



(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:  
**02.11.2011 Bulletin 2011/44**

(51) Int Cl.:  
**B63C 11/32 (2006.01)**

(21) Numéro de dépôt: **11003435.2**

(22) Date de dépôt: **27.04.2011**

(84) Etats contractants désignés:  
**AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR**  
Etats d'extension désignés:  
**BA ME**

(71) Demandeur: **Etat Français représenté par le Délégué Général pour L'Armement 94114 Arcueil Cedex (FR)**

(72) Inventeur: **Vallée, Nicolas 83200 Toulon (FR)**

(30) Priorité: **27.04.2010 FR 1001785**

(54) **Détecteur de bulles pour alerte précoce du risque d'accident de décompression**

(57) L'invention concerne un dispositif de sécurité de plongée sous-marine comprenant un capteur (2) apte à détecter les bulles de gaz dans le sang du plongeur (1), des moyens de fixations et de couplage fonctionnel du capteur au corps du plongeur, un ordinateur (3) avec un moyen de liaison au dit capteur capable de fournir un signal si le niveau de bulle détecté dépasse un niveau requis, caractérisé en ce qu'il comporte un capteur (4)

d'impulsions électriques cardiaques avec un moyen de liaison (7) à l'ordinateur portable, le dit ordinateur disposant d'un moyen de synchronisation des capteurs, d'un moyen de découpage du cycle cardiaque en sous intervalles de temps à partir des impulsions mesurée par le capteur (2) de bulles et d'un moyen d'intégration des mesures du capteur sur ces sous intervalles de temps pour fournir un taux de bulles par cycles cardiaques.

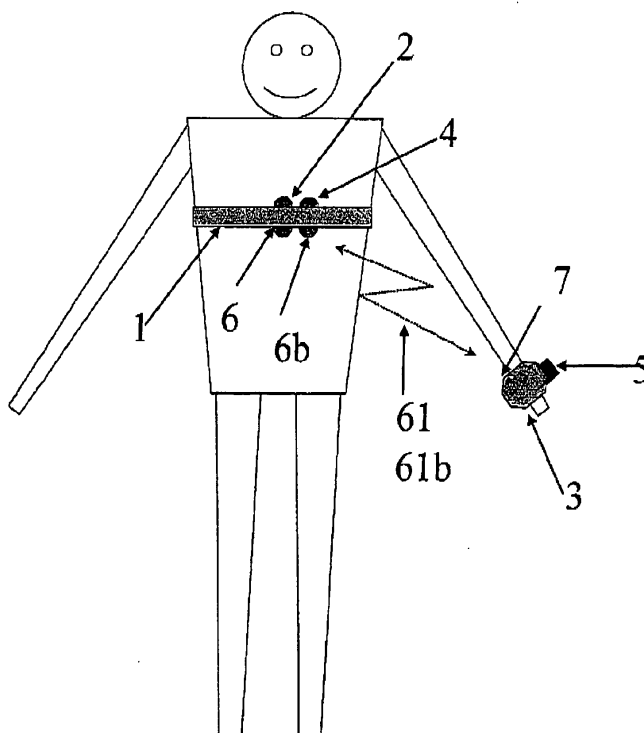


Figure 1

## Description

**[0001]** L'invention concerne les dispositifs de mesure de gaz dans le sang des plongeurs et les procédés exploitant ces dispositifs pour piloter leur remontée afin d'éviter les accidents de décompression.

**[0002]** Lors de la remontée, la diminution de la pression hydrostatique entraîne un changement de phase des gaz dissous dans le sang lorsque le plongeur était en profondeur. Les bulles qui se forment alors, si elles sont trop nombreuses, peuvent provoquer un accident de décompression sous la forme d'une embolie pulmonaire ou d'une coagulopathie. Le danger de ces accidents graves, qui peuvent être mortels ou entraîner des handicaps très importants, sont bien connus des plongeurs qui appliquent des paliers de décompression selon des tables qui sont calculées en fonction des profondeurs atteintes et des mélanges gazeux utilisés pour respirer afin de permettre à la pression partielle des gaz dissous de se rééquilibrer dans le sang au cours de la remontée.

**[0003]** Un premier problème est que les tables de décompression, malgré les sécurités prises, ne peuvent être personnalisées, en fonction de la situation d'un individu à un moment donné. On observe toujours un faible nombre d'accidents de décompression bien que le plongeur ait respecté les paliers fournis par les tables.

**[0004]** Un deuxième problème est la difficulté de valider des tables de décompression dans les nouvelles conditions opérationnelles rencontrées par les plongeurs professionnels, civils ou militaires, qui doivent plonger de plus en plus profond, avec de nouveaux mélanges gazeux. Typiquement, il n'y a pas de tables validées pour des plongées en scaphandre autonomes entre 80m et 100m.

**[0005]** Il est connu de l'homme du métier que la détection de bulles dans les veines de la région du coeur, au moyen de systèmes Doppler, fournit une bonne indication du stress physiologique lié à la décompression et donc peut être utilisé pour améliorer les procédures de décompression afin de réduire le risque d'accident.

**[0006]** Des moyens Doppler de détection de bulles associée à des mesures de vitesse ou de pression dans des vaisseaux sanguins grâce à des émetteurs et des récepteurs ultrasoniques installés sur la peau sont décrits dans la demande de brevet FR 76 34550 et la demande américaine US 6,261,233. En particulier le brevet français indique comment filtrer les fréquences entre 800Khz et 5Mhz pour détecter les bulles de gaz au milieu des bruits liés à la circulation sanguine. Des appareils de ce type sont utilisés pour les études médicales sur les plongeurs après leur plongée.

**[0007]** Le brevet WO 2009/090529 reprend un capteur de ce type, lié à un calculateur et une mesure de la pression hydrostatique pour comparer le niveau de bulles mesuré à un seuil critique et ainsi avertir le plongeur s'il doit prolonger un palier de décompression ou limiter sa vitesse de remontée. Le dispositif de base ainsi mis en place peut être sophistiqué en prenant en compte l'his-

torique de la plongée et les données propres au plongeur pour l'aider à programmer sa plongée et personnaliser les profils de décompression.

**[0008]** Il faut cependant tenir compte du fait que la pression sanguine n'est pas uniforme, que ce soit au cours d'un cycle cardiaque ou suivant la localisation. Des bulles ne présentant pas de risques graves de thrombose en un endroit peuvent correspondre à une production plus importante en d'autres endroits du corps.

**[0009]** On observe donc toujours des risques d'accidents même en intégrant la mesure des niveaux de bulles dans le sang du plongeur pour corriger les tables de décompression. Cela oblige donc à prendre des marges, et à imposer des durées de paliers de décompression inutilement longs ou des vitesses de remontée trop faibles, car l'information sur la possibilité d'apparition des bulles dans le sang intervient trop tardivement par rapport au phénomène.

**[0010]** L'objectif de l'invention est donc d'obtenir une alerte la plus précoce possible pour être sûr d'identifier le phénomène d'apparition de bulles à ses tous débuts et non lorsqu'il est installé de tel sorte qu'il puisse avoir des conséquences physiologiques.

**[0011]** A cet effet, l'invention concerne essentiellement un dispositif de sécurité de plongée sous-marine comprenant un capteur apte à détecter les bulles de gaz dans le sang du plongeur, des moyens de fixations et de couplage fonctionnel du capteur au corps du plongeur, un ordinateur avec un moyen de liaison au dit capteur capable de fournir un signal si le niveau de bulle détecté dépasse un niveau requis, caractérisé en ce qu'il comporte un capteur d'impulsions électriques cardiaques avec un moyen de liaison à l'ordinateur portable, le dit ordinateur disposant d'un moyen de synchronisation des capteurs, d'un moyen de découpage du cycle cardiaque en sous intervalles de temps à partir des impulsions mesurée par le capteur de bulles et d'un moyen d'intégration des mesures du capteur sur ces sous intervalles de temps pour fournir un taux de bulles par cycles cardiaques.

**[0012]** Ce dispositif détecte bulles mis en oeuvre selon un procédé comportant les quatre étapes suivantes :

- une première étape de fourniture d'un signal de synchronisation donnant une base de temps de référence;
- une deuxième étape de fourniture d'un signal repérant le début et la fin d'un intervalle de temps déterminé à chaque cycle cardiaque sur la base de temps de référence ;
- une troisième étape de fourniture d'un signal échantillonnant sur la base de temps de référence les signaux du capteur de bulles, cette étape étant faite en parallèle de la précédente ;
- une quatrième étape de fourniture à chaque cycle cardiaque d'un signal intégrant le signal de la troisième étape sur l'intervalle de temps repéré par la deuxième étape.

**[0013]** Un deuxième objectif de l'invention est de piloter la remontée d'un plongeur en minimisant les temps de paliers de décompression avec un maximum de sécurité. A cet effet, le dispositif précédent comprend en outre un capteur de pression hydrostatique relié à l'ordinateur, un module de calcul apte à fournir les données du capteur de pression hydrostatique sur la base de temps commune, un module de calcul apte à exploiter ce signal et celui donnant le taux de bulles par cycles cardiaques pour fournir un historique de plongée et un module de calcul apte à exploiter ces données pour déterminer le profil de remontée du plongeur

**[0014]** Le pilotage de la remontée d'un plongeur selon ce dispositif comporte les étapes complémentaires suivantes :

- une cinquième étape de fourniture d'un signal par un moyen (15) apte à échantillonner sur la base de temps de référence les signaux du capteur de pression hydrostatique ;
- une sixième étape de fourniture d'un signal donnant l'historique de la plongée par un module de calcul apte à exploiter le signal de l'étape précédente et le taux de bulles par cycles cardiaques;
- une septième étape de détermination du profil de remontée à suivre par un module de calcul apte à exploiter le signal de l'étape précédente et le taux de bulles par cycles cardiaques.

**[0015]** La détection de bulles est déjà utilisée dans les études médicales sur les plongeurs. Pour caractériser l'état gazeux dans le sang, il est commode de classer les résultats de mesures en 5 niveaux (score de Spencer) : pas de bulle, bulles isolées ou espacées, bulles tous les 2-3 cycles cardiaques, bulles à chaque cycle cardiaque, flux continu de bulles couvrant les bruits du coeur. Les risques d'accidents de décompression ont été corrélés à ces niveaux par des études dans différentes conditions opérationnelle pour le plongeur.

**[0016]** Ces études ont montré par ailleurs que le phénomène de dissolution des gaz lorsque la pression augmente, puis de leur rejet lors de la décompression, est complexe et non uniforme dans l'organisme. Le gaz se dissout dans le sang mais également dans les tissus du corps humain. Ces tissus restituent donc le gaz dans le sang selon leur texture et la pression locale. In fine, on s'aperçoit que les niveaux de bulles dans les vaisseaux traversant des organes vitaux peuvent être très supérieurs à ceux observés au niveau du coeur lorsque la mesure qui est faite intègre les résultats sur l'ensemble du cycle cardiaque.

**[0017]** L'invention a pour effet de mesurer le niveau de bulles en un endroit du corps et à un moment où la pression est minimale. D'une part, la pression est plus faible sur le côté droit du coeur, au retour veineux mais, surtout, le dispositif permet de mesurer le niveau de bulle sur un faible instant, lors de la protodiastole, lorsque la pression est la plus faible, sans intégrer le résultat sur

tout le cycle cardiaque. La pression lors de la diastole est significativement plus faible que lors de la systole. Cette différence de pression, qui est de 18 mmHg, ne semble pas énorme mais est propice pour un changement de phase. En particulier, si on exploite ce signal en se plaçant sur une échelle de Spencer, on atteindra plus vite un score élevé, ce qui rend l'alerte plus précoce. La précision de l'observation du phénomène par le dispositif permet de piloter la décompression de manière fine et adaptée à chacun.

**[0018]** La mise en oeuvre de techniques Doppler avec des ultrasons pour détecter les bulles de gaz dans le réseau vasculaire a été décrite dans les demandes de brevets FR 76 34550 et US 6.261.233. Si ces documents explicitent la théorie permettant d'obtenir des résultats sûrs, les émetteurs et récepteurs qui y sont décrits sont relativement encombrants et d'un positionnement délicat. Des études plus récentes ( J Johansson & J Desling de l'université de Luléa « a compact Ultrasonic Transducer using the active piezoceramic material as electronic carrier ») prouvent que des dispositifs intégrés et compacts, pouvant se plaquer sur le corps du plongeur sans gêner ses mouvements, sont disponibles.

**[0019]** Par ailleurs, compte tenu des fréquences acoustiques utilisées, entre 800Khz et 5 Mhz, l'utilisation de cette technique dans l'eau ne pose pas de problème car l'impédance acoustique des tissus est voisine de celle de l'eau.

**[0020]** Le document FR 76 34550 montre que les fréquences des bruits émis par le coeur étant au maximum de l'ordre de 500KHz, l'utilisation d'instruments Doppler émettant dans une gamme de fréquence comprise entre 2,5 MHz et 3,5 MHz permet d'effectuer facilement un filtrage des bruits physiologiques pour obtenir le signal de détection des bulles.

**[0021]** Le fonctionnement de l'invention pourra être mieux compris par la description d'un exemple de réalisation de l'invention et au regard des figures annexées :

- La figure 1 représente un schéma d'un dispositif selon l'invention ;
- La figure 2 représente un enregistrement cardiaque approximatif que l'on peut obtenir avec un capteur d'impulsions électromagnétiques du coeur (électrocardiogramme),
- La figure 3 montre le procédé de traitement des données par le dispositif

**[0022]** La figure 1 montre une sangle (1) entourant le thorax, serrée avec un moyen de serrage connu permettant de la maintenir en position une fois installée et qui plaque un capteur de bulles ultrason (2) contre la poitrine du plongeur. Avantagusement, la sangle comporte une partie élastique permettant de maintenir sa position en accompagnant les mouvements de la cage thoracique. Le capteur est positionné de manière préférentielle entre la 2<sup>ème</sup> et la 3<sup>ème</sup> côtes juste à gauche du sternum pour effectuer la mesure sur le retour veineux, au niveau de

l'oreillette et du ventricule droit du coeur. Si le plongeur utilise une combinaison de plongée sèche, il humidifie la face du capteur qui sera plaquée contre son corps.

**[0023]** Le capteur Doppler fonctionne à une fréquence comprise entre 2 et 8 Mhz et il est équipé d'un moyen d'émission électromagnétique. (6) lui permettant d'envoyer ses résultats à un ordinateur portable (3). De tels équipements existent, on pourra utiliser par exemple un capteur fourni par la marque Sonicaid <sup>TM</sup>.

**[0024]** L'invention comporte également un capteur (4) apte à percevoir les impulsions électromagnétiques du coeur. Il s'agit de manière connue de capteurs électriques comprenant au moins 2 électrodes qui doivent être plaquées contre le corps au niveau du coeur. On pourra par exemple utiliser le capteur polar T<sub>31</sub> de UWATEC <sup>TM</sup>. Il est possible d'intégrer ce capteur des impulsions cardiaques (4) et le capteur de bulles ultrason (2) à la même ceinture afin d'obtenir un ensemble compact, facile à installer sur la poitrine du plongeur. Ce capteur est aussi équipé d'un émetteur électromagnétique permettant d'envoyer ses résultats (6b).

**[0025]** L'ordinateur portable peut être avantageusement fixé au poignet du plongeur avec son écran de présentation des informations. Il est lui-même équipé d'un récepteur (7) permettant de recevoir le signal des émetteurs (6) et (6b) des capteurs. Ces émetteurs et le récepteur de l'ordinateur portable forment des moyens de liaison sans fil (61) et 61b) entre celui-ci et les capteurs (2) et (4).

**[0026]** L'ordinateur exploite les mesures et pour fournir en continu le niveau de bulle maximum observe lors des cycles cardiaques en suivant les quatre étapes décrites ci-après.

**[0027]** La première étape est exécutée par un module de synchronisation (13) apte à fournir un signal de synchronisation qui permet aux modules de calcul traitant les étapes suivantes d'avoir la même base de temps.

**[0028]** Une deuxième étape est exécutée par un module de calcul (12) apte à déterminer l'intervalle de temps à chaque cycle cardiaque pendant lequel la mesure du capteur de bulles sera exploitée pour définir à quel niveau on se place et déclenche une alerte en repérant cet intervalle par rapport à la base de temps fournie par le module de synchronisation (13). Cet intervalle de temps est déterminé pour optimiser la détection en n'intégrant le signal du capteur que dans la zone de temps où il est maximum, c'est-à-dire lorsque la pression sanguine est minimum, comme décrit ci-après.

**[0029]** Le tracé de l'intensité des ondes électromagnétiques engendrées par le coeur et enregistrées par le capteur (4) est appelé électrocardiogramme (ECG). C'est le reflet de l'activité électrique totale du coeur. La figure 2 représente approximativement un électrocardiogramme normal qui est composé de cinq ondes. La première, l'onde P, est faible amplitude et dure environ 0,08s. Elle résulte d'une activité électrique au niveau des oreillettes, environ 0,1 s après le début de l'onde P, les oreillettes se contractent

**[0030]** L'ensemble des trois ondes, Q, R et S correspond à une activité électrique des ventricules avant la contraction. Sa forme complexe reflète la taille inégale des ventricules et leurs caractéristiques électriques différentes. Cet ensemble précède la contraction des ventricules et a une durée moyenne de 0,08s

**[0031]** L'onde T est causée par l'activité des ventricules avant relâchement (diastole). L'onde T est plus longue et d'amplitude plus faible que les ondes Q, R et S.

**[0032]** La pression intracardiaque augmente lors des phases de contraction (systole) des oreillettes (intervalle PR) et des ventricules (intervalle QT). Elle redescend lors de la diastole, entre l'onde T et l'onde P. C'est en fait lors de la protodiastole, courte phase suivant l'onde T pendant laquelle les ventricules se relâchent que la pression intracardiaque est la plus faible et que la genèse des bulles est la plus probable. L'intervalle TP correspondant à la protodiastole est inférieur à la période de relaxation complète, qui correspond elle-même à la moitié de la durée de la révolution cardiaque.

**[0033]** Avantageusement, le module de calcul (12) ciblera cet intervalle TP pour intégrer les mesures et il sélectionnera l'intervalle de temps précédant P sur une durée comprise entre 30% et 40% du temps total de la révolution cardiaque. En supposant que le coeur batte à 75 battements par minute, la durée de la révolution cardiaque sera de 0,8s, donc la durée de la mesure avant P sera d'environ 0,3s.

**[0034]** Une troisième étape est exécutée par un module de traitement (11) apte à transformer le signal venant du capteur de bulles ultrason (2) en un signal échantillonné sur la base de temps fournie par le module de synchronisation (13). Le temps de transit des bulles les plus rapides qui est d'environ 0,01s impose une fréquence d'échantillonnage minimum sur le capteur pour ne pas éliminer ces bulles durant la mesure. Avantageusement, cette fréquence d'échantillonnage sera supérieure à 100Hz.

**[0035]** Les étapes 2 et 3 sont effectuées en parallèle et les signaux résultants sont traités par une quatrième étape. Cette étape est réalisée par un module de calcul (14) apte à intégrer le signal venant du module (11) sur l'intervalle de temps fourni par le module (12). Cette intégration fournit un signal proportionnel au nombre de bulles durant la période où celui-ci atteint un maximum à chaque cycle cardiaque. Compte tenu du temps de transit de la bulle (10 micro secondes), ce module doit faire un calcul d'intégration pour définir le niveau de bulles. Avantageusement on utilisera une méthode basée sur la détection des harmoniques, par exemple celle nommée « Empirical Mode Décomposition » décrite par Chapell & Payne (2005).

**[0036]** Avantageusement, au cours de cette quatrième étape, le signal ainsi traité pour mesurer le niveau de bulles sera également placé sur une échelle de Spencer pour fournir un résultat plus facilement interprétable en vue d'une alerte au tout début de l'apparition du phénomène dans le corps du plongeur.

**[0037]** Dans un mode de réalisation plus complet, le dispositif comprend un capteur de pression hydrostatique (5) qui fournit à l'ordinateur portable (4) la profondeur à laquelle se trouve le plongeur. De tels capteurs sont couramment utilisés par les plongeurs et intégrés au support physique de l'ordinateur.

**[0038]** L'ordinateur portable (4) fournit alors des instructions sur la vitesse de remontée du plongeur en tenant compte d'une alarme précoce d'accident de décompression, en suivant trois étapes qui suivent le procédé précédent.

**[0039]** Une première étape est exécutée par un module (15) apte à transformer le signal du capteur de pression hydrostatique (5) et le signal fourni par le module de synchronisation (13) en une profondeur sur la base de temps commune.

**[0040]** Une deuxième étape est exécutée par un module (16) apte à combiner le signal pression fourni par le module (15) et le signal de niveau de bulles fourni par le module (14) pour construire un profil de plongée consistant en un historique des profondeurs atteintes avec les niveaux de bulles observés.

**[0041]** Une troisième étape est exécutée par un module de calcul (17) apte à comparer à chaque moment le profil de plongée donné par le module (16) avec des tables et des calculs préalables résultant des études existantes sur la décompression des plongeurs fournis par un module de mémoire (18). Le résultat de cette comparaison est traduit en instructions au plongeur qui peuvent être une alarme pour arrêter la remontée, une autorisation de reprendre la remontée ou des directives plus complexes sur le profil de plongée à venir. Les modules de calcul (1b) et (17) peuvent être physiquement intégrés.

**[0042]** Les indications fournies par cette troisième étape peuvent être par exemple:

- Fin de pallier à 6m
  - o Pas de bulle --> « Respectez le pallier à 3m »
- Fin de pallier à 6m
  - o Bulles à chaque cycle cardiaque - > « Attendez. »
  - o Bulles tous les 2 à 3 cycles cardiaques - > « Attendez.... »

**[0043]** Ces consignes tiendront également compte de la quantité de gaz disponible dans le bloc de plongée. Cette information, qui peut être fournie par un manomètre relié en permanence à l'ordinateur par une liaison sans fil, est primordiale pour pondérer les consignes et ainsi éviter un manque de gaz. Elle sera alors exploitée par le module (17) qui élabore les instructions.

**[0044]** Avantageusement le dispositif comprendra en outre un débitmètre sur l'appareil respiratoire. Cet appareil sera couplé à l'ordinateur qui comprendra en outre

un module d'interface par lequel le plongeur pourra indiquer le type de mélange gazeux utilisé et d'autres données spécifiques à la plongée en cours. Un capteur mesurant le CO<sub>2</sub> expiré par le plongeur sera aussi avantageusement intégré au dispositif. Ces données seront utilisées par le module de calcul (17) qui exploite les niveaux de bulles pour fournir des instructions au plongeur.

**[0045]** En effet, pour atteindre des profondeurs importantes, les plongeurs utilisent des mélanges de gaz spécifiques. Ces mélanges de gaz qui passent dans le sang ont des caractéristiques différentes de taux d'absorption puis de dégazage dans les tissus et le sang qui doivent être prises en compte dans les tables.

**[0046]** De même, la mesure du CO<sub>2</sub> permet d'obtenir le volume de saturation de gaz inerte par soustraction avec l'oxygène. Le taux de CO<sub>2</sub>, qui est un gaz du catabolisme, est un indice d'échange pulmonaire, donc du risque d'oedème pulmonaire.

**[0047]** Dans un mode plus sophistiqué, il peut prendre en compte de façon connue l'historique du plongeur pour s'adapter à sa physiologie. Il peut aussi exploiter les résultats du capteur d'impulsions électriques cardiaques (4) qui donne le rythme cardiaque comme un élément correctif intégré au calcul des tables de désaturation. Ce correctif calcule de façon connue l'intervalle de temps entre deux ondes R de l'ECG dont l'évolution renseigne sur le niveau de l'effort exercé sur le plongeur. A terme, ce sera un paramètre supplémentaire à intégrer au niveau de bulle, pour plus de sécurité.

**[0048]** Avantageusement, le dispositif continuera à fonctionner au moins une heure après la sortie de l'eau. En effet, les bulles sont plus nombreuses 30 minutes après la sortie de l'eau, même si elle sont détectables avant. Le dispositif peut donc servir à prévenir de l'occurrence d'un accident de décompression après la plongée dans les cas critiques. Cette utilisation peut aussi permettre de modifier les profils de remontée pour des plongées ultérieures afin de limiter le niveau de bulles dans les instants qui la suivent.

**[0049]** Dans un mode de réalisation supplémentaire, un module apte à exploiter des données telles que le nom du plongeur et à comparer l'historique de la plongée en cours avec ceux de plongées précédentes fournira des profils de remontées adaptés au plongeur. Le module de calcul pourra définir une corrélation entre l'apparition du phénomène bullaire de l'utilisateur et ses profils de plongée. Il pourra alors prévenir l'apparition des bulles pour définir une vitesse de « remontée » de confort minimisant l'apparition de bulles.

**[0050]** Ce résultat pourra donc ensuite être mémorisé par le module mémoire (18) qui le fournira au module de calcul (17).

**[0051]** Un tel dispositif peut également être utilisé en caisson de décompression pour le traitement des accidents de plongée ou les études.

## Revendications

1. Dispositif de sécurité de plongée sous-marine comprenant un capteur (2) apte à détecter les bulles de gaz dans le sang du plongeur, des moyens de fixations et de couplage fonctionnel du capteur au corps du plongeur (1), un ordinateur avec un moyen de liaison (61) au dit capteur capable de fournir un signal si le niveau de bulle détecté dépasse un niveau requis, **caractérisé en ce qu'il** comporte un capteur (4) d'impulsions électriques cardiaques avec un moyen de liaison (61b) à l'ordinateur portable (3), le dit ordinateur disposant d'un moyen de synchronisation des capteurs (13), d'un moyen de découpage du cycle cardiaque en sous intervalles de temps (12) à partir des impulsions mesurée par le capteur (4), d'un moyen de traitement (11) des mesures du capteur (2) sur la même base de temps que le moyen (12) et d'un moyen (14) d'intégration des mesures du capteur (2) sur ces sous intervalles de temps. 5
2. Dispositif selon la revendication 1 comprenant un capteur de pression hydrostatique (5) relié à l'ordinateur (4), un module de calcul (15) apte à fournir les données du capteur (5) sur la base de temps du module (13), un module de calcul (16) apte à exploiter ce signal et celui du module (14) pour fournir un historique de plongée et un module de calcul (17) apte à exploiter ces données pour déterminer le profil de remontée du plongeur. 20
3. Procède de détection des bulles mis en oeuvre par un dispositif selon la revendication 1 comportant les quatre étapes suivantes : 25
  - une première étape de fourniture d'un signal de synchronisation donnant une base de temps de référence par le moyen (13) ;
  - une deuxième étape de fourniture d'un signal repérant le début et la fin d'un intervalle de temps déterminé à chaque cycle cardiaque par un moyen (12) apte à traiter les signaux du capteur d'impulsions cardiaques (2) sur la base de temps de référence ;
  - une troisième étape de fourniture d'un signal par un moyen (11) apte à échantillonner sur la base de temps de référence les signaux du capteur de bulles (2), cette étape étant faite en parallèle de la précédente ;
  - une quatrième étape de fourniture à chaque cycle cardiaque d'un signal par un moyen (14) apte à intégrer le signal de la troisième étape sur l'intervalle de temps repéré par la deuxième étape. 30
4. Procédé selon la revendication 3 pour lequel l'intervalle de temps repéré à l'étape 2 précède immédiatement l'onde P avec une durée de valeur comprise 35
  - une cinquième étape de fourniture d'un signal par un moyen (15) apte à échantillonner sur la base de temps de référence les signaux du capteur de pression hydrostatique (5);
  - une sixième étape de fourniture d'un signal donnant l'historique de la plongée par un module de calcul (16) apte à exploiter le signal de l'étape précédente et celui du module (14) ;
  - une septième étape de détermination du profil de remontée à suivre par un module de calcul (17) apte à exploiter le signal de l'étape précédente et celui du module (14). 40
5. Procédé selon les revendications 3 ou 4 avec une étape supplémentaire consistant à comparer le signal de la quatrième étape sur plusieurs cycles cardiaques pour placer le niveau de bulles selon des critères prédéterminés, notamment sur une échelle de Spencer. 45
6. Procédé de pilotage de la remontée d'un plongeur selon les revendications 2, 3 ou 4, comportant les étapes complémentaires suivantes mises en oeuvre par un dispositif selon la revendication 2 : 50
  - une cinquième étape de fourniture d'un signal par un moyen (15) apte à échantillonner sur la base de temps de référence les signaux du capteur de pression hydrostatique (5);
  - une sixième étape de fourniture d'un signal donnant l'historique de la plongée par un module de calcul (16) apte à exploiter le signal de l'étape précédente et celui du module (14) ;
  - une septième étape de détermination du profil de remontée à suivre par un module de calcul (17) apte à exploiter le signal de l'étape précédente et celui du module (14). 55

entre 30 et 40% du cycle cardiaque.

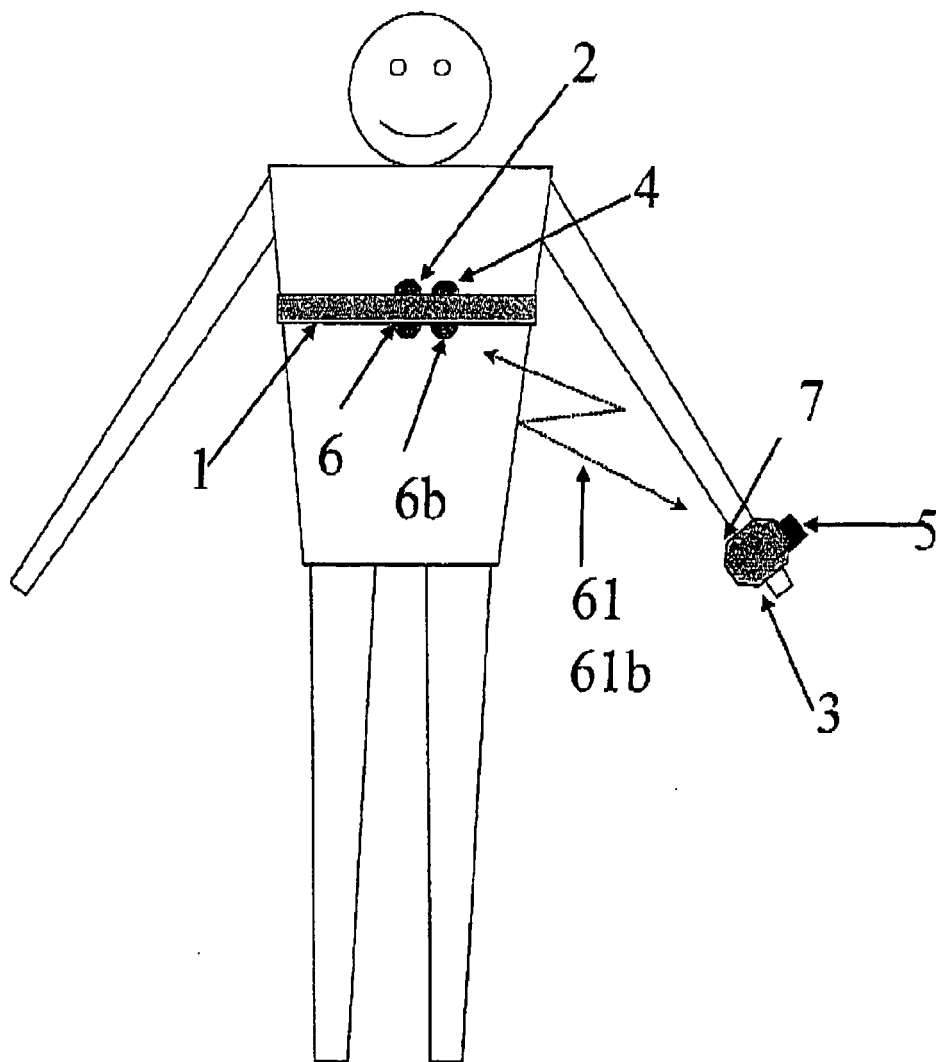


Figure 1

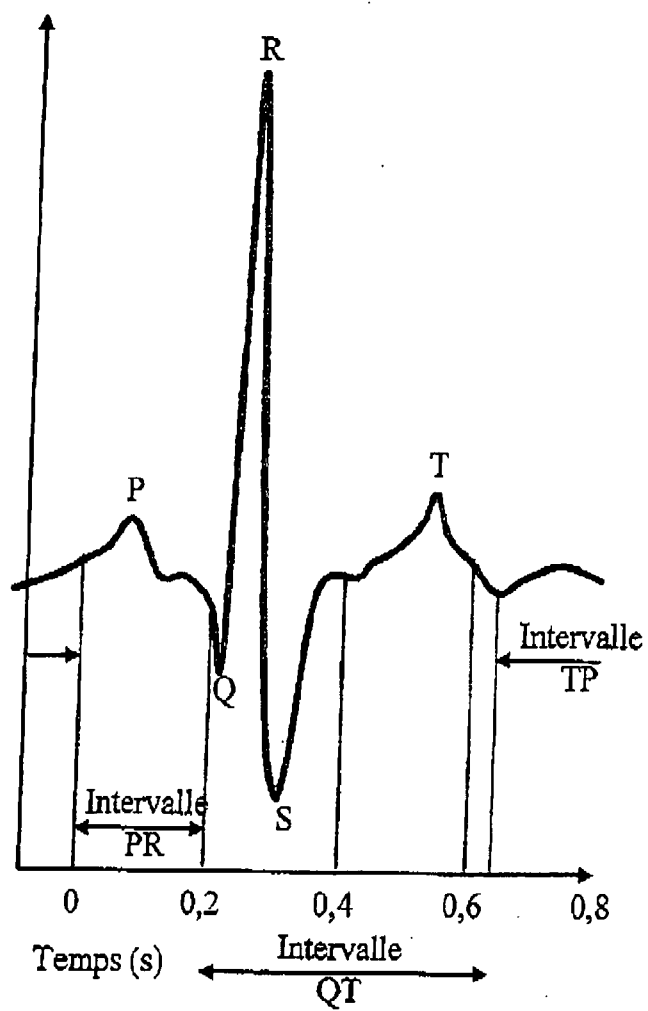


Figure 2

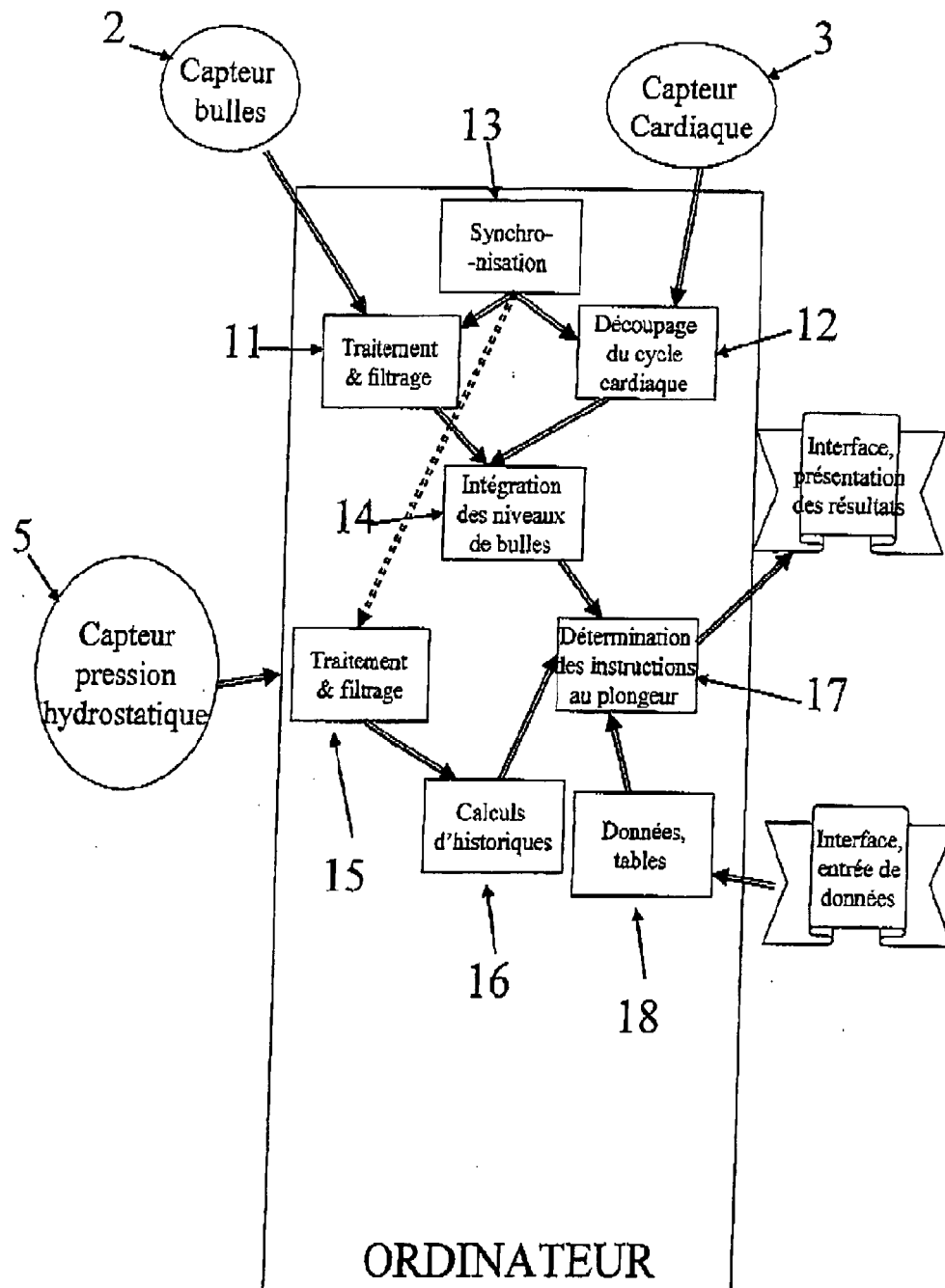


Figure 3



## RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande

EP 11 00 3435

| DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS                                                                                                                                                                                                                                |                                                                                                                                                      |                                                                                                                                                                                                                                                                          |                                          |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------|
| Catégorie                                                                                                                                                                                                                                                            | Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes                                                                      | Revendication concernée                                                                                                                                                                                                                                                  | CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)           |
| A                                                                                                                                                                                                                                                                    | GB 2 439 347 A (CROW STEVEN [US]; LEWIS JOHN [US]) 27 décembre 2007 (2007-12-27)<br>* abrégé; figures 1,3 *<br>-----                                 | 1,3                                                                                                                                                                                                                                                                      | INV.<br>B63C11/32                        |
| A                                                                                                                                                                                                                                                                    | WO 2009/022926 A1 (PRINK LTD [NZ]; JOHNSON PETER LENARD [NZ])<br>19 février 2009 (2009-02-19)<br>* page 14, ligne 16 - ligne 26; figure 3 *<br>----- | 1,3                                                                                                                                                                                                                                                                      |                                          |
|                                                                                                                                                                                                                                                                      |                                                                                                                                                      |                                                                                                                                                                                                                                                                          | DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC)     |
|                                                                                                                                                                                                                                                                      |                                                                                                                                                      |                                                                                                                                                                                                                                                                          | B63C                                     |
| 1 Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                      |                                                                                                                                                                                                                                                                          |                                          |
| Lieu de la recherche<br><b>La Haye</b>                                                                                                                                                                                                                               |                                                                                                                                                      | Date d'achèvement de la recherche<br><b>25 août 2011</b>                                                                                                                                                                                                                 | Examineur<br><b>De Sena Hernandorena</b> |
| CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES<br>X : particulièrement pertinent à lui seul<br>Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie<br>A : arrière-plan technologique<br>O : divulgation non-écrite<br>P : document intercalaire |                                                                                                                                                      | T : théorie ou principe à la base de l'invention<br>E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date<br>D : cité dans la demande<br>L : cité pour d'autres raisons<br>.....<br>& : membre de la même famille, document correspondant |                                          |

EPO FORM 1503 03/02 (P04C02)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.**

EP 11 00 3435

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.

Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

25-08-2011

| Document brevet cité<br>au rapport de recherche |    | Date de<br>publication | Membre(s) de la<br>famille de brevet(s) | Date de<br>publication |
|-------------------------------------------------|----|------------------------|-----------------------------------------|------------------------|
| GB 2439347                                      | A  | 27-12-2007             | AUCUN                                   |                        |
| -----                                           |    |                        |                                         |                        |
| WO 2009022926                                   | A1 | 19-02-2009             | AU 2008287624 A1                        | 19-02-2009             |
|                                                 |    |                        | CA 2696506 A1                           | 19-02-2009             |
|                                                 |    |                        | EP 2188923 A1                           | 26-05-2010             |
|                                                 |    |                        | NZ 560653 A                             | 30-07-2010             |
|                                                 |    |                        | US 2011102177 A1                        | 05-05-2011             |
| -----                                           |    |                        |                                         |                        |

EPO FORM P0460

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

## RÉFÉRENCES CITÉES DANS LA DESCRIPTION

*Cette liste de références citées par le demandeur vise uniquement à aider le lecteur et ne fait pas partie du document de brevet européen. Même si le plus grand soin a été accordé à sa conception, des erreurs ou des omissions ne peuvent être exclues et l'OEB décline toute responsabilité à cet égard.*

### Documents brevets cités dans la description

- FR 7634550 [0006] [0018] [0020]
- US 6261233 B [0006] [0018]
- WO 2009090529 A [0007]

### Littérature non-brevet citée dans la description

- CHAPPELL ; PAYNE. *Empirical Mode Décomposition*, 2005 [0035]