



## (12) BREVET D'INVENTION

(11) N° de publication :  
**MA 41470 A1**

(51) Cl. internationale :  
**A61H 31/00; G09B 23/28;  
A61N 1/362**

(43) Date de publication :  
**28.06.2019**

---

(21) N° Dépôt :  
**41470**

(22) Date de Dépôt :  
**16.11.2017**

(71) Demandeur(s) :  
**Université Hassan 1er, Présidence Université Hassan 1er de Settat, complexe universitaire, BP 539, km 3 route de Casablanca, CP26000 , SETTAT, 26000 (MA)**

(72) Inventeur(s) :  
**BEN TALEB Lhoucine ; ESSOUKAKI Elmaati ; HARMOUCHI Mohammed ; RATTAL Mourad ; MOUHSEN Azeddine ; LYAZIDI Aissam**

(74) Mandataire :  
**FAHLI Ahmed**

---

(54) Titre : **Simulateur de Réanimation Cardio-Pulmonaire**

(57) Abrégé : L'invention concerne la conception et la réalisation d'un nouveau simulateur de Réanimation Cardio-pulmonaire (RCP). Ce simulateur permet la formation et l'enseignement des individus dans les compressions thoraciques durant la RCP. Le simulateur est basé sur un nouveau poumon test pour arrêt cardiaque qui permet à un utilisateur d'administrer des compressions thoraciques mené d'un système de feedback sur l'ensemble des paramètres mesurés au cours de la procédure. Le modèle mécanique caractérisé par ses propriétés élastiques (ressort et pistons), assurent les compressions et décompressions. Un système d'ajustement de la compliance, de la résistance et de l'espace mort permettent de modifier les propriétés du système respiratoire, le poumon est ainsi relié à un sac rempli de CO2 commandé par une valve pour transmettre une quantité lors de la phase du relâchement. Le simulateur est mené d'un système de feedback assurant l'acquisition, le traitement et la communication des informations qui peuvent guider l'administrateur, en temps réel ou ultérieur, à la bonne qualification et quantification de ses gestes.

**Abrégé :**

L'invention concerne la conception et la réalisation d'un nouveau simulateur de Réanimation Cardio-pulmonaire (RCP). Ce simulateur permet la formation et l'enseignement des individus dans les compressions thoraciques durant la RCP. Le simulateur est basé sur un nouveau poumon test pour arrêt cardiaque qui permet à un utilisateur d'administrer des compressions thoraciques mené d'un système de feedback sur l'ensemble des paramètres mesurés au cours de la procédure.

Le modèle mécanique caractérisé par ses propriétés élastiques (ressort et pistons), assurent les compressions et décompressions. Un système d'ajustement de la compliance, de la résistance et de l'espace mort permettent de modifier les propriétés du système respiratoire, le poumon est ainsi relié à un sac rempli de CO<sub>2</sub> commandé par une valve pour transmettre une quantité lors de la phase du relâchement. Le simulateur est mené d'un système de feedback assurant l'acquisition, le traitement et la communication des informations qui peuvent guider l'administrateur, en temps réel ou ultérieur, à la bonne qualification et quantification de ses gestes.

## Simulateur de Réanimation Cardio-Pulmonaire

### Description :

#### DOMAINE TECHNIQUE

La présente invention concerne des simulateurs pour la Réanimation Cardio-pulmonaire (RCP), il est basé sur un nouveau poumon test pour arrêt cardiaque mené d'un système de feedback.

L'invention concerne un simulateur d'apprentissage de la RCP pour offrir aux administrateurs une mise en pratique de leurs connaissances sur la procédure avec de nouveaux paramètres (ventilatoires) pour la qualification et quantification de leurs gestes.

#### CONTEXTE DE L'INVENTION

L'arrêt cardiaque (AC) est l'une des principales causes de mortalités dans le monde. Les stratégies actuelles tentent d'augmenter le taux de survie en améliorant les gestes des secouristes suivant les procédures de la réanimation cardio-pulmonaire (RCP).

La réanimation cardio-pulmonaire (RCP) est une procédure effectuée pour sauver des vies dans le cas d'un arrêt cardiaque soudain. La procédure est basée sur les compressions thoraciques et de la ventilation artificielle.

La place de la ventilation dans la RCP a toujours existé mais elle reste plus que jamais débattue car on en connaît mieux les risques. Pourtant, la ventilation reste nécessaire dès que la RCP se prolonge ou même à partir du début dans certaines situations. Ne pas interrompre le massage cardiaque est un élément déterminant pour le succès de la RCP. Dans ce contexte, la ventilation, telle que délivrée traditionnellement à l'aide d'un ballon manuel ou via un ventilateur, doit faire l'objet d'une attention particulière pour éviter qu'elle ne compromette l'efficacité du massage. La clef est de comprendre qu'elle doit être la plus modérée possible car les compressions thoraciques par elles-mêmes participent à la ventilation.

La quantité de la ventilation produite par les CT demeure une question controversée en raison des difficultés d'obtenir des mesures fiables pendant la RCP et également en raison des conditions variables des expériences animales et cliniques précédentes.

Les études faites ont démontré que les compressions thoraciques seules (sans ventilation assistée) peuvent assurer une **ventilation passive** en plus de la circulation sanguine. La ventilation passive est générée suite à une pression et dépression, au niveau de la cavité thoracique, au cours des deux phases de compression et de décompression. Mesurer et superviser cette ventilation en combinaison avec d'autres paramètres cardio-pulmonaires, est la tendance actuelle qui va apporter un

retour d'information essentiel à l'administrateur sur la qualité de ces compressions et à base d'autres paramètres physiologiques, et par la suite améliorer davantage ces gestes.

Donc l'utilisation d'un nouveau simulateur s'avère nécessaire pour évaluer la qualité des compressions liée à la ventilation passive générée. La plupart des simulateurs de la RCP disponibles à l'heure actuelle utilisent la profondeur et la vitesse des compressions pour donner qualité aux gestes du secouriste. Cependant, ce système exploite la ventilation passive, mesurée au niveau des voies aériennes, comme un autre paramètre utile.

Dans un premier aspect, le poumon test pour arrêt cardiaque réalisé est un modèle mécanique conçu et réalisé pour reproduire les propriétés mécaniques du compartiment thoracique pendant la RCP, et a été spécifiquement créé pour permettre des compressions thoraciques. Ce modèle de poumon a été fait d'un ballon auto remplisseur (1) avec un volume interne imitant la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) à l'état d'équilibre (état statique) (**Fig. 1, Fig. 2 et Fig. 3**). Un ressort (2) et deux pistons (3) remplis d'une quantité d'air compressible agissent dans des directions opposées, en simulant les propriétés élastiques du thorax en dessus et en dessous de la CRF.

Durant la phase de compression, une pression positive est créée forçant l'air à être propulsé en dehors du poumon (1). Cet air sera ensuite dirigé vers les capteurs (4), (5) et (6) montés au niveau de la voie aérienne du poumon (**Fig. 1 et Fig. 3**) avant d'être évacué.

La phase de décompression se produit d'une manière passive. Ce retour passif vers la position initiale est dû aux structures élastiques du poumon (1) et des propriétés élastiques des pistons (3) et du ressort (2). Ceci génère un gradient de pression, provoquant ainsi l'ouverture de la valve (7) du sac de CO<sub>2</sub> (8) et apportant un écoulement (CO<sub>2</sub> + air) à l'intérieur du poumon (1). Cette quantité de CO<sub>2</sub> est emmagasinée dans un sac et commandée à travers une valve (anti-retour). Cette procédure de va et vient de la quantité d'air mélangé, simule exactement ce qui se passe chez un patient en arrêt cardiaque durant une RCP.

Ce modèle permet ainsi de modifier l'espace mort anatomique pour simuler plusieurs catégories de patient à travers un tube (9) de longueur ajustable. L'effet de l'espace mort anatomique sur la ventilation passive générée est une des clés pour une amélioration de la qualité de la RCP, les études ont démontré que la ventilation passive générée par les compressions thoraciques seules reste inférieure à l'espace mort anatomique chez un ensemble de patient.

Le changement des propriétés élastique du thorax est assuré à travers deux pistons et un ressort (**Fig. 2**), et qui relie le thorax et le support du modèle. Les pistons (3), étant remplis d'une quantité réglable d'air compressible, contiennent chacun un orifice réglable (14) pour évacuer une portion d'air compressible et par conséquent diminuer la longueur des pistons. Cette diminution entraînera une augmentation de la raideur des pistons ce qui engendra en conséquence l'augmentation de la raideur du thorax. Le ressort (2) jouera le rôle de maintenir le thorax attaché au poumon et aussi aidera à assurer le retour à l'état d'équilibre du thorax lors de la phase de décompression. Le développement

d'un tel poumon donnera certainement une vision claire sur ce qui se passe chez un patient sain ou pathologique.

Ce système permettra de visualiser, en temps réel, la variation des différents paramètres ventilatoires (débit, volume, pression, CO<sub>2</sub>...) ainsi que les paramètres des compressions thoraciques (voire la profondeur, la vitesse, force...) (**Fig. 3 et Fig. 4**), et simuler des scénarios avec des compressions manuelles ou automatiques.

Dans un deuxième aspect, l'invention concerne un appareil d'assistance destiné à aider le secouriste à suivre ces gestes durant la procédure de la RCP et offrir une évaluation visuelle et vocale en temps réel, ce qui guide les administrateurs dans la réalisation des compressions à la fréquence et à la profondeur appropriées. Toutes les informations nécessaires pour réaliser une RCP de haute qualité sont clairement affichées sur une interface utilisateur installée notamment sur un ordinateur ou une tablette. De plus, grâce à ce dispositif toutes les données essentielles de l'effort de sauvetage sont enregistrées et facilement accessibles pour le débriefing après l'événement pour l'étude et l'analyse.

La possibilité de combiner les mesures de la profondeur et de la force appliqués et de la ventilation passive fournissent une souplesse d'utilisation et une capacité d'adaptation aux nouvelles recommandations et / ou de nouvelles connaissances. Cela signifie qu'il peut parfois être plus efficace pour mesurer la profondeur et la force des compressions, alors que dans d'autres cas, il est préférable de combiner la mesure de la ventilation générée par la profondeur des compressions, et qui peuvent être utile dans les premières minutes de la RCP chez des patients.

La **figure 7** est un organigramme d'un processus pour fournir un feedback à l'administrateur qui exécute les compressions thoraciques seules. En général, le processus implique l'exploitation de divers paramètres physiologiques et la fourniture de rétroaction en relation avec l'administration des compressions. Le processus est basé sur des boucles de rétroaction qui fournissent un retour d'information lié, à savoir si l'utilisateur administre correctement des compressions thoraciques qui suivent les recommandations et qui est conforme à un protocole de sauvetage approprié.

Ce système regroupe un ensemble de capteurs montés aux niveaux de la voie aérienne du poumon test, voire de pression (5), de débit (4) et de la concentration du CO<sub>2</sub> (6) (**Fig. 1, Fig. 2 et Fig. 3**), ce qui permettra de mesurer le volume mobilisé à chaque cycle compression/décompression, ainsi que d'évaluer le CO<sub>2</sub> mobilisé lors de la phase de décompression.

La mesure de la profondeur est effectuée par un accéléromètre (10). Ce dernier est capable de mesurer la profondeur de chacune des compressions d'une manière précise. La vitesse de ces compressions est calculée depuis le signal de la profondeur par des algorithmes incorporés dans la carte d'acquisition.

Un capteur de force (11) est utilisé afin de tirer la force appliquée durant la phase de compression, et ensuite définir le relâchement complet durant la phase de décompression.

Les signaux (**Fig. 6**) provenant des capteurs de pression (5) et du débit (4) peuvent être utilisés en combinaison avec les signaux provenant de l'accéléromètre (10) et du capteur de force (11). Les recommandations internationales actuelles insistent sur la bonne profondeur des compressions, tant que les mesures de la ventilation passive peuvent donner des informations supplémentaires qui assurent en outre l'amélioration de la qualité de la RCP.

Un outil de développement donnera une interface intelligente sur PC et/ou une tablette (**Fig. 5**), il assure le contrôle et la supervision, via à un module de transmission USB ou sans fils (**Fig. 4**) connecté avec la carte d'acquisition.

La profondeur, le rythme et la force des compressions thoraciques sont affichés en temps réel sur un cadran nettement visible (**Fig. 5**). En outre, un métronome de RCP et des indicateurs de ventilation, sont affichés graphiquement, guident l'utilisateur et l'aident à effectuer les compressions selon les rythmes déclarés dans les recommandations et qui fournissent une ventilation passive qui peuvent être adéquate aux besoins ventilatoires (**Fig. 6**). Des messages vocaux et visuels sont fournis sur l'interface utilisateur (**Fig. 5**), basés sur les recommandations actuelles, pour informer l'administrateur sur la façon dont il exerce ces gestes et de le guider vers une bonne administration.

Ce système, bien qu'il soit facile à utiliser et robuste, est destiné pour fournir à l'administrateur une bonne simulation d'un scénario de la RCP, un simple accès, un bon suivi qualitatif et quantitatif de ces gestes, et aussi un enregistrement des mesures en temps réel pour l'analyse et le traitement ultérieur.

Le système mécanique (**Fig. 1**, **Fig. 2** et **Fig.3**) est caractérisé d'un ensemble de composants assurant son fonctionnement, il est basé sur :

- Ballon auto remplisseur (1) simulant un poumon ayant un volume interne imitant la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF).
- Deux pistons (3) et un ressort utilisés pour simuler les propriétés élastiques du thorax (12).
- Des tubes (9) de différentes tailles et diamètre pour simuler l'espace mort anatomique.
- Une valve anti-retour (7) pour assurer le passage et le blocage du CO<sub>2</sub> durant les phases de compressions et décompressions.
- Un sac (8) rempli d'une proportion de CO<sub>2</sub> mélangée avec de l'air, est permet de fournir des quantités dépendront des décompressions effectués.
- Un système d'ajustement de la résistance de la conduite du poumon, à travers un orifice (13), qui permet de varier le diamètre de la conduite d'entrée du poumon (1)

Le système de mesure (**Fig. 1**) est caractérisé d'un ensemble de composants assurant l'acquisition, le contrôle et la stabilité des mesures. Il est basé sur :

- Un capteur de débit (4) doté d'un pneumotachographe et un capteur de pression différentiel de haute sensibilité, pour la mesure du débit et par la suite déduire le volume généré.
- Capteur de pression (5) ayant une sensibilité élevée, pour des mesures en temps réel de la pression des voies aériennes.
- Capteur de CO<sub>2</sub> (6), pour mesurer le taux de CO<sub>2</sub> mobilisé par les poumons à chaque cycle compression/décompression.
- Un accéléromètre (10), positionné sur la surface thoracique du sujet, utilisé pour définir la profondeur des compressions exercées.
- Un capteur de force (11), utilisé pour fournir un signal conforme à la pression exercée sur le thorax (12) et définir le relâchement durant la phase de décompression.
- Une carte d'acquisition de traitement et d'adaptation des différents signaux d'entrées.
- Une interface graphique (**Fig. 4**) affiché en temps réelle, notamment sur un écran et ou installée sur un ordinateur et/ou une tablette, assurant le suivi et le contrôle du système.
- La transmission des données via un module de communication, assurant la transmission des données entre le système de mesure et les interfaces utilisateur, via une communication USB ou sans fil (Bluetooth ou wi-fi).

**Revendications :**

- 1- Simulateur de réanimation cardio-pulmonaire (RCP) pour simuler les variations d'un ensemble de paramètres durant la procédure de la RCP, caractérisé en ce qu'il comporte :
  - Un poumon (1) simulé par un ballon auto remplisseur accolé sur le thorax (12), et d'un tube (9) de longueur ajustable pour simuler l'espace mort anatomique.
  - Deux pistons réglables (3) remplissent d'une portion d'air compressible et un ressort (2) pour simuler les propriétés élastiques (compliance) du thorax et un système d'ajustement de la résistance de la conduite d'air (13).
  - Un sac (8) rempli d'une quantité de CO<sub>2</sub> commandé à travers une valve (13).
  - En plus d'un système d'acquisition et une interface graphique, permettant la mesure, le feedback et l'enregistrement des différents paramètres générés en temps réel.
  
- 2- Le simulateur selon la revendication 1 caractérisé en ce que le poumon test pour arrêt cardiaque contient un ballon auto remplisseur (1) accolé à un thorax (12) permettant de simuler l'adhérence du poumon avec la plèvre de la cage thoracique.
  
- 3- Le simulateur selon les revendications 1 et 2, caractérisé en ce que le changement du volume de l'espace mort est réalisé à travers un tube (9) de longueur ajustable branché sur l'ouverture du poumon.

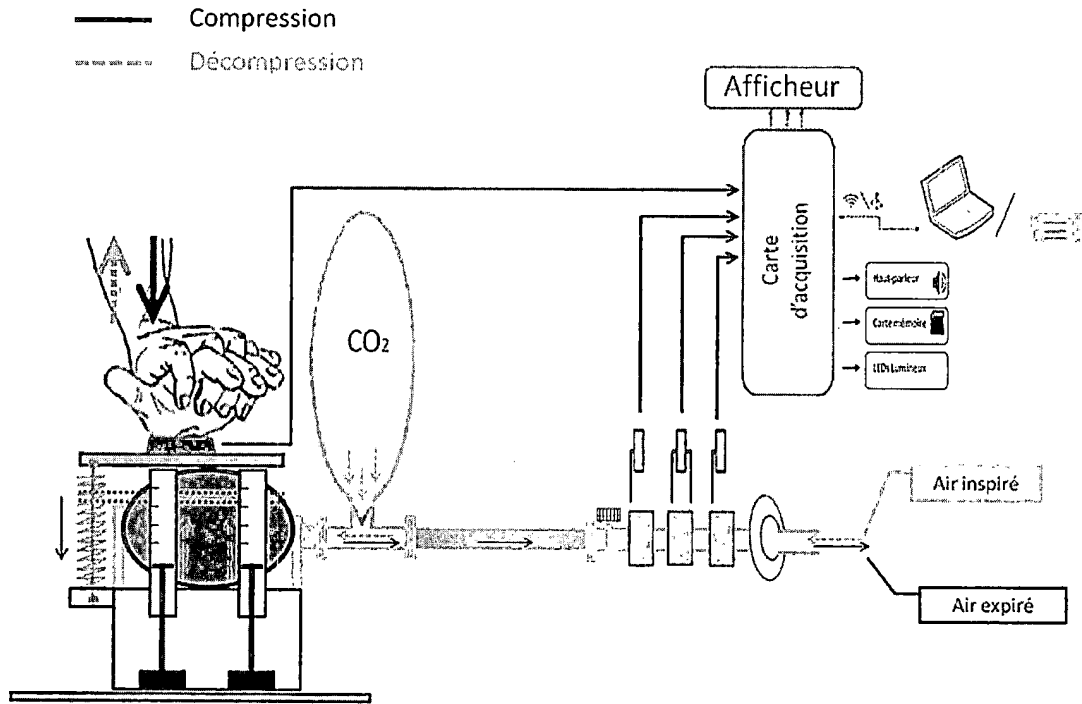
Un système d'ajustement de la résistance est assuré par un orifice (13), situé sur un tube de connexion attaché au celui de l'espace mort, qui permet de varier le diamètre de la conduite.
  
- 4- Le simulateur selon les revendications 1 à 3 caractérisé en ce que deux pistons réglables (3), remplissent d'une portion d'air compressible, et un ressort (2) relie la partie inférieure du modèle mécanique avec le thorax (12) afin de simuler les propriétés élastiques de la cage thoracique.
  
- 5- Le simulateur selon les revendications 1 à 4 caractérisé en ce que la phase du relâchement (décompression) se produit d'une manière passive. Ce retour passif vers la position initiale est dû aux structures élastiques du poumon (1), des pistons (3) et du ressort (2). Ceci génère un gradient de pression, provoquant ainsi l'ouverture d'une valve (7), cette dernière qui se situe à l'extrémité du sac de CO<sub>2</sub> (8), apportant en conséquence un écoulement (CO<sub>2</sub> + air) à l'intérieur du poumon (1). Tant dit que durant la phase de compression, l'air mélangé et emmagasiné dans le poumon sera évacué en dehors suite à la pression positive générée par la compression.
  
- 6- Le simulateur selon les revendications 1 à 5 caractérisé en ce que la compliance du thorax (12) est modifiée à travers des pistons réglables (3), qui se trouvent à l'extérieur du poumon (1), reliant les deux faces inférieure et supérieure du thorax (12). Ce système composé de deux



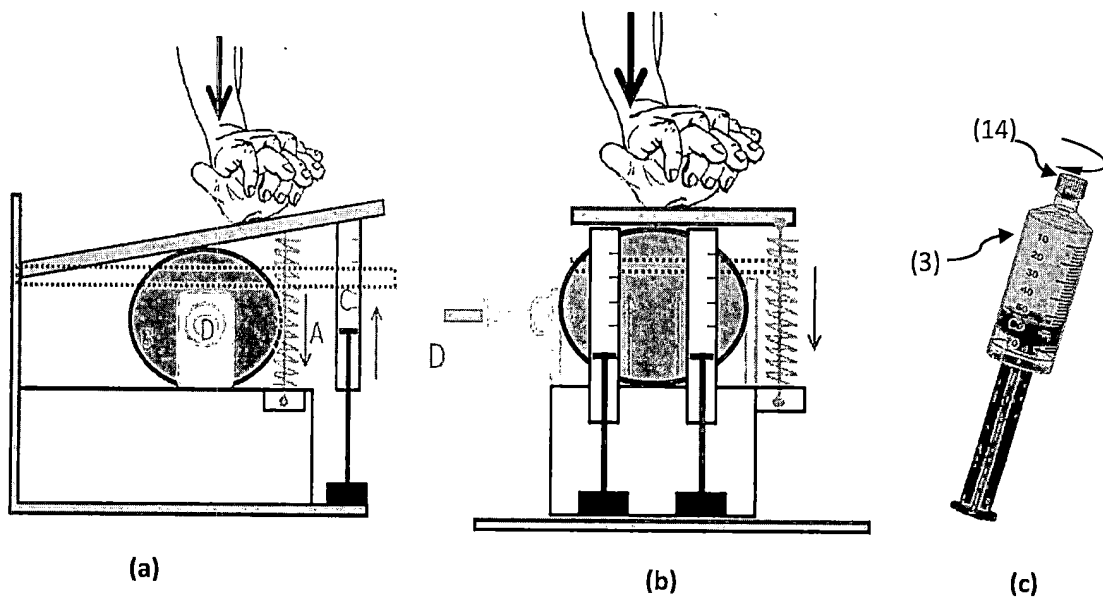
pistons transparents et gradués et ayant chacun un orifice réglable (14) afin d'évacuer une quantité égale d'air compressible. L'échappement de l'air modifie la longueur du piston (3), variant ainsi la raideur du thorax (12).

- 7- Le simulateur selon les revendications 1 à 6 caractérisé en ce que le module électronique se compose d'une carte d'acquisition, des capteurs pour la mesure des paramètres ventilatoires et pour la mesure des efforts exercés par l'administrateur. Cette carte, liée à un ordinateur via des moyens de communications notamment l'USB, Wifi ou Bluetooth, et elle est basée sur un microcontrôleur. Elle permet l'acquisition, le traitement et la communication des paramètres mesurés.
- 8- Le simulateur selon les revendications 1 à 7, caractérisé en ce que les différents paramètres du système respiratoire et des compressions exercés, pression, débit mobilisé et taux de CO<sub>2</sub> en plus de la force et la profondeur des compressions sont mesurés en temps réel et simultanés par un module de mesure, doté d'une sensibilité élevée est constitué :
  - Un capteur de pression (5) connecté à l'entrée du poumon (1) pour mesurer la pression intra-thoracique.
  - Un pneumotachographe (4) connecté à un capteur de pression permet la mesure du débit mobilisé, situés à l'entrée du poumon (1). La mesure du volume courant est possible par intégration du signal débit-temps.
  - Un capteur de CO<sub>2</sub> (6) attaché à l'entrée du poumon (1) permet la mesure du taux de CO<sub>2</sub> mobilisé durant chaque cycle.
  - Un accéléromètre (10) et un capteur de force (11) situés dans un boîtier (entre les mains de l'administrateur et le thorax (12)) et sensible à la force de compression thoracique, produit des signaux dues aux mouvements du thorax (12), et déduire par la suite la force, le relâchement, la profondeur ainsi que la vitesse des compressions.
- 9- Le simulateur selon les revendications 1 à 8, caractérisé en ce que le système de mesure est basé sur une interface visuelle, contenant un afficheur, notamment un écran tactile, pour le suivi et le contrôle, en temps réel. Une sortie audio avec des LEDs classés sont utilisés pour indiquer si la qualité des compressions est trop faible ou bonne.
- 10- Le simulateur selon les revendications 1 à 9, caractérisé en ce que le système soit supervisé en temps réel par une interface graphique visualisé via un afficheur, ou installée sur un ordinateur/tablette et connectés via des moyens de communications particulièrement le Bluetooth, wifi et USB avec le système de mesure. Cette interface contient :
  - Un volet pour la supervision en temps réel via des cadrans visuels et des indications vocales, et aussi pour le contrôle du système, ce qui fournira à l'administrateur la possibilité de choisir le mode d'utilisation (avec ou sans feedback) et l'ajustement d'une multitude de paramètres initiaux.

- Un volet pour le débriefing des différents paramètres mesurés sous forme des courbes et des valeurs statistiques, ainsi que la génération d'un rapport à la fin de la procédure.
- Enregistrement de l'ensemble des paramètres en temps réel vers une carte mémoire, ou directement dans le PC / Tablette.



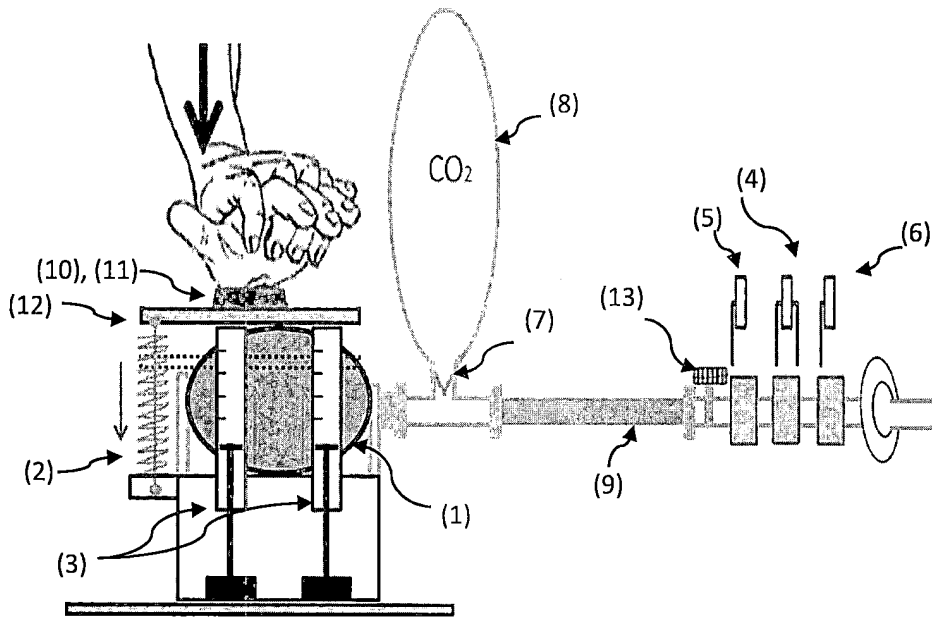
**Fig. 1 Schéma globale du simulateur de la RCP**



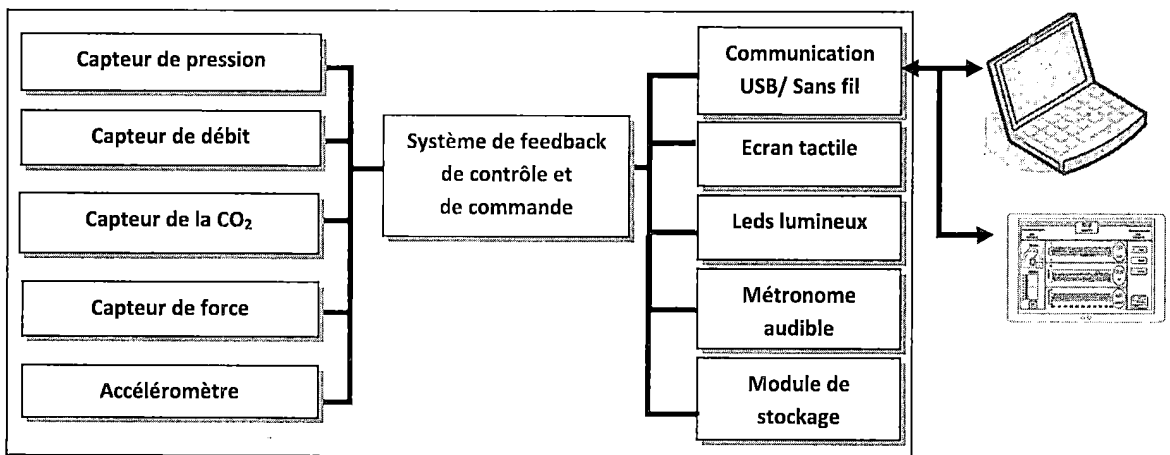
- A Ressort
- B Ballon auto remplisseur
- C Seringue
- D Prise des paramètres respiratoires

**Fig. 2 Vues d'ensemble du Poumon test pour arrêt cardiaque (a) et (b) ; Piston réglable (c)**

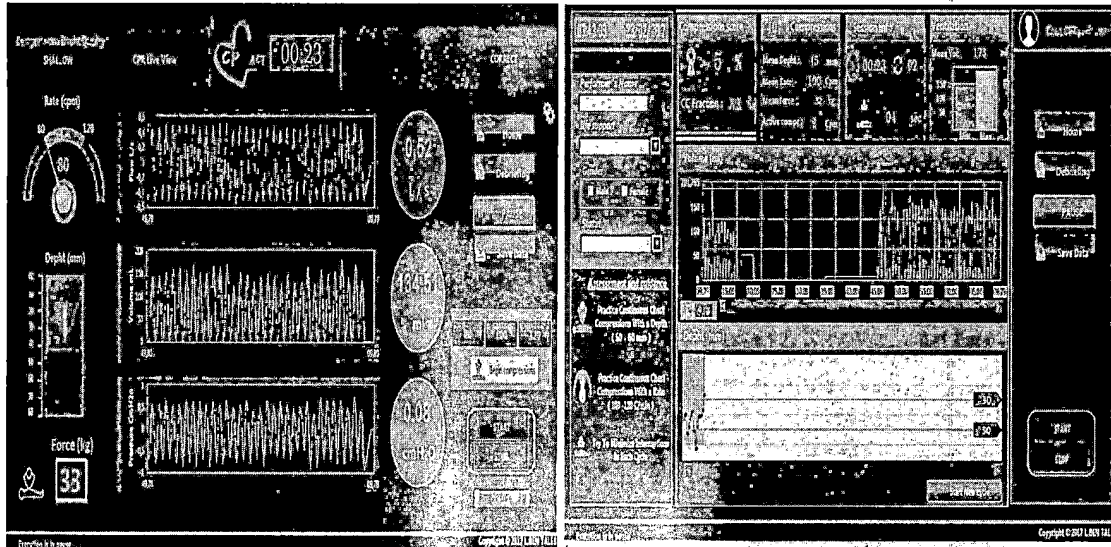
**ANNEXE**



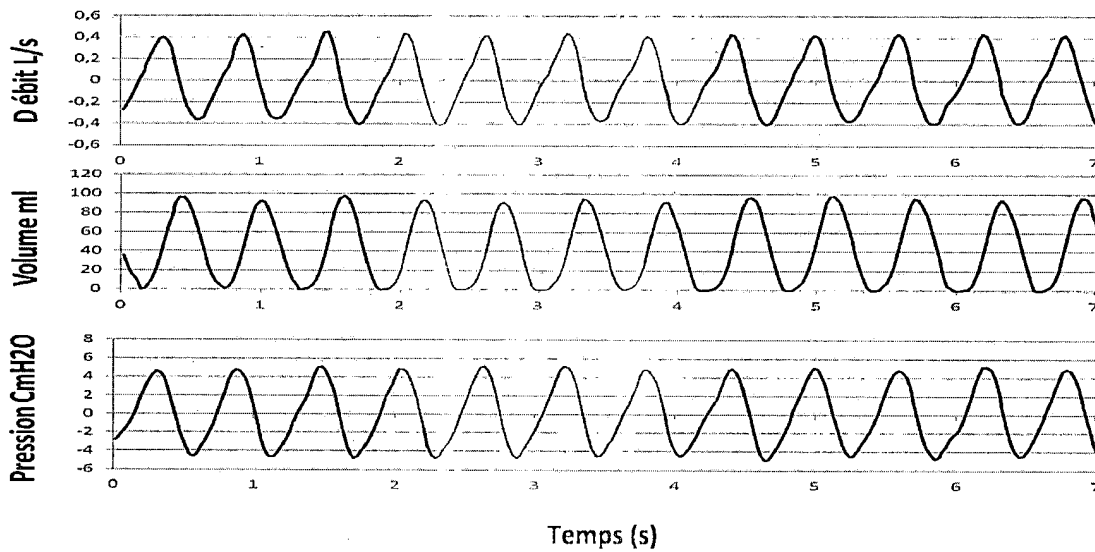
**Fig. 3 Schéma de principe du simulateur**



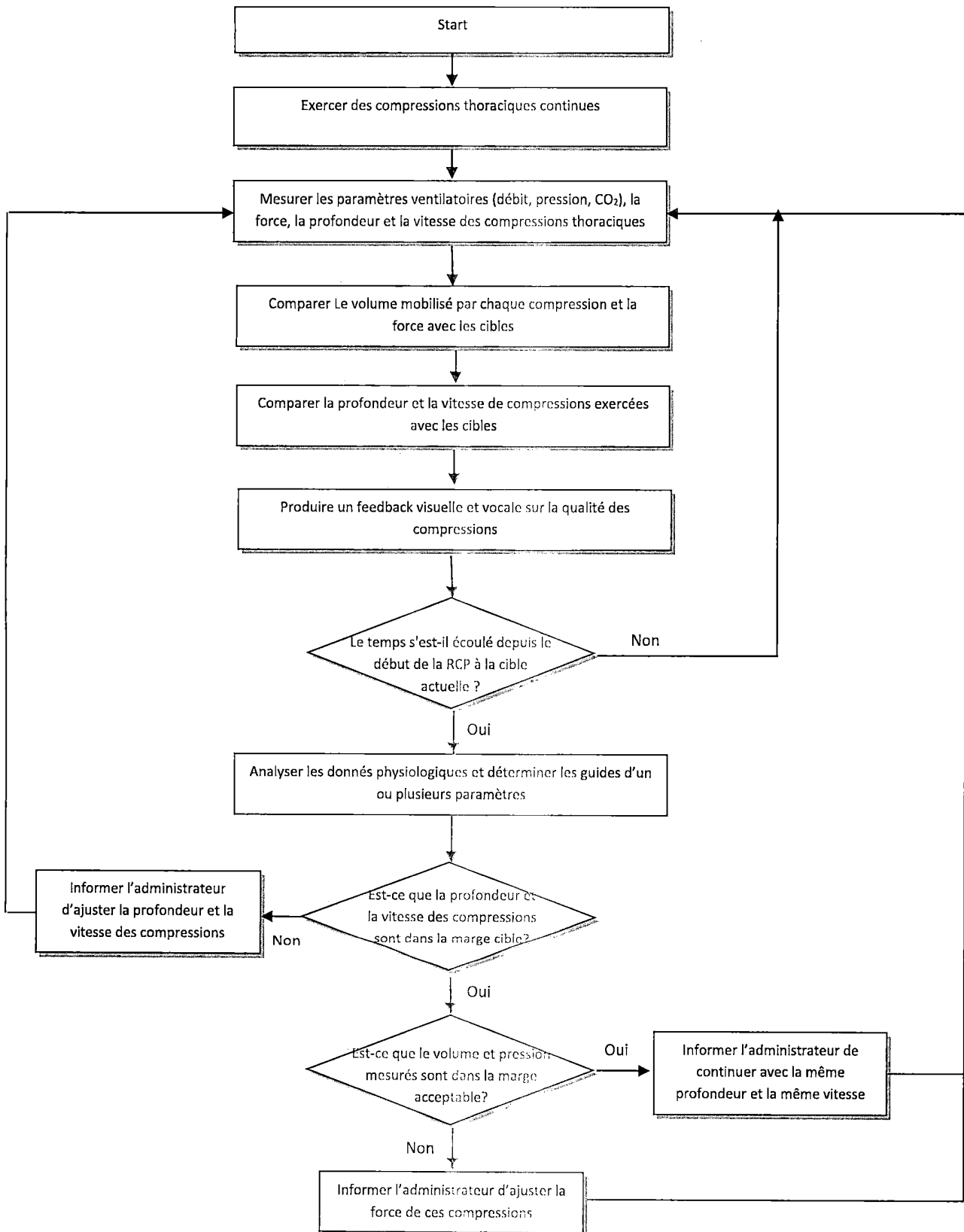
**Fig. 4 Un schéma synoptique du système de mesure de l'invention**



**Fig. 5 Volets de l'interface graphique (en temps réel et débriefing)**



**Fig. 6 Graphes des paramètres ventilatoires générés par les compressions thoraciques.**

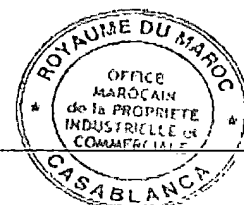


**Fig. 7 Organigramme montrant les mesures prises pour ajuster la vitesse et la profondeur des compressions et fournir une rétroaction sur la qualité de la RCP au sauveteur.**



**RAPPORT DE RECHERCHE  
AVEC OPINION SUR LA BREVETABILITE**  
(Conformément aux articles 43 et 43.2 de la loi 17-97 relative à la  
protection de la propriété industrielle telle que modifiée et  
complétée par la loi 23-13)

<b>Renseignements relatifs à la demande</b>	
N° de la demande : 41470	Date de dépôt : 16/11/2017
Déposant : Université Hassan 1er	
Intitulé de l'invention : Simulateur de Réanimation Cardio-Pulmonaire	
Le présent document est le rapport de recherche avec opinion sur la brevetabilité établi par l'OMPIC conformément aux articles 43 et 43.2, et notifié au déposant conformément à l'article 43.1 de la loi 17-97 relative à la protection de la propriété industrielle telle que modifiée et complétée par la loi 23-13.	
Les documents brevets cités dans le rapport de recherche sont téléchargeables à partir du site <a href="http://worldwide.espacenet.com">http://worldwide.espacenet.com</a> , et les documents non brevets sont joints au présent document, s'il y en a lieu.	
Le présent rapport contient des indications relatives aux éléments suivants :	
Partie 1 : Considérations générales	
<input checked="" type="checkbox"/> Cadre 1 : Base du présent rapport <input type="checkbox"/> Cadre 2 : Priorité <input type="checkbox"/> Cadre 3 : Titre et/ou Abrégé tel qu'ils sont définitivement arrêtés	
Partie 2 : Rapport de recherche	
Partie 3 : Opinion sur la brevetabilité	
<input type="checkbox"/> Cadre 4 : Remarques de clarté <input checked="" type="checkbox"/> Cadre 5 : Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle <input type="checkbox"/> Cadre 6 : Observations à propos de certaines revendications dont aucune recherche significative n'a pu être effectuée <input type="checkbox"/> Cadre 7 : Défaut d'unité d'invention	
Examineur: I. Oubiyi	Date d'établissement du rapport : 24/05/2018
Téléphone: 212 5 22 58 64 14/00	



<b>Partie 1 : Considérations générales</b>		
Cadre 1 : base du présent rapport		
Les pièces suivantes de la demande servent de base à l'établissement du présent rapport :		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <u>Description</u> 5 Pages</li> <li>• <u>Revendications</u> 10</li> <li>• <u>Planches de dessin</u> 4 Pages</li> </ul>		
<b>Partie 2 : Rapport de recherche</b>		
<b>Classement de l'objet de la demande :</b>		
CIB : G09B23/28, A61N1/362, A61H31/00		
CPC : G09B23/288		
Bases de données électroniques consultées au cours de la recherche :		
<b>EPOQUE, Orbit</b>		
<b>Catégorie*</b>	<b>Documents cités avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents</b>	<b>N° des revendications visées</b>
A	US2008305464 A1; 2008-12-11 ; LYNN LAWRENCE ALLAN [US]	1-10
A	US2015279237 A1; 2015-10-01 ; TOHO UNIVERSITY [JP]	1-10
A	WO2012155283 A1 ; 2012-11-22 ; ORGANIS GMBH [CH]; FUCHS ROMAN [CH]; FUCHS MARIO [CH]	1-10
A	WO2016030393 A1 ; 2016-03-03 ; HOPITAUX UNIVERSITAIRES GENEVE [CH]	1-10
*Catégories spéciales de documents cités :		
<p>-« X » document particulièrement pertinent ; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément</p> <p>-« Y » document particulièrement pertinent ; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier</p> <p>-« A » document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>-« P » documents intercalaires ; Les documents dont la date de publication est située entre la date de dépôt de la demande examinée et la date de priorité revendiquée ou la priorité la plus ancienne s'il y en a plusieurs</p> <p>-« E » Éventuelles demandes de brevet interférentes. Tout document de brevet ayant une date de dépôt ou de priorité antérieure à la date de dépôt de la demande faisant l'objet de la recherche (et non à la date de priorité), mais publié postérieurement à cette date et dont le contenu constituerait un état de la technique pertinent pour la nouveauté</p>		



**Partie 3 : Opinion sur la brevetabilité**

*Cadre 5 : Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle*

Nouveauté (N)	Revendications 1-10 Revendications aucune	Oui Non
Activité inventive (AI)	Revendications 1-10 Revendications aucune	Oui Non
Possibilité d'application Industrielle (PAI)	Revendications 1-10 Revendications aucune	Oui Non

Il est fait référence aux documents suivants. Les numéros d'ordre qui leur sont attribués ci-après seront utilisés dans toute la suite de la procédure

**D1 :** US2008305464

**1. Nouveauté (N) :**

Aucun des documents cités ci-dessus ne divulgue l'ensemble des caractéristiques techniques énoncées dans les revendications 1-10. Par conséquent, l'objet des revendications 1-10 est nouveau au sens de l'art. 26 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13.

**2. Activité inventive (AI) :**

Le document D1, qui est considéré comme l'état de la technique le plus proche de l'objet de la revendication 1, divulgue (voir : §[0009], fig. 11) un simulateur de réanimation cardio-pulmonaire (RCP) pour simuler les variations d'un ensemble de paramètres durant la procédure de la RCP, comprenant un poumon élastique simulé par un ballon accolé sur le thorax (fig. 11, réf 272) et un générateur CO<sub>2</sub> (fig. 11, réf 328) ;

Par conséquent, l'objet de la revendication 1 diffère de D1 en ce que le simulateur comprend :

- Un poumon auto remplisseur ;
- Deux pistons réglables remplissent d'une portion d'air compressible et un ressort pour simuler les propriétés élastiques du thorax et un système d'ajustement de la résistance de la conduite d'air ;
- Un système d'acquisition et une interface graphique, permettant la mesure, le feedback et l'enregistrement des différents paramètres générés en temps réel.

Le problème que la présente invention se propose de résoudre peut donc être considéré comme étant celui d'exploiter les ventilations passives mesurées au niveau des voies aériennes pour améliorer et/ou évaluer la qualité des compressions thoraciques (gestes du secouriste).

La solution à ce problème proposée dans la revendication 1 n'est pas décrite dans l'art antérieur, pris seul ou en combinaison. Aucun enseignement n'a été trouvé dans les documents de l'état de la technique qui aurait incité l'homme du métier, à arriver à la solution telle que décrite dans la revendication 1.

Par conséquent, l'objet de la revendication 1 implique une activité inventive au sens de l'article 28 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13.

Les revendications 2-10 dépendent de la revendication 1 dont l'objet est considéré inventif, comme indiqué auparavant, et satisfont donc également, en tant que telles, aux exigences de l'article 28 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13.

**3. Possibilité d'application industrielle (PAI) :**

L'objet de la présente invention est susceptible d'application industrielle au sens de l'article 29 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13, parce qu'il présente une utilité déterminée, probante et crédible.