité pouvant avoir été défini par l'utilisateur) ?", réponse à la question "la vitesse maximale admissible de remontée est-elle dépassée ?", réponse à la question "la profondeur actuelle est-elle inférieure à celle du premier palier à exécuter ?", réponse à la question "la profondeur actuelle est-elle inférieure à la profondeur minimale admissible de la décompression continue ?", réponse à la question "l'état de charge des moyens d'alimentation en énergie électrique est-il satisfaisant ?". Lesdits moyens sonores peuvent comporter un ou plusieurs transducteurs électro-acoustiques adaptés au

milieu ambiant (par exemple des hydrophones en milieu marin ou d'eau douce) ainsi que leurs circuits générateurs et amplificateurs d'ondes électriques associés, lesdits transducteurs pouvant être électromagnétiques ou piézo-électriques, monotones ou multitones, aptes à informer l'utilisateur de façon qualitative (alarmes et signaux différenciés ou non selon l'information transmise, particulièrement adaptés aux informations de type binaire), ou voire quantitative par exemple par synthèse de la parole s'ils sont associés à un ou des circuits de synthèse de la parole recevant leurs instructions des moyens de calcul, les informations transmises par lesdits moyens sonores pouvant être une combinaison quelconque de celles listées ci-dessus avec référence aux moyens visuels. Lesdits moyens tactiles peuvent se composer d'appendices mécaniques mus par des électro-aimants ou des moteurs électriques et aptes à entrer en contact avec une partie quelconque du corps de l'utilisateur ou d'électrodes fixes en contact permanent avec la peau de l'utilisateur aptes à provoquer une décharge légère. Lesdits moyens tactiles s'ils sont présents sont aptes, en cas d'information importante à transmettre à l'utilisateur (voir liste faisant référence aux moyens visuels), à attirer son attention vers lesdits moyens visuels même dans des conditions de bruit ambiant qui rendraient les moyens sonores inefficaces.

La présente invention concerne également un ensemble de plongée comprenant, outre un dispositif selon l'invention, un appareil respiratoire composé de réserves de gaz comprimés portées ou non par le plongeur, d'un ou plusieurs détendeurs, et éventuellement d'un sac respiratoire muni de valves et d'une cartouche d'absorption du gaz carbonique et d'un dispositif de dosage automatique de l'oxygène, éventuellement une lampe étanche, éventuellement des instruments d'orientation (compas, goniomètre), un masque ou casque de plongée, éventuellement des moyens de propulsion (palmes, "scooter" sous-marin), éventuellement des moyens de protection contre le froid (combinaison chauffante ou non), éventuellement des moyens de réglage de la flottabilité du plongeur et de son équipement (bouée de remontée, ballasts ou combinaison étanche) munis ou non d'une réserve de gaz de gonflage indépendante des réserves de gaz respiratoire, éventuellement une tourelle ou caisson ou chambre de décompression. Il peut comporter un ensemble turbine-générateur électrique (dynamo ou alternateur redressé) associé à un détendeur et apte à extraire l'énergie de détente des gaz respiratoires et/ou de gonflage des moyens de réglage de la flottabilité et à maintenir dans un état de charge satisfaisant les moyens d'ali-

mentation en énergie électrique de l'ensemble en cours de plongée. Ledit dispositif selon l'invention peut être incorporé au casque de plongée et peut comporter un ensemble optique correctif à base de lentilles et/ou de miroirs et/ou de prismes et/ou de lames semi-réfléchissantes permettant la vision rapprochée, et éventuellement superposée au champ de vision normal, des moyens d'indication visuels, peut comporter également des moyens d'indication sonores conventionnels (hauts parleurs, écouteurs) fonctionnant dans le volume gazeux du casque, et peut comporter des moyens d'entrée de données du type vocal constitués d'un microphone ou laryngophone connecté aux moyens de calcul via un module de reconnaissance de la parole. L'ensemble de plongée peut comporter deux électrovannes contrôlées par les moyens de calcul, de façon binaire via des relais ou interrupteurs dits "solid- state" ou de façon proportionnelle via des convertisseurs numérique-analogiques suivis d'amplificateurs, l'une commandant l'entrée de gaz de gonflage dans le gilet ou combinaison étanche et l'autre commandant l'échappement dudit gaz vers le milieu ambiant, lesdites électrovannes permettant auxdits moyens de calcul en fonction du temps, de la pression ambiante et éventuellement de ses dérivées temporelles -aisément calculées en fonction des signaux de sortie sur une période de temps des moyens de mesure du temps et des moyens de mesure de la pression ambiante-, éventuellement d'informations préalablement mises en mémoire par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données (telles la masse du plongeur, son volume, son coefficient de résistance au mouvement dans l'eau, le coefficient de compressibilité et le volume en surface de sa combinaison), et éventuellement du programme de décompression courant, de stabiliser le plongeur à une profondeur donnée (sur requête du plongeur via les moyens d'entrée de données) ou à toutes profondeurs, de lui faire exécuter une remontée "en catastrophe" ou à vitesse contrôlée (après avertissement éventuel, via les moyens d'indication, du plongeur, laissant à ce dernier l'option d'avorter la procédure via les moyens d'entrée de données ou en déconnectant simplement les électrovannes) en cas de détection de condition d'urgence (par exemple une noyade rendue probable par une apnée -débit ventilatoire nul- de durée anormalement longue, ou une pression ambiante anormalement élevée rendant probable un état de narcose chez le plongeur), ou de lui faire exécuter la remontée continue ou par paliers prescrite par le dispositif (sur requête du plongeur via les moyens d'entrée de données). Les moyens de calcul dudit dispositif selon l'invention peuvent être aptes à comman-

der similairement une électrovanne responsable de la décompression d'une tourelle de plongée ou caisson ou chambre de décompression et éventuellement une autre responsable de sa compression, automatisant ainsi l'opération de ladite tourelle ou caisson ou chambre quant à la décompression et éventuellement quant à la compression.

L'invention ne se limite nullement aux modes de réalisation et d'application du dispositif donnés ici. Elle en embrasse au contraire toutes les variantes qui resteraient conformes à son essence.

Un mode de réalisation préférentiel parmi les combinaisons de modes de réalisation donnés pour chacun des composants principaux du dispositif, particulièrement adapté à l'usage des plongeurs sous-marins, et qui présente les avantages d'être économique, versatile et relativement simple, est le suivant :

Les pressions ambiante et du réservoir sont transmises aux entrées "pression", embouchées sur une face du boîtier, de deux capteurs de pression absolue monolithiques (à substrat semi-conducteur unique) du type "pont de Wheatstone" dont les domaines de pressions mesurables sont compatibles à leurs mesurandes respectifs, via une membrane inoxydable imputrescible et un fluide intermédiaire incompressible, non corrosif et électriquement non conducteur dans les deux cas, via également un tuyau flexible conçu pour les hautes pressions (armé) connecté à la sortie HP du détendeur dans le second cas.

Les deux ponts sont excités par des tensions constantes obtenues par amplification de la sortie à tension constante du convertisseur tension-fréquence unique (agencement "ratiométrique"), sur l'entrée "tension à mesurer" duquel sont multiplexés, après amplification et offset, les signaux de sortie desdits ponts ainsi que la sortie "température" dont ledit convertisseur est également muni.

Les moyens de calcul et de mesure du temps, constitués d'un micro-ordinateur CMOS 8 bits en un boîtier (microprocesseur, mémoire morte ou ROM, mémoire vive ou RAM, temporisateur ou timer 16 bits, 29 lignes d'entrées-sorties), contrôlent le multiplexage des signaux analogiques à mesurer par deux de leurs lignes d'entrées-sorties, et reçoivent la fréquence de sortie du conver-

tisseur sur leur ligne "fréquence à mesurer". Ils sont donc à même de connaître à tout instant les valeurs non calibrées de la pression ambiante, de la pression du réservoir et de la température, de les calibrer et, pour ce qui concerne les pressions, de leur appliquer des compensations thermiques. Les constantes de calibration et de compensations thermiques sont introduites dans la mémoire vive du micro-ordinateur grâce à des moyens d'entrée de données du type "reed" commandant l'état de lignes d'entrées-sorties dudit micro-ordinateur. Cette manipulation n'a pas besoin d'être répétée lors de chaque mise en marche du dispositif, mais peut l'être à intervalles annuels si une dégradation de la précision du dispositif était constatée. Les constantes stockées dans la mémoire vive survivent en effet aux périodes d'arrêt du dispositif et même à la décharge totale des batteries principales (cadmium-nickel), "sintered cells", 5 X 1,2V, 0,5Ah) grâce au passage automatique en mode "Standby" (consommation de quelques microampères, mémoire vive sauvegardée) du micro-ordinateur lors de l'arrêt du dispositif ou de la détection par un dispositif approprié d'un état de décharge avancée des batteries principales, ainsi qu'à l'utilisation d'une batterie de "back-up" (cadmium-nickel, "mass plate", 3 X 1,2V, 0,1Ah) à faibles pertes par auto-décharge destinée à prendre le relais en cas d'épuisement des batteries principales en ce qui concerne exclusivement l'alimentation du micro-ordinateur en Standby et de ses satellites indispensables dans ce mode, qu'elle peut assurer pendant plusieurs mois. Le reste du temps, c'est-à-dire lorsque les batteries principales sont chargées, elles maintiennent en charge ladite batterie de "back-up" par "trickle charging" à 0,25 mA. D'autre part, le dispositif est muni d'un deuxième détecteur de niveau de charge des batteries principales, constitué comme le premier d'un diviseur de potentiel et d'un détecteur de seuil, qui fait changer d'état une ligne d'entrée-sorties du micro-ordinateur lorsque ledit niveau de charge ne permet plus que quelques heures de fonctionnement, afin que l'utilisateur en soit averti.

Cet agencement est avantageux à plusieurs titres :

a) Il permet l'usage de capteurs de pression non calibrés et non thermiquement compensés, donc bon marché (centaines de francs au lieu de milliers pour des capteurs totalement calibrés et compensés).

b) Il permet une calibration sans manipulation délicate de potentiomètres ou autres composants variables et même sans ouverture du boîtier du dispositif, par simple lecture des indications de l'appareil soumis à des pressions et températures connues et introduction de constantes aisément calculées à partir desdites indications et desdites valeurs connues.

c) Il assure une calibration/compensation précise parce qu'en aval de tous les circuits analogiques.

d) Il autorise des recalibrations aussi fréquentes que nécessaire, pouvant être effectuées éventuellement par l'utilisateur lui-même.

e) Il permet l'affichage de la température de l'eau au bénéfice du plongeur.

f) Il permet l'entrée d'autres constantes telles que pression en surface, composition du mélange respiratoire, etc..., qui seront également préservées lors de l'arrêt ou de la décharge du dispositif.

La charge des batteries principales s'effectue tout simplement via deux contacts inoxydables nus émergeant du boîtier, la décharge desdites batteries par le même chemin étant empêchée par interposition d'une diode. Cette diode peut être court-circuitée par un interrupteur reed commandé de l'extérieur autorisant en cas d'urgence une décharge totale rapide des batteries principales via les contacts extérieurs, condition nécessaire à l'exécution subséquente d'une charge totale rapide à 2A en 15 mn sans danger pour les batteries. En amont de cette diode, c'est-à-dire entre la diode et le contact positif extérieur, une deuxième diode connectée au pôle positif de la batterie de "back-up" via une résistance effectue une dérivation de 1 mA du courant de charge, permettant une recharge relativement rapide de ladite batterie de "back-up" lorsque celle-ci a été mise à contribution de façon prolongée, que le courant de "trickle charging" ne saurait assurer. Le courant de charge permanent maximum de l'ensemble est de 68 mA.

Les moyens d'indication sont de deux types : visuels et audibles. Les moyens visuels consistent en un module-écran LCD transflectif (éclairable indifféremment par derrière ou par devant) à 32 caractères alphanumériques multiplexés, en une échelle de résistance associée à un multiplexeur analogique permettant le réglage de l'angle optimal de lecture de l'écran par celui de la tension d'excitation des cristaux liquides, en un panneau électroluminescent

sous-jacent à l'écran et en un générateur d'onde destiné à alimenter ledit panneau. Les moyens de calcul commandent lesdits moyens visuels par 15 de leurs lignes d'entrées-sorties : 11 sont consacrées aux transmissions de données, 3 à la commande du multiplexeur 8-1, 1 au générateur d'onde du panneau E.L. commandé via un Darlington.

Les moyens d'indication audibles consistent en un transducteur piézo-électrique connecté à la ligne "sortie fréquence" du micro-ordinateur via un amplificateur.

En conclusion, voici les avantages que présente un dispositif tel que celui dont la réalisation vient d'être décrite, appliquant la méthode de calcul du programme de décompression décrite plus haut, par rapport à l'un ou l'autre (tous, en ce qui concerne au moins a, b et c) des dispositifs et procédés existants ou déjà proposés :

a) Meilleure précision dans la détermination de l'état de saturation de l'utilisateur, conduisant à l'établissement de programmes de décompression plus appropriés aux saturations réelles des tissus, donc généralement plus fiables que ceux prescrits par les dispositifs et procédés existants.

b) Cette meilleure précision conduit dans de nombreux cas à un programme de décompression substantiellement plus court que celui obtenu par une autre méthode.

c) L'économie de temps évoquée en (b) se traduit par une économie financière importante en ce qui concerne les compagnies de travaux hyperbares, autorisant l'exécution d'une tâche donnée à moindre coût.

d) Le dispositif mesure et affiche le temps de plongée, la pression ambiante, la pression bouteille, la température ambiante.

e) Le dispositif prend à sa charge tous les calculs relatifs à la décompression de l'utilisateur, allant jusqu'à la détermination du moment où cette décompression devrait commencer en fonction de la quantité résiduelle de gaz respiratoires.

f) Le programme de décompression est évolutif, c'est-à-dire que même en cours de décompression le programme qui reste à effectuer s'adapte aux conditions dans lesquelles la décompression a réellement été effectuée jusqu'à ce moment. Cette adaptabilité peut même aller jusqu'à l'application de

la règle thérapeutique de la demi-pression ou celle de la demi-profondeur en cas de violation importante des contraintes de décompression, ladite application ne présentant aucune difficulté du point de vue logiciel.

g) Bonnes communications du dispositif vers le plongeur grâce à des moyens d'indication s'adressant à plusieurs des sens du plongeur. Bonne lisibilité des moyens visuels quelle que soit la lumière ambiante. Flexibilité de l'affichage sur écran, autorisant, outre l'affichage routinier de paramètres numériques relatifs à l'exposition et à la décompression, l'affichage occasionnel de messages alphanumériques explicites (avertissements, alarmes, rappels) accompagnés d'un signal sonore.

h) Souplesse de calibration, compensation thermique, adaptation à de nouvelles conditions de plongée (pression de surface, composition du mélange respiratoire, etc...), et possibilité de personnalisation du dispositif (constantes définissant la relation débit ventilatoire/débit cardiaque/pression, tensions de contrôle, etc...) grâce aux moyens d'entrée de données.

i) Le dispositif convient tant aux professionnels qu'aux amateurs, grâce à sa méthode de calcul qui tient compte du travail effectué au fond, ainsi qu'à son prix qui ne devrait pas excéder 2500 F à la vente.

j) Fiabilité technique et longue durée de vie du dispositif, grâce à la possibilité de sceller le boîtier en usine en atmosphère inerte, due à la facilité de charge extérieure des batteries.

k) Faible consommation électrique, permettant le fonctionnement continu du dispositif sur ses réserves énergétiques pendant plusieurs jours et le calcul de désaturation des tissus pendant les intervalles de surface...

l) Avertissement de l'utilisateur plusieurs heures avant la décharge totale des batteries principales.

m) Batterie de back-up assurant la sauvegarde des constantes de calcul dans toutes circonstances (sauf abandon du dispositif pendant plusieurs mois sans le recharger, au quel cas une ré-initialisation des constantes est nécessaire ; cette circonstance sera de toute façon détectée par le dispositif et signalée à l'utilisateur).

n) Recharge indéfinie (après 10h les batteries principales sont entièrement rechargées mais une prolongation indéfinie de la durée de charge ne les met pas en danger) ou rapide (15 mn, une décharge préalable étant nécessaire et rendue possible par l'interrupteur by-passant la diode de charge, une prolongation

de la durée de charge risquant d'endommager les batteries) au choix de l'utilisateur et selon l'urgence de la situation. Un dispositif automatique relativement simple peut assurer la charge à courant constant des batteries dans l'un ou l'autre de ces deux modes (y compris le déclenchement à distance de l'interrupteur reed de by-pass par création d'un champ magnétique le long du reed à l'aide d'une bobine parcourue par un courant, y compris également la décharge préalable à la charge rapide à l'aide d'un dispositif de commutation et de détection de seuil) en toute sécurité, la temporisation de la charge rapide pouvant se faire à l'aide d'un simple timer. Un tel dispositif automatique de charge peut être conçu de façon à fonctionner indifféremment à partir d'une alimentation secteur ou d'une batterie de véhicule de 12 ou 24 V.

REVENDICATIONS

1 - Procédé caractérisé en ce qu'il consiste à monitorer en cours d'exposition (décompression y comprise), outre le temps et la pression ambiante comme le font les décompressimètres numériques conventionnels, le débit cardiaque de l'intéressé ou tout paramètre connexe permettant de calculer ledit débit cardiaque, à estimer les valeurs instantanées des coefficients exponentiels ou périodes d'un certain nombre de tissus représentatifs de l'organisme en fonction dudit débit cardiaque, à en déduire par intégration en temps réel de (Eq. 1) les valeurs courantes des tensions dans chaque tissu de chacun des principaux gaz non métabolisables présents dans le mélange respiré, à prédire l'évolution de ces tensions en décompression simulée à débit cardiaque présumé constant sous contraintes de tensions maximales admissibles en fonction de la pression ambiante d'une part et d'une vitesse maximale de décompression d'autre part, à afficher ou autrement indiquer le programme de décompression minimal évolutif ainsi obtenu, et à assister autant que faire se peut le plongeur dans le respect dudit programme.

2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la mesure du débit cardiaque est effectuée de manière indirecte par la mesure de la valeur moyenne sur quelques dizaines de secondes du débit ventilatoire ("volume minute") et l'application de la corrélation physiologique existant, à mélange respiratoire fonction donnée triviale ou non de la pression ambiante, entre le débit ventilatoire, le débit cardiaque et la pression ambiante, et en ce que les coefficients de l'expression analytique employée par les moyens de calcul pour représenter cette corrélation peuvent être des coefficients moyens déterminés à partir de mesures sur un grand nombre d'individus, ou les coefficients spécifiques de l'utilisateur.

3 - Dispositif :

- de détermination par mesures et calculs
- et d'indication

automatiques, en temps réel et à tout moment :

- du programme minimal intégral ou partiel de décompression non pathologique continue ou par paliers de l'utilisateur depuis la pression ambiante du moment jusqu'à une pression prédéfinie,
- ainsi que de paramètres numériques ou logiques connexes audit programme pouvant soit avoir participé à l'établissement dudit programme, soit être susceptibles de faciliter ou de rendre plus sûre l'exécution par l'utilisateur dudit programme, soit résulter ou dépendre dudit programme,

comportant d'une part :

- des moyens de mesure du temps aptes à produire des signaux de sortie représentatifs dudit temps,
- ainsi que des moyens de mesure de la pression ambiante aptes à produire des signaux de sortie représentatifs de ladite pression ambiante,
- ainsi que des moyens de calcul automatiques à mémoire au moins en partie vive aptes à recevoir et interpréter les signaux de sortie desdits moyens de mesure du temps ainsi que ceux desdits moyens de mesure de la pression ambiante, ainsi qu'à estimer, par intégration en temps réel de quantités dépendant en partie desdits signaux, l'état actuel de saturation en gaz non métabolisables de l'utilisateur, ainsi qu'à calculer, en fonction dudit état de saturation, ledit programme de décompression, ainsi qu'à produire des signaux de sortie représentatifs dudit programme de décompression et desdits paramètres connexes,
- ainsi que des moyens d'indication aptes à recevoir les signaux de sortie desdits moyens de calcul ainsi éventuellement que ceux de tous ou certains des moyens de mesure présents dans ledit dispositif, ainsi qu'à produire des signaux de sortie représentatifs desdits signaux sous une forme directement interprétable par l'utilisateur,

- ainsi que des moyens d'alimentation propres à fournir de l'énergie électrique à tous les composants actifs dudit dispositif,
- ainsi qu'un boîtier propre à contenir et à protéger contre les chocs et les effets nocifs du milieu ambiant ledit dispositif, ainsi qu'à faciliter le port dudit dispositif par l'utilisateur, ainsi qu'à permettre les communications des moyens d'indication vers l'utilisateur,

caractérisé :

- en ce qu'il comporte d'autre part des moyens de mesure du débit cardiaque de l'utilisateur ou de tout paramètre connexe qui permettrait, compte tenu d'autres informations auxquelles les moyens de calcul ont par ailleurs accès, d'estimer ledit débit cardiaque, aptes à produire des signaux de sortie représentatifs dudit débit cardiaque ou paramètre connexe,
- et en ce que lesdits moyens de calcul sont aptes à recevoir et interpréter les signaux de sortie desdits moyens de mesure du débit cardiaque ou paramètre connexe, ainsi qu'à en déduire, compte tenu éventuellement d'autres informations auxquelles ils ont par ailleurs accès, une estimation dudit débit cardiaque, ainsi qu'à faire intervenir ledit débit cardiaque dans les calculs d'intégration en temps réel mentionnés plus haut conduisant à l'évaluation de l'état de saturation de l'utilisateur, par exemple en faisant varier les périodes (temps de demi-saturation) des tissus mathématiques représentatifs de l'organisme dudit utilisateur en proportion inverse dudit débit cardiaque afin de modeler l'effet des variations de transfusion sang/tissu sur les échanges gazeux des contreparties anatomiques desdits tissus, ou selon une fonction plus lente voire constante dudit débit cardiaque pour ceux desdits tissus dont les contreparties anatomiques dépendraient en grande partie voire totalement des phénomènes de diffusion pour leurs échanges gazeux et/ou dont la perfusion des contreparties anatomiques varierait moins vite que proportionnellement au débit cardiaque, voire selon une fonction plus rapide dudit débit cardiaque pour ceux desdits tissus dont la perfusion des contreparties anatomiques varierait plus vite que proportionnellement au débit cardiaque.

4 - Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de mesure de la pression P, définie comme la pression régnant à l'intérieur du réservoir de gaz respiratoire dans le cas d'un appareil respiratoire à circuit ouvert ou comme celle régnant à l'intérieur du réservoir d'oxygène dans le cas d'un appareil respiratoire à circuit fermé ou semi-fermé, en ce que les moyens de calcul et éventuellement les moyens d'indication sont sensibles aux signaux issus desdits moyens de mesure de P, en ce que lesdits moyens de calcul évaluent la vitesse de variation de P en fonction des signaux issus desdits moyens de mesure de P et de ceux issus des moyens de mesure du temps aux extrémités d'un petit intervalle de temps, et en ce que lesdits moyens de calcul déterminent le débit ventilatoire de l'utilisateur en fonction de ladite vitesse de variation de P, de la pression ambiante, du volume du réservoir concerné, du type d'appareil respiratoire utilisé, et du pourcentage d'oxygène dans le mélange respiratoire en fonction de la pression ambiante dans le cas d'un appareil respiratoire à circuit fermé ou semi-fermé, ces trois dernières informations étant contenues sous forme explicite ou implicite dans la mémoire des moyens de calcul.

5 - Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que les moyens de calcul utilisent également la valeur mesurée courante de la pression P pour prédire, sur la base du et éventuellement simultanément au programme de décompression courant, la valeur de P lors de l'arrivée en surface dans l'hypothèse où l'utilisateur effectuerait immédiatement sa remontée selon les indications du dispositif et où son débit ventilatoire lors de ladite remontée aurait une valeur présumée donnée, ladite valeur pouvant ou non dépendre des valeurs mesurées jusqu'au moment où la prédiction est effectuée, et en ce que lesdits moyens de calcul sont aptes à avertir l'utilisateur par l'intermédiaire d'un ou plusieurs des moyens d'indication dès que la valeur de P prédite lors de l'arrivée en surface devient inférieure à un seuil de sécurité donné.

6 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les moyens de mesure de la ou des pressions sont à base d'un ou plusieurs capteurs qui peuvent être réactifs ou résistifs, électro-mécaniques ou

électriques, passifs ou actifs, précalibrés ou non, munis ou non d'une compensation thermique interne de la sensibilité et/ou du zéro, sensibles aux pressions absolues ou aux pressions relatives à celle régnant à l'intérieur du boîtier ou d'un de ses compartiments, qui peuvent comporter ou non des soufflets, des tubes de Bourdon, des leviers, des convertisseurs de déplacement en signal électrique, des membranes, des fluides intermédiaires transmetteurs de pression, des tuyaux ou canalisations souples ou rigides mettant en équipression les parties sensibles des capteurs et les milieux où les pressions sont mesurées, dont la partie électrique peut être composée d'un ou plusieurs éléments électroniques discrets ou intégrés, qui peuvent se comporter électriquement comme un "pont de Wheatstone" dont la résistance d'une ou plusieurs des branches varie en fonction de la pression mesurée faisant ainsi varier la tension de sortie dudit pont, ou comme un oscillateur électrique différentiel ou non dont l'impédance d'un ou plusieurs des éléments varie en fonction de la pression mesurée faisant ainsi varier la fréquence d'oscillation dudit oscillateur, en ce que lesdits moyens de mesure de la ou des pressions peuvent comporter également des circuits d'amplification et/ou de compensation thermique externe des signaux d'entrée (excitation) et/ou de sortie du ou des capteurs de base, lesdits circuits pouvant être intégrés en un seul composant ou constitués d'amplificateurs opérationnels et de composants passifs (résistances, capacités), lesdits circuits pouvant en outre être communs à plusieurs capteurs par insertion d'un ou plusieurs démultiplexeurs et/ou multiplexeurs analogiques contrôlés par les moyens de calcul entre lesdits circuits et les entrées et/ou sorties desdits capteurs, en ce que lesdits moyens de mesure de la ou des pressions peuvent également comporter au moins un convertisseur analogique-numérique pouvant être du type tension-fréquence et pouvant être employé à la conversion de signaux analogiques provenant de diverses sources par insertion entre lesdites sources et l'entrée dudit convertisseur d'un multiplexeur analogique contrôlé par lesdits moyens de calcul, la ou les sorties du ou desdits convertisseurs étant connectées à une ou plusieurs lignes desdits moyens de calcul, et en ce que lesdits moyens de mesure de la ou des pressions peuvent comporter au moins une source de tension constante dont la sortie est connectée soit directement soit par l'intermédiaire desdits circuits d'amplification et/ou de compensation thermique à l'entrée (excitation) du ou des capteurs, ladite source de tension constante pouvant, selon un agencement dit "ratiométrique", être celle qui calibre de façon interne ou externe le ou les convertisseurs analogiques-numériques.

7 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens de mesure de la température ambiante dont le capteur de base peut être du type détecteur résistif de température (RTD), thermistor, thermocouple, diode ou circuit intégré, en ce que lesdit moyens de mesure de la température peuvent avoir des parties communes avec d'autres éléments du dispositif, le capteur de base pouvant en particulier être intégré à un capteur de pression ou à un convertisseur analogique-numérique pouvant être du type tension-fréquence, en ce que les signaux issus desdits moyens de mesure de la température peuvent être employés à compenser les coefficients thermiques des autres moyens de mesure et éventuellement des moyens d'indication, en ce que lesdites compensations peuvent être effectuées analogiquement, soit par excitation directe de l'organe à compenser par la tension de sortie desdits moyens de mesure de la température soit par l'emploi d'amplificateurs opérationnels pouvant ou non faire partie d'étages amplificateurs, ou numériquement au quel cas lesdits moyens de mesure de température peuvent comporter au moins un convertisseur analogique-numérique pouvant être du type tension-fréquence qu'ils peuvent partager avec d'autres moyens de mesure si un multiplexeur analogique lui est adjoint, la ou les sorties dudit convertisseur étant connectées à une ou plusieurs lignes des moyens de calcul, ledit convertisseur pouvant en outre contenir le capteur de température de base, et en ce que les moyens d'indication peuvent être sensibles, directement, par l'intermédiaire de circuits d'amplification ou par l'intermédiaire des moyens de calcul, aux signaux issus desdits moyens de mesure de la température et aptes à informer l'utilisateur de la valeur de ladite température.

8 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte également des moyens d'entrée de données permettant la modification éventuelle, à fins d'expérimentation ou d'adaptation à de nouvelles conditions de plongée ou simplement pour raisons de préférences personnelles, de certaines des quantités pouvant être tenues explicitement ou implicitement dans la mémoire des moyens de calcul telles que pression régnant en surface, volume du réservoir dans lequel la pression P est mesurée, type de l'appareil respiratoire utilisé, seuil de sécurité de la pression P prédite à l'arrivée en surface, composition du mélange respiratoire éventuellement sous la forme d'une fonction de la pression ambiante, nombre et périodes de base (pour un débit cardiaque de base donné) des tissus constituant le modèle mathématique de l'organisme,

valeurs initiales des tensions des divers gaz non métabolisables dans lesdits tissus, valeurs maximales admissibles desdites tensions sous la forme de fonctions de la pression ambiante, vitesse d'ascension maximale, mode de décompression désiré (continue ou par paliers), profondeurs ou pressions ambiantes autorisées pour l'exécution de paliers dans le cas d'une décompression par paliers, coefficients de la corrélation débit cardiaque / débit ventilatoire / pression ambiante, coefficients de la corrélation débit cardiaque / période pour chaque tissu, durée de plongée à ne pas dépasser, profondeur ou pression ambiante à ne pas dépasser, constantes de calibration des moyens de mesure, coefficients thermiques de sensibilité et/ou de zéro des moyens de mesure et/ou des moyens d'indication, mode d'indication désiré, angle optimal de lecture et/ou demande d'illumination de l'affichage dans le cas d'un affichage à cristaux liquides, en ce que lesdits moyens d'entrée de données peuvent être composés d'interrupteurs à action magnétique du type "Reed" ou à effet Hall situés à l'intérieur du boîtier, commandant l'état binaire de lignes des moyens de calcul, et d'un ou plusieurs aimants encapsulés dans ou recouverts d'un matériau propre à les protéger de la corrosion situés à l'extérieur dudit boîtier et aptes à être déplacés en translation, rotation ou une combinaison de ces mouvements par l'utilisateur afin d'actionner sélectivement et à distance lesdits interrupteurs, et en ce que lesdits moyens d'entrée de données peuvent comporter un dispositif de verrouillage apte à protéger lesdites constantes contre toute modification accidentelle en cours d'utilisation ou de transport du dispositif.

9 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les moyens de calcul consistent en un micro-ordinateur pouvant être essentiellement de construction CMOS, comportant en un ou plusieurs boîtiers un ou plusieurs microprocesseurs à 4, 8, 16, 32 ou voire 64 bits, un ou plusieurs générateurs de signal d'horloge, un ou plusieurs éléments de mémoire vive pouvant être du type statique ou dynamique ou une combinaison des deux, éventuellement un ou plusieurs éléments de mémoire morte programmable ou non, éventuellement un ou plusieurs timers (registres de comptage), éventuellement un ou plusieurs décodeurs, éventuellement un ou plusieurs amplificateurs de signaux binaires ("buffers", "drivers", tampons, émetteurs, récepteurs, transmetteurs), éventuellement un ou plusieurs boîtiers de logique annexe (portes, inverseurs, monostables, multiplexeurs, compteurs, bascules de Schmidt), éven-

tuellement un ou plusieurs composants passifs (résistances, condensateurs), éventuellement une ou plusieurs interfaces de communication programmables ou non, parallèles (PIA, PIO) ou séries synchrones ou asynchrones (SCI, UART, USART, ACIA), en ce que le ou lesdits générateurs de signal d'horloge permettent au ou auxdits microprocesseurs d'exécuter en séquence les instructions en code machine stockées en mémoire (morte ou à défaut vive) dont sont constituées les diverses opérations de saisie, traitement et transmission d'information attribuées aux moyens de calcul par les revendications, en ce que ladite mémoire vive peut être maintenue sous tension permanente afin que son contenu soit préservé même au cours des périodes d'arrêt du dispositif, en ce que le ou lesdits microprocesseurs peuvent fonctionner en divers modes tels que "actif", "sommeil", "standby" correspondant à divers niveaux énergétiques, en ce que lesdits moyens de calcul peuvent posséder une ou plusieurs facilités d'interruption hiérarchisées ou non, masquables ou non, internes et/ou externes, par matériel et/ou logiciel, permettant l'exécution d'algorithmes spécifiques selon l'état des moyens de mesure et/ou des moyens d'affichage et/ou du ou des timers s'il y a lieu et/ou des moyens d'entrée de données s'il y a lieu et/ou des moyens d'alimentation en énergie électrique, en ce que l'une desdites facilités d'interruption, de préférence du type non masquable, commandée par les moyens d'entrée de données, peut déclencher une procédure de fermeture organisée du système qui garantisse la sauvegarde du contenu de la mémoire vive, en ce que lesdits timers s'ils sont présents peuvent remplir tout ou partie des fonctions des moyens de mesure du temps en association avec le ou lesdits générateurs de signal d'horloge, en ce que le ou lesdits générateurs de signal d'horloge peuvent être composés d'oscillateurs (cristallins, par exemple quartz, ou autres, par exemple circuits RLC) indépendants ou de sorties de ceux des moyens de mesure du temps, s'il en est, qui sont distincts des moyens de calcul, en ce que les communications entre les divers composants, s'ils sont plusieurs, des moyens de calcul (communications internes) et entre les moyens de calcul et les autres composants du dispositif (communications d'entrées-sorties) se font par l'intermédiaire de ports programmables ou non, avec ou sans loquets ("latches"), à sens unique ou à double sens ou mixtes, pouvant posséder une facilité d'inhibition (état de haute impédance) et/ou par l'intermédiaire de lignes d'interruption (par exemple pour la réception de signaux de type fréquence) et/ou par l'intermédiaire de lignes de contrôle (telles que lignes de sélection, lignes de poignée de main - "handshake" -) et/ou via des interfaces de communication parallèle ou

série, en ce que certains desdits ports peuvent être interconnectés selon un agencement dit de "bus", en ce que les ports d'entrées-sorties peuvent être spécialisés ou projetés en mémoire, en ce que lesdits moyens de calcul peuvent remplir une partie des fonctions des divers moyens de mesure, notamment en effectuant des calibrations et/ou compensations thermiques de sensibilités et/ou de zéros calculées, en générant par l'intermédiaire de convertisseurs numérique-analogiques des signaux analogiques permettant d'évaluer les signaux à mesurer par l'emploi de comparateurs, ou en mesurant la fréquence d'un signal alternatif à l'aide d'un timer et de la facilité d'interruption externe associée "'input capture interrupt"), en ce que lesdits moyens de calcul peuvent modifier une ou plusieurs tensions d'excitation des moyens de mesure et/ou d'indication par l'intermédiaire de convertisseurs numérique-analogiques ou de multiplexeurs analogiques associés à des diviseurs de potentiel et d'éventuels amplificateurs opérationnels et composants passifs associés afin par exemple dans le cas d'un affichage à cristaux liquides de modifier l'angle optimal de lecture pour satisfaire les demandes exprimées par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données ou afin de maintenir ledit angle constant en compensant les effets thermiques qui l'affectent, en ce que les séquences d'instructions exécutées par lesdits moyens de calcul peuvent comporter divers tests de bon fonctionnement du dispositif, en particulier des tests de vraisemblance, conduisant à un avertissement du plongeur via les moyens d'indication en cas de malfonction détectée, et en ce que lesdits moyens de calcul peuvent, grâce à un ou plusieurs interrupteurs de type "solid-state" (par exemple Darlingtons ou Mosfets de puissance) ou relais mécaniques (par exemple du type "Reed"), contrôler sélectivement ou globalement l'alimentation en énergie électrique des autres composants du système, afin de diriger leur fonctionnement (marche-arrêt de lampes, avertisseurs sonores, etc) et/ou d'économiser de l'énergie par exemple en désactivant temporairement certains des moyens de mesure pendant que les signaux de sortie desdits moyens de mesure ne sont pas "en ligne" (actifs sur les lignes d'entrée des moyens de calcul) ou lorsque lesdits signaux de sortie sont observés varier très lentement autorisant un échantillonnage peu fréquent.

10 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les moyens d'alimentation en énergie électrique peuvent consister en des batteries rechargeables pouvant être du type au cadmium-nickel ou de piles

non rechargeables pouvant être du type au lithium ou au mercure, en ce que lesdits moyens d'alimentation en énergie électrique peuvent occuper un compartiment séparé et éventuellement détachable et remplaçable du boîtier, hermétiquement isolé du ou des autres compartiments dudit boîtier tout en leur étant relié électriquement, en ce que lesdits moyens d'alimentation s'ils sont du type rechargeable peuvent être connectés à deux contacts inoxydables pouvant être en or ou plaqués or situés à l'extérieur du boîtier et permettant la recharge desdits moyens d'alimentation, l'une au moins des deux connexions se faisant par l'intermédiaire d'une diode ou d'un interrupteur interdisant la décharge desdits moyens d'alimentation via lesdits contacts dans l'eau de mer ou le milieu ambiant de l'utilisateur quel qu'il soit, ledit interrupteur s'il s'agit d'un interrupteur pouvant être du type Reed commandé de l'extérieur du boîtier à l'aide d'un aimant par l'utilisateur ou un relais commandé par les moyens de calcul en fonction de la pression ambiante et/ou des requêtes exprimées par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données, en ce que le compartiment du boîtier contenant lesdits moyens d'alimentation peut être muni d'une facilité d'ouverture manuelle ou d'une valve autorisant l'élimination des gaz relâchés par lesdits moyens d'alimentation tout en interdisant l'entrée de fluides ou corps étrangers, et en ce qu'il comporte également des moyens de détermination de l'état de charge desdits moyens d'alimentation, lesdits moyens de détermination pouvant se composer d'une source de tension constante, éventuellement d'un diviseur de potentiel auquel est appliquée la différence de potentiel entre les bornes desdits moyens d'alimentation, et d'un comparateur, lesdits moyens pouvant être totalement ou partiellement intégrés en un seul composant, la ou les sorties desdits moyens de détermination étant connectées à un ou des ports des moyens de calcul et/ou aux moyens d'indication, et en ce que lesdits moyens de détermination de l'état de charge peuvent être aptes à déclencher, après écoulement éventuel d'un délai et avertissement éventuel du plongeur via les moyens d'indication, une fermeture organisée du système garantissant la sauvegarde du contenu de la mémoire vive.

11 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que les moyens d'indication peuvent se composer d'une combinaison quelconque de moyens d'indication visuels, sonores ou tactiles, en ce que lesdits moyens visuels peuvent comporter une ou des diodes électroluminescentes simples ou agencées en affichages à segments et/ou matrices de points et/ou

"bar-graphs", un ou des affichages à cristaux liquides réflectifs ou transflectifs, à excitation parallèle ou multiplexée, illuminables ou non, à segments et/ou matrices de points et/ou symboles prédéfinis et/ou "bar-graphs", un ou des écrans à plasma, un ou des écrans à tube cathodique, un ou des cadrans à aiguilles, une ou des lampes à incandescence, une ou des lampes à éclats, un ou des tubes ou écrans électroluminescents, des légendes peintes et/ou gravées, en ce que lesdits moyens visuels sont apparents à l'utilisateur à travers une ou plusieurs fenêtres ou parois transparentes du boîtier et sont aptes à représenter, sous forme numérique ou analogique ou de "bar-graph" ou binaire (affichage à deux états, tel une DEL s'illuminant lorsque une certaine quantité dépasse un certain seuil), simultanément ou alternativement, automatiquement ou sur requête via les moyens d'entrée de données, une combinaison quelconque des informations suivantes que les moyens de calcul et éventuellement les moyens de mesure sont aptes à leur fournir : programme de décompression par paliers intégral ou partiel constitué de couples (profondeur ou pression ambiante, temps) et éventuellement de la durée totale de la remontée, profondeur ou pression ambiante minimale accessible pour la décompression continue, durée de la présente plongée (séjour à des pressions ambiantes supérieures à celle régnant en surface), heure, date, durée résiduelle possible de plongée à la présente profondeur ou pression ambiante en fonction de l'état présent estimé de saturation de l'organisme de l'utilisateur et de sa quantité résiduelle de gaz respiratoire et éventuellement de la requête qu'il a exprimée via les moyens d'entrée de données en matière de durée maximale de la plongée, profondeur ou pression ambiante maximale atteinte au cours de la présente plongée, profondeur ou pression ambiante actuelle, vitesse de remontée actuelle, quantité résiduelle présente de gaz respiratoire (pression P ou volume équivalent pour une pression ambiante donnée pouvant être la pression régnant à la surface), quantité résiduelle de gaz respiratoire prédite au terme de la remontée prescrite par le dispositif, débit ventilatoire et/ou débit cardiaque de l'utilisateur, température ambiante, toute information pouvant avoir été mise en mémoire par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données, réponse à la question "la profondeur maximale admissible (pouvant avoir été définie par l'utilisateur) est-elle dépassée ?", réponse à la question "le temps maximal de plongée (pouvant avoir été défini par l'utilisateur) est-il dépassé ?", réponse à la question "le temps maximal de plongée aura-t-il été dépassé au terme de la remontée prescrite par le dispositif ?", réponse à la

question "la quantité résiduelle de gaz respiratoire permet-elle de remonter selon les indications du dispositif (compte tenu d'un seuil de sécurité pouvant avoir été défini par l'utilisateur) ?", réponse à la question "la vitesse maximale admissible de remontée est-elle dépassée ?", réponse à la question "la profondeur actuelle est-elle inférieure à celle du premier palier à exécuter ?", réponse à la question "la profondeur actuelle est-elle inférieure à la profondeur minimale admissible de la décompression continue ?", réponse à la question "l'état de charge des moyens d'alimentation en énergie électrique est-il satisfaisant ?", en ce que lesdits moyens sonores peuvent comporter un ou plusieurs transducteurs électro-acoustiques adaptés au milieu ambiant (par exemple des hydrophones en milieu marin ou d'eau douce) ainsi que leurs circuits générateurs et amplificateurs d'ondes électriques associés, lesdits transducteurs pouvant être électromagnétiques ou piézo-électriques, monotones ou multitones, aptes à informer l'utilisateur de façon qualitative (alarmes et signaux différenciés ou non selon l'information transmise, particulièrement adaptés aux informations de type binaire), ou voire quantitative par exemple par synthèse de la parole s'ils sont associés à un ou des circuits de synthèse de la parole recevant leurs instructions des moyens de calcul, les informations transmises par lesdits moyens sonores pouvant être une combinaison quelconque de celles listées ci-dessus avec référence aux moyens visuels, en ce que lesdits moyens tactiles peuvent se composer d'appendices mécaniques mus par des électro-aimants ou des moteurs électriques et aptes à entrer en contact avec une partie quelconque du corps de l'utilisateur ou d'électrodes fixes en contact permanent avec la peau de l'utilisateur aptes à provoquer une décharge légère, et en ce que lesdits moyens tactiles s'ils sont présents sont aptes, en cas d'information importante à transmettre à l'utilisateur (voir liste faisant référence aux moyens visuels), à attirer son attention vers lesdits moyens visuels même dans des conditions de bruit ambiant qui rendraient les moyens sonores inefficaces.

12 - Ensemble de plongée caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de détermination et d'indication selon l'une quelconque des revendications précédentes, un appareil respiratoire composé de réserves de gaz comprimés portées ou non par le plongeur, d'un ou plusieurs détendeurs, et éventuellement d'un sac respiratoire muni de valves et d'une cartouche d'absorption du gaz carbonique et

d'un dispositif de dosage automatique de l'oxygène, éventuellement une lampe étanche, éventuellement des instruments d'orientation (compas, goniomètre), un masque ou casque de plongée, éventuellement des moyens de propulsion (palmes, "scooter" sous-marin), éventuellement des moyens de protection contre le froid (combinaison chauffante ou non), éventuellement des moyens de réglage de la flottabilité du plongeur et de son équipement (bouée de remontée, ballasts ou combinaison étanche) munis ou non d'une réserve de gaz de gonflage indépendante des réserves de gaz respiratoire, éventuellement une tourelle ou caisson ou chambre de décompression, en ce qu'il peut comporter un ensemble turbine-générateur électrique (dynamo ou alternateur redressé) associé à un détendeur et apte à extraire l'énergie de détente des gaz respiratoires et/ou de gonflage des moyens de réglage de la flottabilité et à maintenir dans un état de charge satisfaisant les moyens d'alimentation en énergie électrique de l'ensemble en cours de plongée, en ce que ledit dispositif de détermination et d'indication peut être incorporé au casque de plongée et peut comporter un ensemble optique correctif à base de lentilles et/ou de miroirs et/ou de prismes et/ou de lames semi-réfléchissantes permettant la vision rapprochée, et éventuellement superposée au champ de vision normal, des moyens d'indication visuels, peut comporter également des moyens d'indication sonores conventionnels (hauts parleurs, écouteurs) fonctionnant dans le volume gazeux du casque, et peut comporter des moyens d'entrée de données du type vocal constitués d'un microphone ou laryngophone connecté aux moyens de calcul via un module de reconnaissance de la parole, et en ce qu'il peut comporter deux électrovannes contrôlées par les moyens de calcul, de façon binaire via des relais ou interrupteurs dits "solid-state" ou de façon proportionnelle via des convertisseurs numérique-analogiques suivis d'amplificateurs, l'une commandant l'entrée de gaz de gonflage dans le gilet ou combinaison étanche et l'autre commandant l'échappement dudit gaz vers le milieu ambiant, lesdites électrovannes permettant auxdits moyens de calcul en fonction du temps, de la pression ambiante et éventuellement de ses dérivées temporelles -aisément calculées en fonction des signaux de sortie sur une période de temps des moyens de mesure du temps et des moyens de mesure de la pression ambiante-, éventuellement d'informations préalablement mises en mémoire par l'utilisateur via les moyens d'entrée de données (telles la masse du plongeur, son volume, son coefficient de résistance au mouvement dans l'eau, le coefficient de compressibilité et le volume en surface de sa combinaison), et

éventuellement du programme de décompression courant, de stabiliser le plongeur à une profondeur donnée (sur requête du plongeur via les moyens d'entrée de données) ou à toutes profondeurs, de lui faire exécuter une remontée "en catastrophe" ou à vitesse contrôlée (après avertissement éventuel, via les moyens d'indication, du plongeur, laissant à ce dernier l'option d'avorter la procédure via les moyens d'entrée de données ou en déconnectant simplement les électrovannes) en cas de détection de condition d'urgence (par exemple une noyade rendue probable par une apnée -débit ventilatoire nul- de durée anormalement longue, ou une pression ambiante anormalement élevée rendant probable un état de narcose chez le plongeur), ou de lui faire exécuter la remontée continue ou par paliers prescrite par le dispositif (sur requête du plongeur via les moyens d'entrée de données), et en ce que lesdits moyens de calcul dudit dispositif de détermination et d'indication peuvent être aptes à commander similairement une électrovanne responsable de la décompression d'une tourelle de plongée ou caisson ou chambre de décompression et éventuellement une autre responsable de sa compression, automatisant ainsi l'opération de ladite tourelle ou caisson ou chambre quant à la décompression et éventuellement quant à la compression.