

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :

2 945 656

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national :

09 02308

⑤1 Int Cl⁸ : G 09 B 23/28 (2006.01), A 61 H 37/00

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 13.05.09.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 19.11.10 Bulletin 10/46.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : UNIVERSITE DE SAVOIE Etablissement
public à caractère scientifique et culturel — FR.

⑦2 Inventeur(s) : MARECHAL LUC et BARTHOD
CHRISTINE.

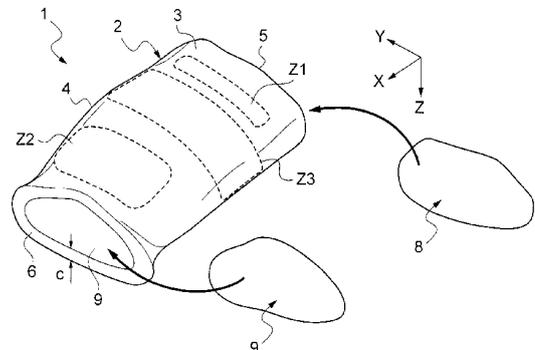
⑦3 Titulaire(s) : UNIVERSITE DE SAVOIE Etablissement
public à caractère scientifique et culturel.

⑦4 Mandataire(s) : CABINET INNOVINCIA.

⑤4 ENSEMBLE D'APPRENTISSAGE ET SIMULATEUR DE TORSSE DE NOURRISSON POUR L'APPRENTISSAGE
DU GESTE DE LA KINESITHERAPIE RESPIRATOIRE.

⑤7 L'invention concerne un simulateur de torsse de nourrisson pour l'apprentissage du geste de la kinésithérapie respiratoire comportant un corps de torsse (2) caractérisé en ce que ledit corps de torsse (2) est déformable dans un plan sagittal (X, Z) et en ce que la partie interne dudit corps de torsse (2) présente une pluralité d'évidements configurés pour faciliter la déformation du corps de torsse (2) dans une direction longitudinale (X), lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire.

L'invention concerne également un ensemble d'apprentissage caractérisé en ce qu'il comporte un simulateur de torsse tel que décrit précédemment et une paire de gants équipés de capteurs de pression et de capteurs de déplacement.



FR 2 945 656 - A1



Ensemble d'apprentissage et simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste de la kinésithérapie respiratoire

L'invention est relative à un simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage de la kinésithérapie respiratoire. L'invention concerne également un ensemble d'apprentissage
5 comportant un tel simulateur.

L'augmentation des affections respiratoires chez le nourrisson, telle que la bronchiolite, est un réel problème de santé publique avec une récurrence chaque hiver d'un afflux massif de patients dans les cabinets de kinésithérapie et aux urgences pédiatriques.

La bronchiolite se manifeste par une infection respiratoire virale qui entraîne une
10 obstruction des voies aériennes par l'inflammation des bronches du nourrisson et leurs extrémités : les bronchioles. Le virus respiratoire syncytial (VRS*) est l'agent pathogène le plus fréquemment impliqué dans l'infection.

L'hypersécrétion de mucus est l'élément dominant de l'obstruction bronchique. Chez les jeunes enfants, les bronches et bronchioles étant étroites, l'inflammation handicape
15 l'écoulement de l'air. Le volume courant du nourrisson étant faible et celui-ci ne possédant pas assez de force pour tousser seul, le petit malade ne peut expectorer entraînant ainsi l'infection de son appareil respiratoire.

A ce jour, il n'existe pas de vaccin susceptible de prévenir les infections dues au VRS.

La prévention de la transmission repose principalement sur le respect des mesures
20 d'hygiène et sur l'isolement des enfants malades. Ces mesures, bien que simples, sont mal connues des parents. De plus, les résultats des études réalisées sur l'efficacité des thérapies médicamenteuses alimentent la controverse sur la prescription systématique de médicaments.

Par conséquent, la prise en charge de la bronchiolite avec des séances de
25 kinésithérapie respiratoire est actuellement la plus répandue.

En 1964, Huault évoque une technique de ventilation, basée sur la synchronisation d'un soufflet de trachéotomie avec une manœuvre manuelle sur le thorax provoquant une toux artificielle, issue de pratiques de réanimation néonatale en Afrique du Sud. Puis en 1973, en France, Barthe propose chez le petit enfant les prémices d'une des techniques
30 actuelles qu'il nomme « Accélération du Flux Expiratoire (AFE) ».

En France, les séances de kinésithérapie respiratoire sont prescrites par un médecin. En moyenne il suffit de 6 séances pour venir à bout de l'encombrement bronchique. En outre, la kinésithérapie respiratoire, et notamment les techniques d'AFE et d'ELP (Expiration Lente Prolongée), ne se limite pas aux soins apportés à la bronchiolite.

5 Aujourd'hui c'est la technique la plus utilisée en France pour le drainage bronchique dans le traitement de la mucoviscidose.

Les techniques de kinésithérapie respiratoire ont sans cesse évolué depuis leur création ; de nombreux praticiens experts transmettent leur expérience au travers de publications. Fausser et Demont définissent la technique AFE comme « un mouvement thoraco-abdominal synchronisé par les mains du kinésithérapeute au début du temps

10 expiratoire ». Le geste dynamique résultant « aboutit à une compression plus ou moins forte du thorax et de l'abdomen [. . .] pour créer un flux capable de mobiliser les sécrétions, en évitant le collapsus bronchique, qui le rendrait inefficace ».

La détresse respiratoire du nourrisson atteint de bronchiolite induit une résistance qui empêche le malade de vider seul ses poumons et de respirer normalement. La méthode

15 employée consiste donc à aider la ventilation pour réduire l'obstruction bronchique. La déformation mécanique des poumons produit une augmentation de la pression à l'intérieur des alvéoles. Vinçon et Fausser, ainsi que Postiaux, suggèrent que le gradient de pression entre les alvéoles et la bouche produit une circulation d'air avec un écoulement turbulent.

20 Cet écoulement pourrait mobiliser les sécrétions de mucus et participer à la désobstruction des voies aériennes.

D'après Evenou : « La clé de la mobilisation des sécrétions réside dans le rapport de force que le praticien établit entre le flux et la sécrétion en utilisant deux variables indispensables : l'augmentation des débits pour jouer sur la qualité d'adhérence des

25 sécrétions, l'amplitude expiratoire à différents niveaux du temps expiratoire pour solliciter la sécrétion en fonction de sa localisation ». Delplanque souligne le fait que « l'utilisation du flux expiratoire pour mobiliser les sécrétions bronchiques et aboutir à l'expectoration ne peut pas s'intégrer dans une pratique standardisée. En effet, il existe différents contextes physiologiques [. . .] et physiopathologiques [. . .] qui imposent d'adapter cette technique de

30 désencombrement bronchique ». Le praticien doit donc en permanence évaluer l'état des sécrétions et adapter la conduite de son geste en modulant le flux et l'amplitude dynamique

expiratoire, tout en prenant en compte le comportement physiologique du nourrisson en interprétant les signes cliniques et respiratoires comme le débit d'air expulsé.

Les kinésithérapeutes sont fortement sollicités sur une période relativement courte, classiquement comprise entre les mois de novembre à février. Le mode de survenue de la maladie ne leur permet pas une pratique des soins spécifiques à la bronchiolite tout au long de l'année et rend l'apprentissage initial tributaire de la période sur laquelle se déroule le stage de pédiatrie.

Dans le cadre de ces traitements en kinésithérapie respiratoire « de ville », les Réseaux Bronchiolite organisent chaque année des stages de formation continue en direction des kinésithérapeutes.

Mais l'absence de moyens de mesures adaptés et didactiques, non contraignants, est ressentie par les praticiens de kinésithérapie, comme une gêne à l'enseignement des gestes nécessaires au désencombrement des voies respiratoires. En effet, les techniques pratiques de kinésithérapie respiratoire du nourrisson et particulièrement les gestes AFE (Augmentation du Flux Expiratoire) et/ou ELP (Expiration Lente Prolongée) s'enseignent, en formation initiale, dans le cadre de stages hospitaliers par compagnonnage. Cette possibilité d'apprentissage est très partielle puisque le praticien en formation apprend en situations de soins, lesquelles ne sont pas des situations didactiques et ne permettent donc pas d'isoler les schémas caractéristiques du geste.

D'autre part, l'apprenant se forme au contact d'un praticien expérimenté qui détient, a priori, les savoirs de la kinésithérapie : les savoirs savants et les savoirs experts. Les savoirs experts sont des savoirs pratiques, réfléchis, analysés puis testés en situation, objets de consensus professionnels qui ne sont pas toujours officialisés par l'ensemble de la communauté scientifique des masso-kinésithérapeutes. Ces savoirs ont été identifiés afin de caractériser le geste effectivement réalisé et de mettre en évidence les paramètres pertinents de son efficacité.

Pour faciliter l'apprentissage de gestes spécifiques médicaux, il existe cependant de nombreux mannequins pédiatriques.

Certains mannequins reproduisent l'anatomie du nourrisson avec des repères anthropomorphes et comportent une représentation globale des poumons.

On connaît par exemple des mannequins pour l'apprentissage du bouche à bouche, présentant un corps comprenant une coque souple enveloppant une mousse interne et une poche d'air disposée sous la coque au niveau du thorax. La poche d'air est reliée à un tube au niveau de la bouche et est munie d'une valve unidirectionnelle représentant le système
5 respiratoire. Les mannequins peuvent basculer la tête avec une subluxation de la mâchoire nécessaire pour l'ouverture des voies respiratoires. Toutefois, les mannequins destinés à l'apprentissage des gestes de secourisme ne peuvent être utilisés pour la pratique de kinésithérapie respiratoire car la compliance du torse est trop éloignée de la réalité pour que le praticien retrouve les mêmes sensations.

10 D'autres mannequins comportent une série de capteurs permettant la mesure de déplacements du thorax dans une direction privilégiée. Ces mannequins ne sont pas initialement destinés au milieu médical mais à la réalisation de mesures lors de crash-tests automobiles. Ils ne sont donc pas adaptés.

On connaît par exemple un mannequin anthropomorphe représentant un enfant de
15 six mois instrumenté présentant un corps anthropométrique dont la conception a été réalisée en appliquant des facteurs d'échelle sur les caractéristiques biomécaniques de l'adulte par la méthode dite de « scaling ». Cependant, cette méthode utilisée pour obtenir les propriétés biomécaniques du nourrisson est considérée comme peu fiable. En effet, un nourrisson de six mois n'est pas un adulte à taille réduite, le développement du corps n'est
20 évidemment pas encore terminé à cet âge. Ces mannequins développés à partir des données biomécaniques de l'adulte et la méthode de transfert au nourrisson ne sont pas appropriés pour obtenir un résultat réaliste.

On connaît aussi des simulateurs anatomiques instrumentés et automatisés qui permettent une interaction dynamique avec l'utilisateur via la génération de scénarios, et qui
25 simulent des comportements spontanés spécifiques par le moyen d'actionneurs intégrés.

Ces mannequins comportent un thorax composé d'une coque rigide simulant une élévation naturelle de la poitrine représentative de la respiration libre. D'autres mannequins plus sophistiqués permettent la génération des phénomènes respiratoires réalisée par une régulation d'air comprimée. Le déplacement du thorax est assuré par un système
30 d'actionneurs et de ressorts unidirectionnels.

Cependant, le thorax du mannequin est réalisé par une coque rigide actionnée. D'autre part, les compressions ne peuvent, du fait de la conception mécanique, n'être effectuées que selon un seul axe dirigé vers l'intérieur du thorax du mannequin. Cette conception est cependant suffisante pour une utilisation dans le cadre de compressions
5 pour la réalisation de massages cardiaques lors de simulations de réanimation.

Ces simulateurs très perfectionnés et réalistes résultent de nombreuses années de conception. Cependant ils ne sont pas adaptés au geste de kinésithérapie respiratoire car ils ne permettent pas une déformation de leur structure suivant les deux axes du plan sagittal (plan vertical parallèle à un axe antéro-postérieur de la tête et passant par un point situé à
10 mi-distance entre les deux yeux) : le déplacement du torse est unidirectionnel et les coques utilisées pour simuler le gril costal (ensemble des côtes qui forment la cage thoracique) sont rigides. Ils restent destinés au diagnostic et à la prise en charge lors de situations d'urgence en anesthésie réanimation.

Ainsi, les systèmes pédiatriques existants ne possèdent pas un comportement
15 mécanique global du torse autorisant la pratique de kinésithérapie respiratoire. En effet, les systèmes les plus simples comportent une poche d'air pour simuler les poumons. Les plus élaborés intègrent des capteurs et des actionneurs pour représenter un comportement respiratoire libre. Cependant, aucun ne peut apporter une réponse au besoin des kinésithérapeutes.

20 A ce jour, il n'existe pas de matériel pédagogique dédié à la formation de kinésithérapie respiratoire pour le nourrisson et les simulateurs pédiatriques existants dans le domaine médical ne sont pas adaptés à ces gestes spécifiques. Afin d'avoir une approche didactique des gestes de kinésithérapie respiratoire, il apparaît donc de plus en plus nécessaire, pour la communauté des masso-kinésithérapeutes, de disposer d'un dispositif
25 d'apprentissage permettant : pour le formateur en kinésithérapie d'une part, de quantifier son geste et de contrôler quantitativement le geste de l'apprenant ; pour le praticien en formation d'autre part, d'acquérir les « gestes de base » et de s'entraîner dans un environnement exempt de risque, avant d'exercer ces techniques sur un nourrisson.

La présente invention vise donc à proposer un simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste en kinésithérapie respiratoire qui résout les inconvénients susmentionnés.

5 A cet effet, l'invention a pour objet un simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste de la kinésithérapie respiratoire comportant un corps de torse caractérisé en ce que ledit corps de torse est déformable dans un plan sagittal et en ce que la partie interne dudit corps de torse présente une pluralité d'évidements configurés pour faciliter la déformation du corps de torse dans une direction longitudinale, lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire.

10

Le corps de torse peut alors se déformer dans le plan sagittal tout en étant plus facilement déformable selon l'axe longitudinal, reproduisant en outre le comportement bilinéaire du torse d'un nourrisson lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire, c'est-à-dire ressenti par les kinésithérapeutes comme « mou au début et se durcissant en fin d'expiration » ; « l'impression de résistance augmentant au fur et à mesure de la manœuvre ». La loi de comportement mécanique global du torse du nourrisson est ainsi respectée. Le ressenti mécanique de déformation du corps de torse est donc très similaire à celui du torse d'un véritable nourrisson au cours de la pratique de gestes de kinésithérapie respiratoire.

20

En outre, les avantages de l'utilisation de simulateurs médicaux pour l'apprentissage sont multiples :

- Pour le patient, ils évitent l'inconfort de servir de « cobaye » en ôtant à l'apprenant « le stress de la première fois ». L'innocuité des gestes est ainsi garantie,
- 25 - L'accès aux situations simulées est rendue possible toute l'année. Ce point est d'autant plus important lorsque les pathologies considérées sont saisonnières,
- De nombreuses situations cliniques peuvent être simulées et notamment les situations ou pathologies d'occurrence rare qu'un novice ne pourra que très rarement rencontrer lors de stages en milieu hospitalier et qui nécessitent une prise en charge
- 30 spécifique et délicate,

- Dans le cadre de la formation initiale, ils permettent la prise en charge d'un patient en effectuant des exercices réalistes dans un environnement exempt de risques,
 - Au niveau de la pédagogie, l'entraînement sur simulateur permet d'appréhender les situations hors du contexte en évitant l'urgence qui peut paralyser les ressources cognitives.
- 5 L'étudiant est placé dans un contexte d'apprentissage exclusivement. La formation tutorée facilite le dialogue de l'apprenant avec l'enseignant-encadrant. La reproductibilité des scénarios et la possibilité de verbalisation et d'explication à haute voix du raisonnement et des prises de décisions enrichissent l'apprentissage. Cette situation didactique permet d'isoler des schémas caractéristiques du geste,
- 10 - Pour l'entraînement, les gestes peuvent être répétés autant de fois que nécessaire, sans contrainte temporelle, jusqu'à l'obtention de leur efficacité et d'une maîtrise considérée comme parfaite de la technique par les experts,
- A court terme, ces systèmes constituent potentiellement un outil d'évaluation en continu des connaissances des élèves et de validation de l'aptitude à exercer une spécialité,
- 15 ou d'obtention de diplôme,
- A plus long terme, le champ d'investigation au niveau de pratiques nouvelles pourrait être élargi par l'aide à la réflexion et l'amélioration de techniques professionnelles actuelles,
 - Enfin, un rôle d'expertise est envisageable. Aujourd'hui, dans le domaine de la
- 20 massokinésithérapie, il n'y a pas d'obligation d'évaluation de la pratique professionnelle mais dans l'avenir, des normes, notamment au niveau européen, pourraient être imposées. Ainsi, les sociétés d'assurance regardent avec un grand intérêt ces outils et pourraient les utiliser pour l'évaluation continue des professionnels de santé, ou comme certification en vue d'une autorisation à pratiquer.
- 25
- Selon une ou plusieurs caractéristiques du simulateur de torse prise seule ou en combinaison,
- le corps de torse est moulé,
 - le corps de torse est creux,
- 30 - lesdits évidements sont disposés dans la partie frontale du corps de torse,

- la partie thoracique est plus déformable que la partie abdominale dans la direction longitudinale,
- lesdits évidements présentent la forme de rainures transversales contenues dans un plan transverse et sensiblement parallèles entre elles,
- 5 - le corps de torse comporte au moins deux couches de matériau d'élasticité différente superposées,
- lesdites couches de matériau comprennent un matériau élastomère de silicone comportant une résine et un durcisseur, une première couche de matériau présentant un taux de durcisseurs plus important qu'une deuxième couche de
- 10 - matériau,
- un bloc est disposé à l'intérieur du corps de torse entre une première partie thoracique et une deuxième partie abdominale pour simuler le diaphragme,
- le simulateur de torse comporte en outre un premier et un deuxième renforts latéraux respectivement disposés aux extrémités correspondantes du corps de
- 15 - torse,
- le matériau du corps de torse est un élastomère de silicone avec un module d'Young compris entre 0,3 et 5 MPa,
- ledit corps de torse est configuré pour se déformer pour la partie thoracique : entre 6% et 14% dans la direction longitudinale et entre 8% et 14% dans la
- 20 - direction transversale et pour la partie abdominale : entre 1% et 5% dans la direction longitudinale et entre 2% et 9% dans la direction transversale, sous l'action d'efforts de compression appliqués lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire,
- le simulateur de torse comporte des capteurs de pression disposés dans une
- 25 - première partie thoracique et dans une deuxième partie abdominale,
- le simulateur de torse comporte un haut parleur pour simuler des sons d'auscultation ou du flux expiratoire,
- le simulateur de torse comporte un système de mesure de déplacement de la
- 30 - partie thoracique et de la partie abdominale,
- le simulateur de torse comporte un système de génération des vibrations au
- niveau de la partie thoracique,

- le simulateur de torse comporte au moins un actionneur disposé à l'intérieur du corps de torse, ledit actionneur pouvant prendre une position haute en contact avec la partie interne de la partie thoracique et une position basse à l'écart de ladite partie interne, pour simuler une respiration libre et/ou un blocage,
- 5 - le simulateur de torse comporte une alarme sonore ou visuelle.

L'invention a aussi pour objet un ensemble d'apprentissage caractérisé en ce qu'il comporte un simulateur de torse tel que décrit précédemment et une paire de gants équipés de capteurs de pression et de capteurs de déplacement.

10

D'autres avantages et caractéristiques apparaîtront à la lecture de la description de l'invention, ainsi que sur les figures annexées sur lesquelles :

15

- la figure 1 est une vue schématique en perspective d'un simulateur de torse de nourrisson dont on a également représenté en double les renforts latéraux à l'état désassemblé,

20

- la figure 2 est une vue partielle d'un corps de torse représenté en deux parties pour faciliter la visualisation, ainsi que des nervures résultant d'un mode de fabrication dudit corps de torse,
- la figure 3A est une modélisation illustrant les déformations longitudinales maximales du simulateur de torse de la figure 1 obtenues sous l'action d'efforts de compression appliqués par un kinésithérapeute expert référent,

25

- la figure 3B représente un modèle numérique des déformations transversales maximales du simulateur de torse de la figure 1 obtenues sous l'action d'efforts de compression appliqués par un kinésithérapeute expert référent,

30

- la figure 3C est un tableau récapitulant les résultats des modèles numériques des figures 3A et 3B,
- la figure 4 représente une paire de gants d'un ensemble d'apprentissage,
- la figure 5A représente une vue en perspective et de face d'un simulateur de torse comportant un actionneur dans une position intermédiaire avec un corps de torse schématisé en transparence,

- la figure 5B représente une vue schématique de côté du simulateur de torse de la figure 5A avec ledit actionneur en position « haute », et
- la figure 5C est une vue analogue à la figure 5B avec ledit actionneur en position « basse ».

5 Sur ces figures, les éléments identiques portent les mêmes numéros de référence. Dans la suite du texte, les notions de supérieure, inférieure, haut et bas seront utilisées en référence à la station debout d'un nourrisson, et les notions d'intérieur et d'extérieur seront utilisées en référence à l'intérieur ou à l'extérieur d'un torse de nourrisson ou du simulateur

10 longitudinal du corps de torse comme l'axe X, l'axe transversal du corps de torse comme l'axe Z, le plan transverse comme le plan (Y, Z) et le plan sagittal comme le plan (X, Z).

On désigne par nourrisson, un enfant âgé de plus d'un mois et de moins de deux ans.

La figure 1 représente un simulateur de torse de nourrisson 1 pour l'apprentissage du geste en kinésithérapie respiratoire. Le simulateur de torse 1 permet de représenter

15 artificiellement le comportement mécanique global d'un torse de nourrisson réel pour la pratique de kinésithérapie respiratoire, telle que les techniques d'AFE ou d'ELP, pour le traitement des maladies entraînant des obstructions respiratoires, comme par exemple pour les soins apportés à la bronchiolite ou pour le drainage bronchique dans le traitement de la

20 mucoviscidose.

Le simulateur de torse 1 comporte un corps de torse 2 présentant une première partie thoracique 3, dans la partie supérieure du corps de torse 2 et une deuxième partie abdominale 4 dans la partie inférieure du corps de torse 2.

On peut prévoir que le corps de torse 2 est moulé. Le corps de torse 2 moulé permet

25 de reproduire avec une bonne fidélité la forme externe d'un nourrisson. En effet, le moule peut être obtenu par usinage à partir du volume réalisé en CAO, ce qui permet l'obtention d'un anthropomorphisme réaliste.

Le corps de torse 2 est conçu sous la forme d'un mannequin pleine échelle représentant l'aspect extérieur du torse de nourrisson. Dans l'exemple représenté sur les

30 figures, le corps de torse est représentatif d'un nourrisson âgé de six mois.

La structure du corps de torse 2 est par exemple créée à partir de scanners de nourrisson existants pour représenter également le sternum, l'appendice xiphoïde, l'ombilic ainsi que les mamelons. Les dimensions et repères anatomiques du torse du nourrisson sont alors reproduits. Par ailleurs, la fabrication par moulage permet un délai et un coût de fabrication réduits. En outre, il est alors possible d'intégrer des capteurs de pression dans le corps de torse 2 moulé, près de la surface extérieure du corps de torse 2, qui sera en contact avec les mains du kinésithérapeute lors de l'exécution du geste.

Le corps de torse 2 est avantageusement creux, ce qui permet de disposer d'un espace interne embarqué pour placer une instrumentation associée. Le corps de torse 2 possède une première et une deuxième extrémités 5, 6 du corps de torse 2, des clavicules à l'extrémité 5 haute de la première partie thoracique 3 et du bassin à l'extrémité 6 basse de la deuxième partie abdominale 4. Pour améliorer l'esthétique et l'anthropomorphisme du simulateur 1 et afin de faciliter le repérage du kinésithérapeute, on peut ajouter des bras, des jambes et une tête aux extrémités correspondantes du corps de torse 2.

L'épaisseur c du corps de torse 2 est par exemple de l'ordre de 10 à 20 millimètres.

Pour la fabrication, on prévoit par exemple un moule comportant un noyau interne permettant de définir la forme interne et l'épaisseur, et un contre moule externe permettant de réaliser la forme externe du nourrisson.

Dans le cas d'un corps de torse 2 creux, le matériau du corps de torse est par exemple un élastomère de silicone, de type RTV (« Résines Vulcanisables à froid » ou « Room Temperature Vulcanization » en anglais), avec un module d'Young compris entre 0,3 et 5 MPa, par exemple de l'ordre de 1 MPa pour la première partie thoracique 3 et la deuxième partie abdominale 4.

La partie thoracique 3 est par exemple plus déformable que la partie abdominale 4 dans la direction longitudinale X. On prévoit alors par exemple un module d'Young de 1 MPa pour la première partie thoracique 3 et un module d'Young supérieur à 1 MPa pour la deuxième partie abdominale 4. On peut prévoir également que le secteur S2 de la partie abdominale 4, à proximité de l'extrémité 6 basse de la deuxième partie abdominale 4 se déforme davantage qu'un premier secteur S1 de la partie abdominale 4, à proximité du diaphragme.

Pour faciliter la réalisation d'un corps de torse 2 avec des matériaux de modules d'élasticité différents dans la première partie thoracique 3 et dans la deuxième partie abdominale 4, on prévoit un moule en deux ou trois parties pouvant s'assembler (non représenté).

5 On dispose en outre un bloc (non visible sur les figures), par exemple en mousse, à l'intérieur du corps de torse 2, dans une zone centrale Z3 située à cheval entre la première partie thoracique 3 et la deuxième partie abdominale 4, pour simuler le diaphragme humain. Le bloc présente une forme générale adaptée pour suivre la périphérie interne transversale du corps de torse 2.

10 La position du centre du bloc par rapport à l'extrémité 5 des clavicules est d'environ 56 millimètres, de manière à être localisée à hauteur de ce qui serait identifié chez le véritable nourrisson comme le diaphragme.

Le bloc est plein afin d'avoir une raideur suffisante permettant d'assurer la fonction mécanique de transfert des pressions entre la partie abdominale 4 et la partie thoracique 3.

15 Le simulateur de torse 1 comporte en outre un premier et un deuxième renforts latéraux 8, 9 respectivement disposés aux extrémités 5, 6 correspondantes du corps de torse 2. Les renforts latéraux 8, 9 peuvent s'assembler au corps de torse 2 ou être directement moulés en une seule pièce avec le corps de torse 2. Les renforts latéraux 8, 9 permettent de simuler la raideur induite par les épaules et les hanches du nourrisson.

20 Le corps de torse 2 est déformable dans un plan sagittal (X, Z) et la partie interne 10 dudit corps de torse 2 présente une pluralité d'évidements configurés pour faciliter la déformation du corps de torse 2 dans une direction longitudinale X, lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire.

25 Le corps de torse 2 est par exemple configuré pour se déformer sous l'action d'efforts de compression appliqués lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire :

- pour la partie thoracique 3 : entre 6% et 14% dans la direction longitudinale X et entre 8% et 14% dans la direction transversale Z, et
 - pour la partie abdominale 4 : entre 1% et 5% dans la direction longitudinale X
- 30 et entre 2% et 9% dans la direction transversale Z.

Par exemple, pour un corps de torse 2 représentatif d'un nourrisson de six mois, les évidements 11 sont configurés pour permettre au corps de torse 2 de se déformer d'une distance comprise entre 5 et 11 millimètres dans la direction longitudinale X, entre 8 et 14 millimètres dans la direction transversale Z pour la partie thoracique 3, et entre 2 et 8 millimètres dans la direction longitudinale X et transversale Z pour la partie abdominale 4.

En outre, les évidements 11 peuvent être disposés uniquement dans la partie frontale du corps de torse 2, c'est-à-dire dans la partie antérieure, à l'avant du corps de torse 2.

Le corps de torse 2 peut alors se déformer dans le plan sagittal (X, Y) tout en étant plus facilement déformable selon l'axe longitudinal X reproduisant en outre le comportement bilinéaire du torse d'un nourrisson lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire, c'est-à-dire ressenti par les kinésithérapeutes comme « mou au début et se durcissant en fin d'expiration » ; « l'impression de résistance augmentant au fur et à mesure de la manœuvre ». La loi de comportement mécanique global du torse du nourrisson est ainsi respectée. Le ressenti mécanique de déformation du corps de torse est donc très similaire à celui du torse d'un véritable nourrisson au cours de la pratique de gestes de kinésithérapie respiratoire.

Le geste de kinésithérapie respiratoire peut être défini comme un mouvement de compression dans le plan sagittal (X, Z) du corps de torse 2 par les deux mains du kinésithérapeute. Une main est placée sur la partie thoracique 3 dans une zone de placement des mains Z1 sur un axe transversal Z entre la fourchette sternale et la ligne intermamelonnaire (voir figure 1). L'appui est réalisé avec le bord cubital de la main. L'équilibre de la main doit être trouvé pour que la pression appliquée par le kinésithérapeute soit relativement uniforme depuis l'éminence hypothénar jusqu'aux doigts. La seconde main est placée sur la partie abdominale 4, dans une zone de placement des mains Z2, sur la face antérieure de l'abdomen, centrée sur l'ombilic. La seconde main opère en contrepoids un appui global par la préhension de la ceinture abdominale.

Au cours du geste, les trajectoires des mains forment un angle de l'ordre de 90°. Le mouvement peut être seulement thoracique lors de circonstances particulières (nouveau-né prématuré, abdomen douloureux).

Selon un premier mode de réalisation, on modifie la raideur du corps de torse 2 en modifiant seulement la géométrie du corps de torse 2.

Par exemple, et comme mieux visible sur la figure 2, les évidements 11 présentent la forme de rainures transversales contenues dans un plan transverse, parallèle au plan (X, Y) et parallèles entre elles. Dans l'exemple représenté, les rainures sont en outre parallèles aux extrémités 5, 6 du corps de torse 2. Les rainures peuvent être périphériques, c'est-à-dire
5 faisant le tour de la partie interne 11 du corps de torse 2 comme représenté sur la figure 2 ou être seulement partiellement périphériques, ménagées uniquement dans la partie frontale du corps de torse 2 tandis que la partie dorsale présente une épaisseur uniforme.

Pour la fabrication, on peut prévoir un moulage avec un corps de torse 2 d'épaisseur c constante puis, dans un deuxième temps, on extrait des nervures 12 du corps de torse 2,
10 comme représenté sur la figure 2, pour que le corps de torse 2 présente des évidements 11 en forme de rainures transversales. Alternativement, on peut prévoir des nervures sur le noyau interne du moule dès la conception du corps de torse (non représenté).

Pour que la partie thoracique 3 soit plus déformable que la partie abdominale 4, en alternative ou en complément de matériaux d'élasticité différente, on peut prévoir plus
15 d'évidements 11 par unité de longueur dans la direction longitudinale X dans la première partie thoracique 3 que dans la deuxième partie abdominale 4 du corps de torse 2. En outre, pour que le deuxième secteur S2 de la partie abdominale 4, à proximité de l'extrémité 6 basse de la deuxième partie abdominale 4 soit plus déformable qu'un première secteur S1 de la partie abdominale 4, à proximité de la zone centrale Z3 du diaphragme, les
20 évidements 11 peuvent être plus espacés les uns des autres pour maintenir une raideur transversale suffisante mais sont prévus plus épais dans le deuxième secteur S2.

Dans l'exemple représenté sur les figures, la première partie thoracique 3 du corps de torse 2 présente cinq évidements en forme de rainure transversale périphérique, présentant une largeur de 5 millimètres, une profondeur de 7, 5 millimètres et espacés d'une distance
25 de 2,5 millimètres.

La deuxième partie abdominale 4 du corps de torse 2 présente par exemple neuf évidements 11 en forme de rainure transversale périphérique présentant une largeur de 5 millimètres. Sept évidements présentant une profondeur de 5 millimètres sont ménagés dans un premier secteur S1 à proximité d'une première partie thoracique du corps de torse
30 2 et deux évidements 11 présentant une largeur supérieure à 5 millimètres, sont ménagés dans un deuxième secteur S2 à proximité de l'extrémité 6 de bassin du corps de torse 2.

Pour plus de clarté, on a représenté les nervures associées 12 du corps de torse 2 avec les espaces entre les nervures 12 correspondant aux espaces entre deux rainures consécutives du corps de torse 2 sur la figure 2.

On obtient ainsi une structure de type « accordéon » permettant des déplacements plus importants dans la direction longitudinale X sans perdre les propriétés en termes de souplesse dans la direction transversale Z. Au cours du geste de kinésithérapie, dans une première phase, seule la partie externe 7 superficielle se déforme avec une première raideur. Puis, dans une deuxième phase, le kinésithérapeute continue son mouvement de compression avec la même intensité tandis que toute la structure du corps de torse 2 se déforme, y compris la partie interne 10. La raideur de corps de torse 2 est alors accentuée.

Ces résultats sont schématisés sur les figures 3A et 3B, représentant la modélisation numérique d'un simulateur de torse 1 sous l'action d'efforts appliqués par un kinésithérapeute. Les figures 3A et 3B illustrent respectivement les déformations longitudinales selon l'axe X et transversales selon l'axe Z du simulateur de torse 1.

On distingue sur ces figures, les zones sur lesquelles les déplacements sont les plus importants. Ces zones correspondent aux zones de placement des mains du praticien sur la partie thoracique Z1 et sur la partie abdominale Z2 avec un positionnement adapté avec une charge simulée d'un praticien qui réalise le geste de kinésithérapie respiratoire adapté.

Le tableau de la figure 4 résume les valeurs de déplacements extrêmes en millimètres du corps de torse 2 des figures 3A et 3B (« Modèle ») et des déplacements qui seraient représentatifs d'un torse de nourrisson, obtenu par des mesures réalisées sur une trentaine de nourrissons (« Objectifs »). Le tableau montre que les déplacements obtenus par modélisation sur le simulateur de torse 1 sont très proches de ceux souhaités dans le déplacement dans la direction transversale Z sur la partie thoracique (Zth) et sur la partie abdominale (Zab).

Pour améliorer la correspondance dans le déplacement dans direction longitudinale X sur la partie thoracique (Xth) et sur la partie abdominale (Xab), on peut augmenter le nombre d'évidements 11 dans la partie thoracique 3 du corps de torse 2 et réduire leur largeur. On peut également prévoir un matériau dont le module d'élasticité est moins important dans la direction longitudinale.

Selon un deuxième mode de réalisation non représenté, on modifie la raideur du corps de torse 2 en modifiant la géométrie et les caractéristiques mécaniques du matériau corps de torse 2.

Par exemple, le simulateur de torse comporte au moins deux couches de matériau d'élasticité différente superposées. La couche de matériau présentant l'élasticité la plus importante, c'est-à-dire possédant un module d'Young moins important, est par exemple disposée à l'extérieur du corps de torse.

Les couches de matériau comprennent par exemple un matériau élastomère de silicone comportant une résine et un durcisseur. Par exemple, la couche de matériau disposée à l'intérieur du corps de torse présente un taux de durcisseurs plus important que la couche de matériau disposée à l'extérieur du corps de torse.

Pour la fabrication, on prévoit par exemple un contre moule externe et des noyaux internes différents pour un moulage successif des différentes couches superposées.

Dans les deux modes de réalisation envisagés, on peut prévoir que le simulateur de torse 1 comporte des capteurs de pression (non visibles) disposés dans la première partie thoracique 3 et dans la deuxième partie abdominale 4, au niveau des zones de placement des mains Z1, Z2. Les capteurs sont par exemple moulés dans le corps de torse 2. Alternativement, les capteurs sont collés à la surface du corps de torse 2 qui est lui-même recouvert par une couche superficielle de protection (non représenté).

Des capteurs de pression supplémentaires pourront être placés à la périphérie de ces zones Z1, Z2 pour détecter le mauvais placement des mains. On pourra alors vérifier que la pression appliquée sur les zones de placement des mains Z1, Z2 n'est pas totalement nulle avant chaque geste de kinésithérapie respiratoire. En cas de mauvais placement ou de décollement, un signal d'alarme peut être généré.

Le simulateur de torse 1 peut également comporter un capteur de localisation, tel qu'un capteur de pression ou un détecteur de présence comme par exemple un capteur à effet Hall, dans la partie thoracique 3, au niveau du bas de la trachée, pour permettre de vérifier le placement correct du pouce du kinésithérapeute et vérifier ainsi qu'il est apte à détecter le point de toux provoqué.

On prévoit en outre un ensemble d'apprentissage comportant un simulateur de torse 1 tel que décrit précédemment comportant en outre une paire de gants 13 équipés de capteurs de pression 14 (figure 4) et de capteurs de déplacement (non visibles).

Les capteurs de déplacement comportent par exemple un magnétomètre à six degrés
5 de liberté pour déterminer les positions relatives linéiques et angulaires en fonction du temps. Pour ne pas gêner les mouvements du kinésithérapeute, un capteur de déplacement peut être placé sur le dos de chaque gant, au centre.

Les capteurs de pression 14 sont par exemple des films polymères piézorésistifs, de type FSR (« Force sensing Resistor » en anglais). Les capteurs de pression de type FSR sont
10 des capteurs de force à résistance variable comportant un film de polymère piézorésistif dont la résistance ohmique intrinsèque décroît avec une augmentation de la force normale appliquée sur sa surface active.

Les capteurs de pression 14 sont par exemple collés à la surface des gants 13 dans les régions de contact R1, R2, respectivement de la main thoracique sur la partie thoracique 3
15 et de la main abdominale sur la partie abdominale 4.

On dispose par exemple neuf capteurs de pression 14 sur la partie cubitale du gant destiné à la « main thoracique » et six capteurs de pression 14 uniformément répartis sur la paume du gant destiné à la « main abdominale ».

Sur les gants 13 et/ou dans le corps de torse 2, ces capteurs 14 permettent d'obtenir
20 en temps réel l'intensité des pressions exercées sur le corps de torse 2, tout en restant invisibles afin de ne pas guider l'apprenant. L'ensemble d'apprentissage et/ou le simulateur de torse 1 peuvent ainsi détecter si la main thoracique et la main abdominale sont correctement positionnées. De même lorsqu'une succession de compressions est en cours, ils peuvent détecter s'il n'y a pas de décollement des mains avec le corps de torse 2 entre
25 deux compressions.

En outre, la mesure de l'amplitude des pressions exercées par le praticien sur les zones de placement Z1, Z2, permet de connaître la dynamique du geste et en particulier les forces exercées. La valeur de l'amplitude maximale des pressions doit être comparée en
30 temps réel avec la valeur obtenue lors d'une précontrainte pour juger de l'innocuité du geste. Le test de précontrainte est réalisé par le praticien en début de séance, pour apprécier les réactions du nourrisson aux contraintes appliquées lors de sa réalisation. Le praticien

peut alors évaluer les limites du nourrisson en termes de déplacement juste avant que le collapsus apparaisse. Lors des compressions suivantes, le praticien ne devra pas les dépasser mais s'approcher le plus proche possible de ces limites pour ne pas réaliser un geste dangereux. Si le geste est effectué en dehors des limites, une alarme peut avertir le praticien.

5 Une autre phase peut consister à mesurer les gestes des kinésithérapeutes experts sur le simulateur pour définir l'ensemble des limites de référence qui seront comparées avec les gestes des novices. Les gestes des kinésithérapeutes peuvent ainsi être comparés à partir d'un même objet d'étude, c'est-à-dire un simulateur de torse de nourrisson ayant le même comportement vis-à-vis de tous les praticiens.

10 La mesure de l'amplitude des pressions au niveau des zones d'appui des mains permet également d'évaluer la qualité du geste réalisé en particulier sur l'équilibre des mains. Si la préhension du corps de torse 2 n'est pas correctement respectée, un avertissement pourra être généré.

15 Ainsi, les capteurs de pression 14 permettent de mesurer :

- les amplitudes des pressions appliquées sur le corps de torse 2 par les deux mains du praticien pour connaître l'équilibre, le décollement éventuel des mains, l'adaptation du geste au son du flux expiratoire et les intensités maximales,

20 - les paramètres temporels, tels que le temps de montée lors de la mise en pression, la durée du relâchement de pression, l'intervalle temporel entre la fin du relâchement d'une compression d'un geste de kinésithérapie respiratoire et le début de la montée en pression du geste suivant, calculés à partir de la mesure des intensités des pressions. Ces paramètres sont également importants à surveiller car la fréquence de réalisation du geste influe sur la fatigue du nourrisson et la dangerosité de l'action. Par ailleurs, le flux respiratoire obtenu est lié, en particulier à la vitesse d'exécution du geste.

25 Le simulateur de torse 1 peut également comporter un système de mesure de déplacement de la partie thoracique 3 et de la partie abdominale 4 (non représenté). On prévoit par exemple des accéléromètres ou des capteurs de positions tridimensionnels, par exemple, moulés dans le corps de torse 2.

30 Le simulateur de torse 1 est alors apte à mesurer les amplitudes des déplacements des parties thoracique 3 et abdominale 4 dans la direction longitudinale X et transversale Z, et

les directions des trajectoires des mains. Si les critères ne sont pas validés au niveau de la direction des trajectoires, une alarme sonore ou visuelle peut être générée.

Le simulateur de torse 1 peut également comporter un système de génération des vibrations au niveau de la partie thoracique 3 (non représenté).

5 Ainsi, lorsque les principaux critères de mobilisation des sécrétions et de bonne exécution du geste sont validés après un nombre déterminé de gestes de kinésithérapie respiratoire, par exemple par les mesures des amplitudes des déplacements thoracique et abdominale et par les mesures de pression, le système de génération de vibrations génère de légères vibrations dans la zone de placement de la main Z1 de la partie thoracique 3,
10 simulant la mobilisation des sécrétions dans l'arbre bronchique.

Le simulateur de torse 1 peut également comporter un haut parleur pour simuler des sons d'auscultation, du flux expiratoire ou de toux (non représenté).

A l'auscultation du début de séance, les bruits caractéristiques de l'affection respiratoire renseignent sur la localisation des sécrétions et orientent le type de geste à
15 effectuer.

Les bruits sont d'intensités et de fréquences différentes en fonction du diamètre des voies aériennes. Le haut-parleur est alors configuré pour générer différentes plages sonores correspondant aux différents types d'encombrement bronchique.

Ces sons pourront donc être produits comme entraînement au diagnostic en début
20 de séance avant que le novice ne commence les manœuvres de kinésithérapie respiratoire. Le son peut également former un critère auditif d'efficacité du geste permettant de guider le praticien pour la dynamique de son geste et d'apprécier sa pratique en parallèle des mesures de pressions appliquées.

Le simulateur peut également comporter au moins un actionneur 15 disposé à
25 l'intérieur du corps de torse 2, pour simuler une respiration libre et/ou un blocage. Un exemple de réalisation est représenté sur les figures 5A, 5B et 5C.

On choisit plutôt un actionneur mécanique à un vérin électrique pour son faible encombrement ou à un système pneumatique qui nécessite une alimentation en air comprimé. L'actionneur 15 est par exemple un système mécanique de type bielle-piston.

30 L'actionneur 15 comporte un servomoteur (non représenté) disposé sur un support 16, fixé à la partie interne 10 dorsale du corps de torse 2. Le moteur actionne une plaque

thoracique 17 de l'actionneur 15 via un système de bielles 18. La plaque thoracique 17 comporte par exemple des bras de guidage 19, aptes à coulisser dans le support 16 et traverser le corps de torse 2 dans sa partie dorsale.

5 Dans une position « haute », visible sur la figure 5B, les bielles 18 actionnées par le servomoteur lèvent la plaque thoracique 17 qui entre en contact avec la partie interne 10 supérieure (ou frontale) de la partie thoracique 3 du corps de torse 2. Le corps de torse 2 peut alors être maintenu en position bloquée, non déformé.

10 Dans une position « basse », visible sur la figure 5C, les bielles 18 actionnées par le servomoteur tirent la plaque thoracique 17 vers l'intérieur du corps de torse 2, libérant la partie interne 10 thoracique. Les bras de guidage 19 traversent alors le corps de torse 2 de sorte que la plaque thoracique 17 soit suffisamment éloignée de la partie interne 10 du corps de torse 2 pour ne pas gêner le geste du kinésithérapeute.

Lorsque l'actionneur 15 est en position haute, la rotation du servomoteur à une fréquence de rotation choisie permet alors de simuler la respiration libre du nourrisson.

15 L'actionneur 15 de respiration libre est utilisé avant la réalisation du geste de kinésithérapie respiratoire. Il permet que le corps de torse 2 se déplace verticalement pour simuler la respiration du nourrisson de manière à permettre au kinésithérapeute de synchroniser son geste avec la respiration du nourrisson. Au moment du geste, l'actionneur est inactif et n'est pas ressenti par le kinésithérapeute car c'est le mouvement induit par le geste du praticien qui réalise les mouvements d'air dans le nourrisson. La respiration libre
20 du nourrisson simulé par l'actionneur 15 n'est donc qu'un repère visuel. L'utilisateur du simulateur de torse 1 ne doit rien sentir sous sa main lorsqu'il effectue un geste présentant les caractéristiques d'un geste non dangereux.

25 L'actionneur 15 de blocage du geste agit comme une butée mécanique unidirectionnelle et permet de simuler le comportement du nourrisson en cas de collapsus bronchique face à un geste mal réalisé. Par exemple, l'actionneur 15 actionne la plaque thoracique 17 en position de blocage si la dynamique du geste est trop élevée, si la pression exercée par la main thoracique est trop importante, si le déplacement de la main thoracique suivant l'axe transversal Z est trop important ou si le geste est effectué alors que plus
30 aucun son de flux d'air expiré n'est audible à la bouche du nourrisson. L'actionneur 15 bloque alors le corps de torse 2 de sorte qu'il empêche le kinésithérapeute de réaliser le

geste de kinésithérapie respiratoire. De même, si le geste est correctement réalisé, l'actionneur 15 est inactif et n'est pas ressenti par le kinésithérapeute. Sur tous les critères, des scores pourront être calculés en fonction de la comparaison du geste effectué avec le geste expert.

- 5 Le simulateur de torse 1 et l'ensemble d'apprentissage permettent ainsi la conception d'un simulateur physique de torse de nourrisson présentant des repères anatomiques et un comportement biomécanique adapté à l'apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire. En outre, le simulateur de torse 1 permet de disposer d'un système de mesure intégré pour caractériser qualitativement et quantitativement les paramètres pertinents du
- 10 geste effectué afin de définir un geste de référence ainsi que ses limites.

REVENDEICATIONS

1. Simulateur de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste de la kinésithérapie respiratoire comportant un corps de torse (2) caractérisé en ce que ledit corps de torse (2) est déformable dans un plan sagittal (X, Z) et en ce que la partie interne (10) dudit corps de torse (2) présente une pluralité d'évidements (11) configurés pour faciliter la déformation du corps de torse (2) dans une direction longitudinale (X) , lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire.
2. Simulateur de torse selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits évidements (11) présentent la forme de rainures transversales contenues dans un plan transverse (Y, Z) et sensiblement parallèles entre elles.
3. Simulateur de torse selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce que lesdits évidements (11) sont disposés dans une partie frontale du corps de torse (2).
4. Simulateur de torse selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que le corps de torse est moulé (2).
5. Simulateur de torse selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le corps de torse (2) est creux.
6. Simulateur de torse selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que la partie thoracique (3) est plus déformable que la partie abdominale (4) dans la direction longitudinale (X).
7. Simulateur de torse selon la revendication 6, caractérisé en ce que ledit corps de torse (2) est configuré pour se déformer sous l'action d'efforts de compression appliqués lors de la réalisation d'un geste de kinésithérapie respiratoire :
 - pour la partie thoracique (3) : entre 6% et 14% dans la direction longitudinale (X) et entre 8% et 14% dans la direction transversale (Z), et
 - pour la partie abdominale (4), entre 1% et 5% dans la direction longitudinale (X) et entre 2% et 9% dans la direction transversale (Z).
8. Simulateur de torse selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que le corps de torse (2) comporte au moins deux couches de matériau d'élasticité différente superposées.
9. Simulateur de torse selon la revendication 8, caractérisé en ce que lesdites couches de matériau comprennent un matériau élastomère de silicone comportant une

résine et un durcisseur, une première couche de matériau présentant un taux de durcisseurs plus important qu'une deuxième couche de matériau .

10. Simulateur de torse selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'un bloc est disposé à l'intérieur du corps de torse (2) entre une première partie thoracique (3) et une deuxième partie abdominale (4) pour simuler le diaphragme.
- 5
11. Simulateur de torse selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte en outre un premier et un deuxième renforts latéraux (8, 9) respectivement disposés aux extrémités correspondantes (5, 6) du corps de torse (2).
12. Simulateur de torse selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte des capteurs de pression (14) disposés dans une première partie thoracique (3) et dans une deuxième partie abdominale (4).
- 10
13. Simulateur de torse selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte un système de mesure de déplacement de la partie thoracique (3) et de la partie abdominale (4).
- 15
14. Simulateur de torse selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comporte au moins un actionneur (15) disposé à l'intérieur du corps de torse (2), ledit actionneur (15) pouvant prendre une position haute en contact avec la partie interne (10) de la partie thoracique (3) et une position basse à l'écart de ladite partie interne (10), pour simuler une respiration libre et/ou un blocage.
- 20
15. Ensemble d'apprentissage caractérisé en ce qu'il comporte un simulateur de torse selon l'une des revendications précédentes et une paire de gants (13) équipés de capteurs de pression (14) et de capteurs de déplacement.

1/4

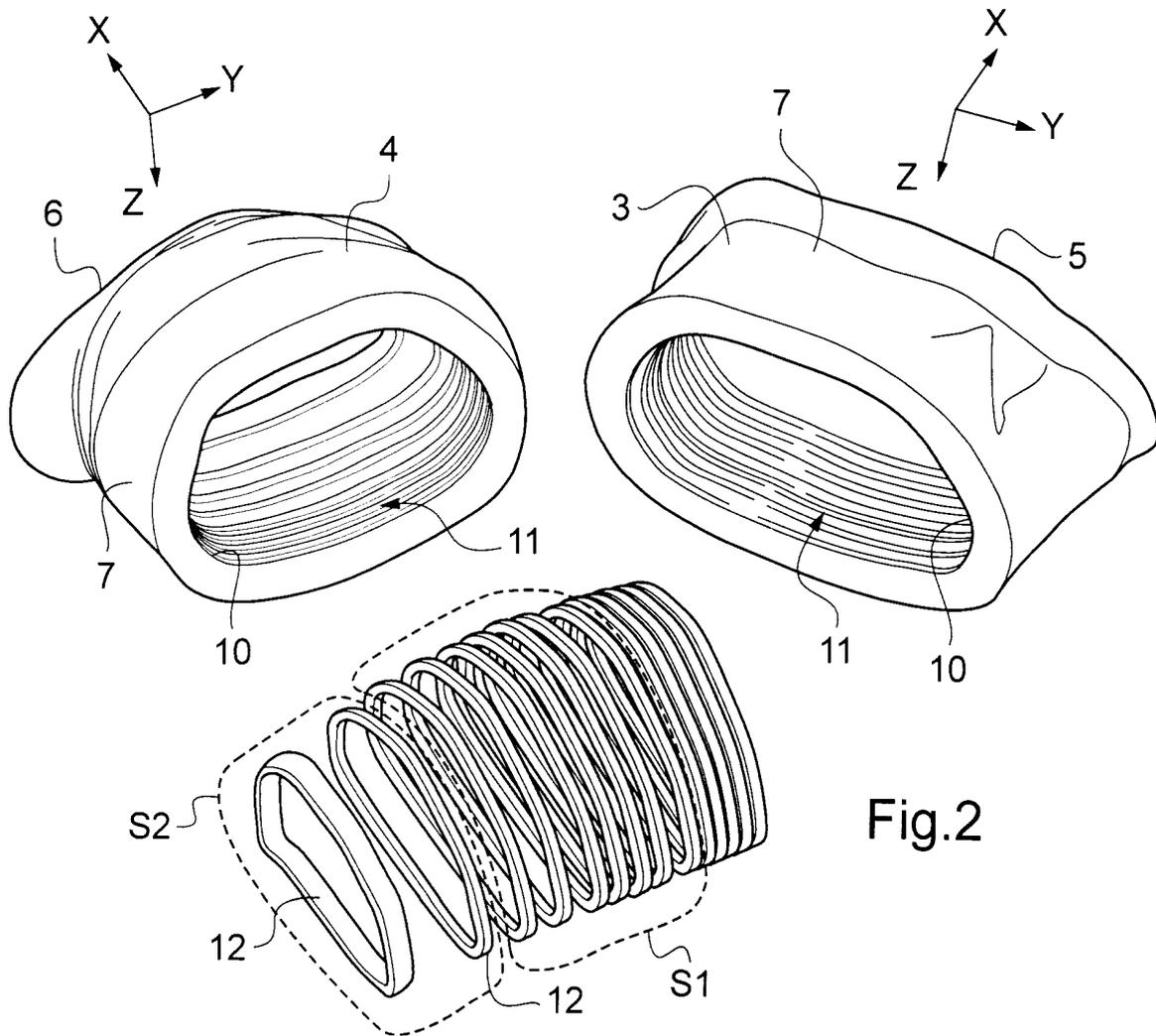
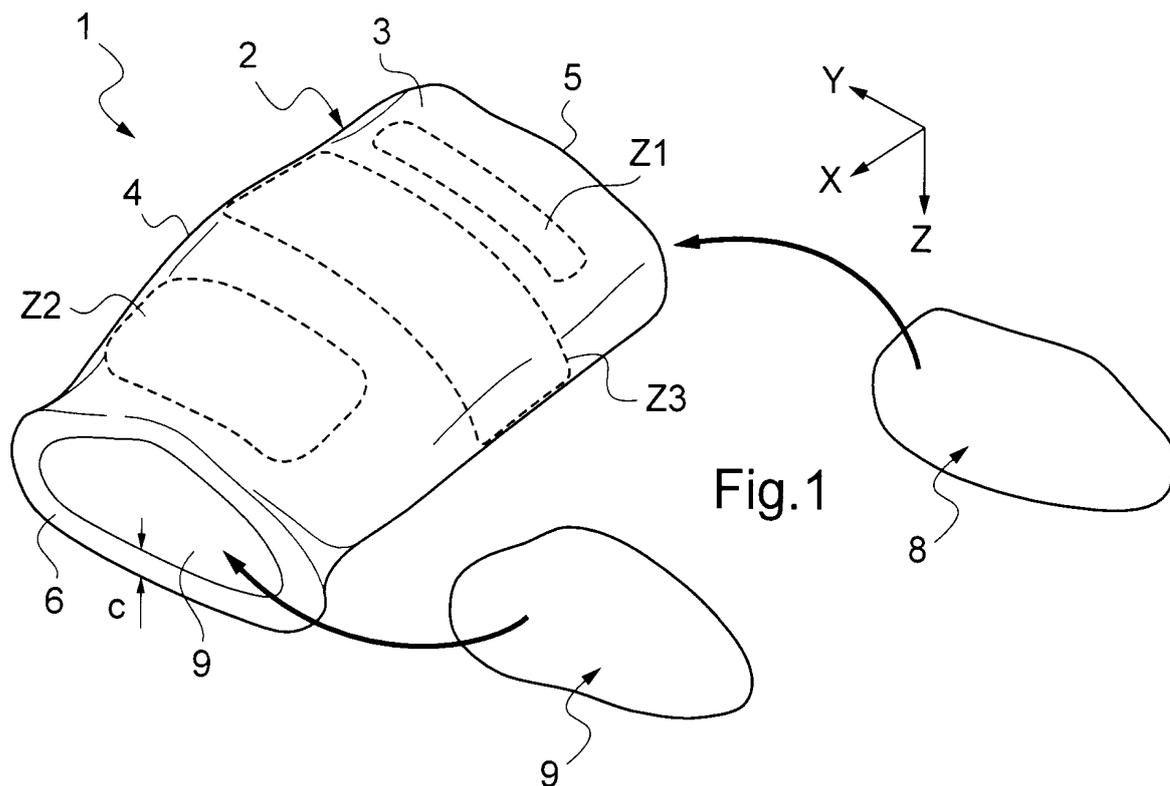
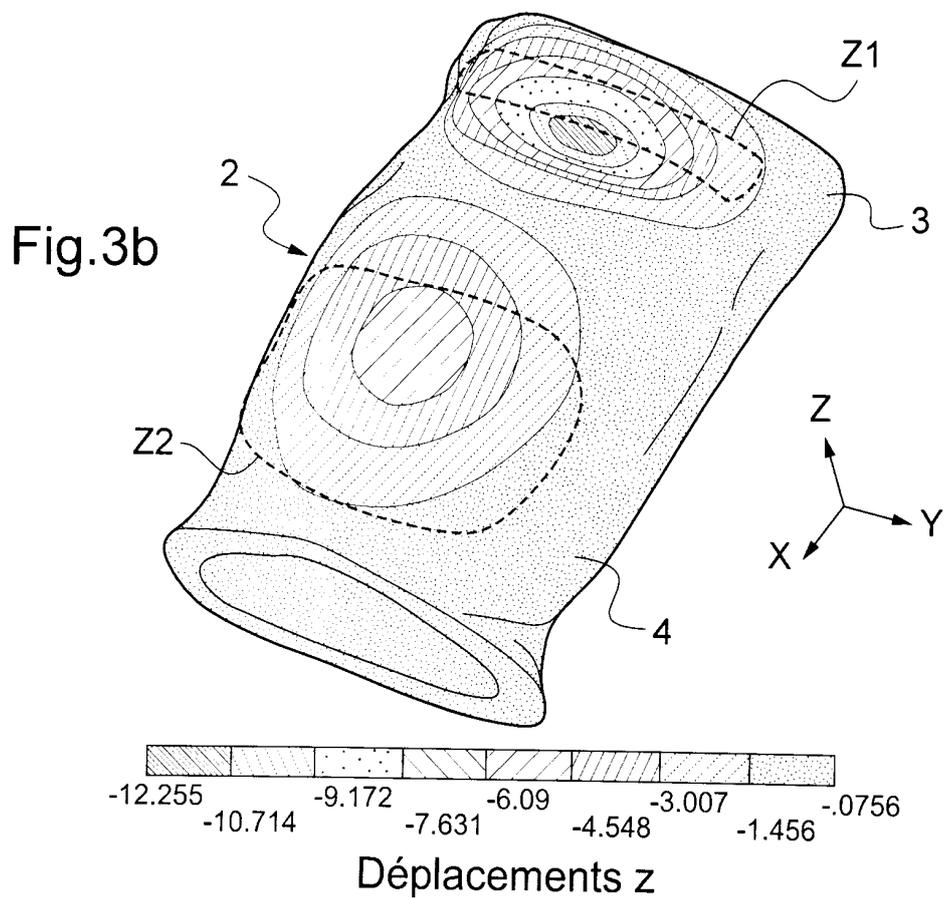
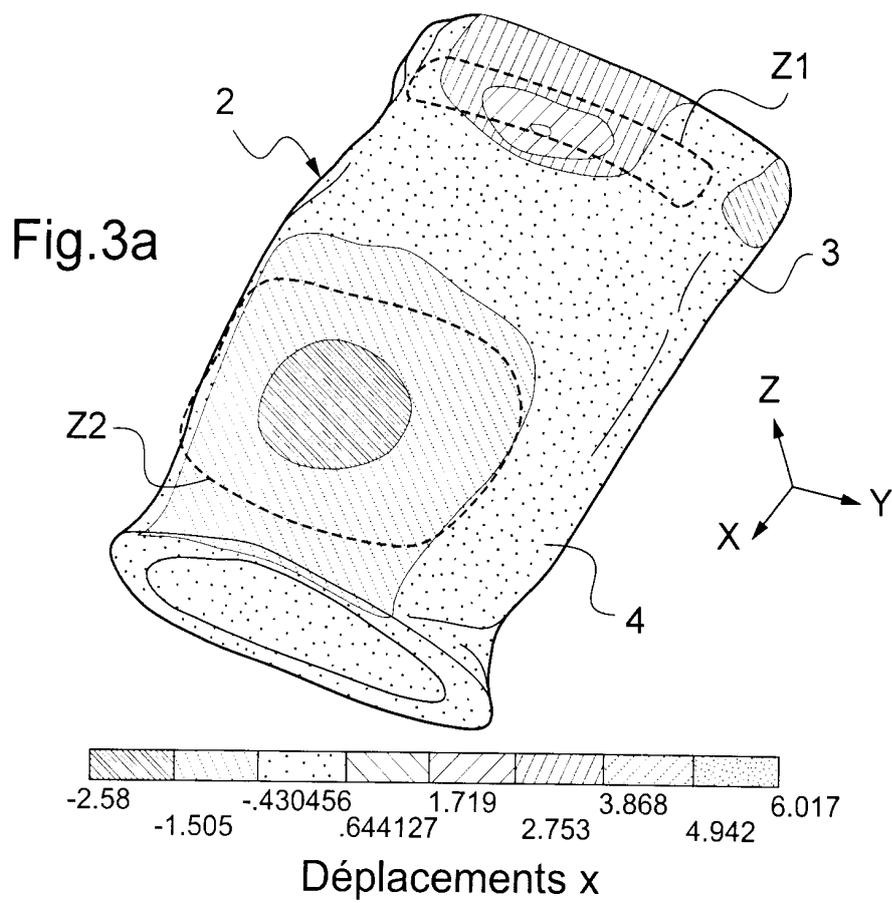


Fig. 2

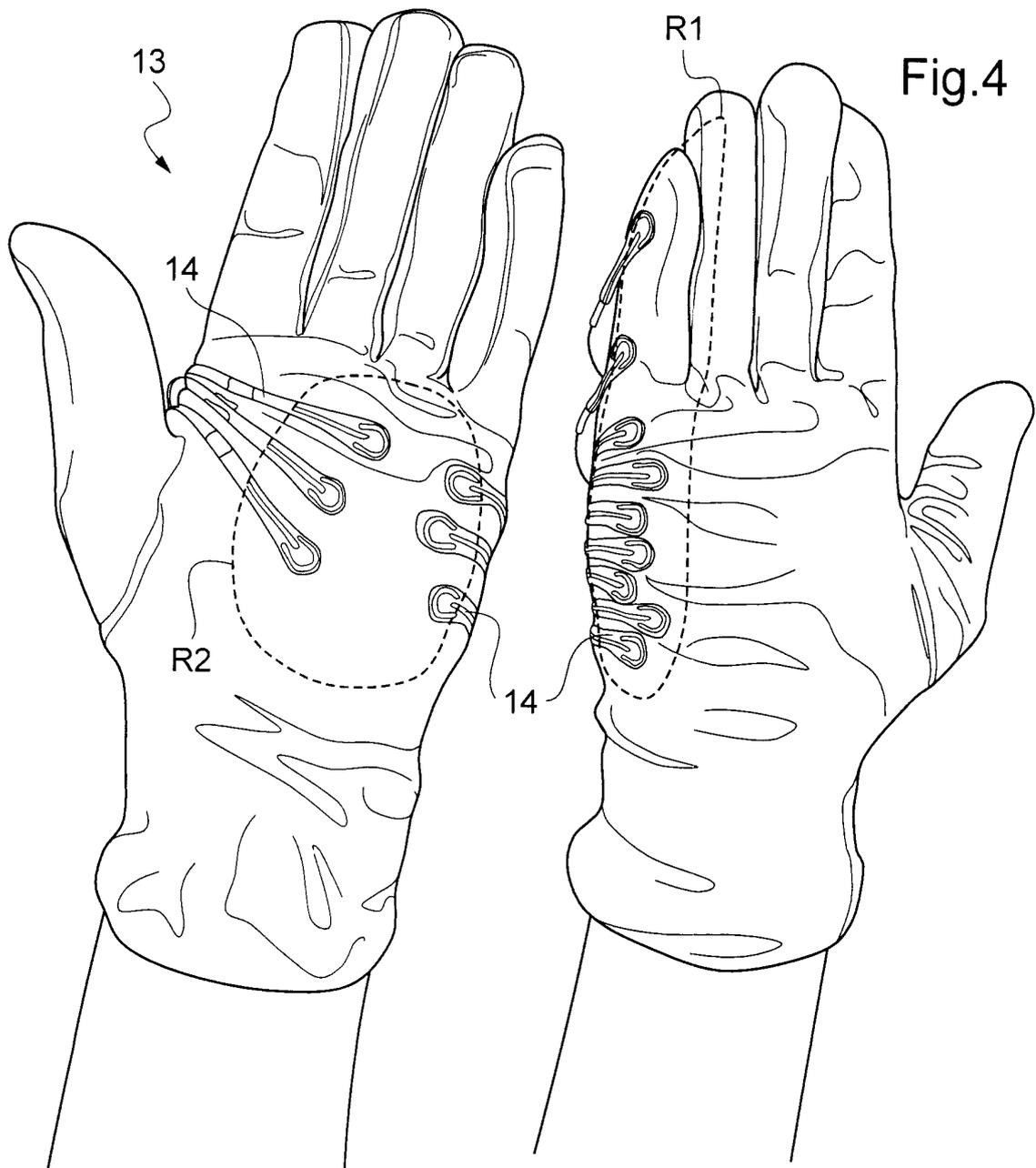
2/4



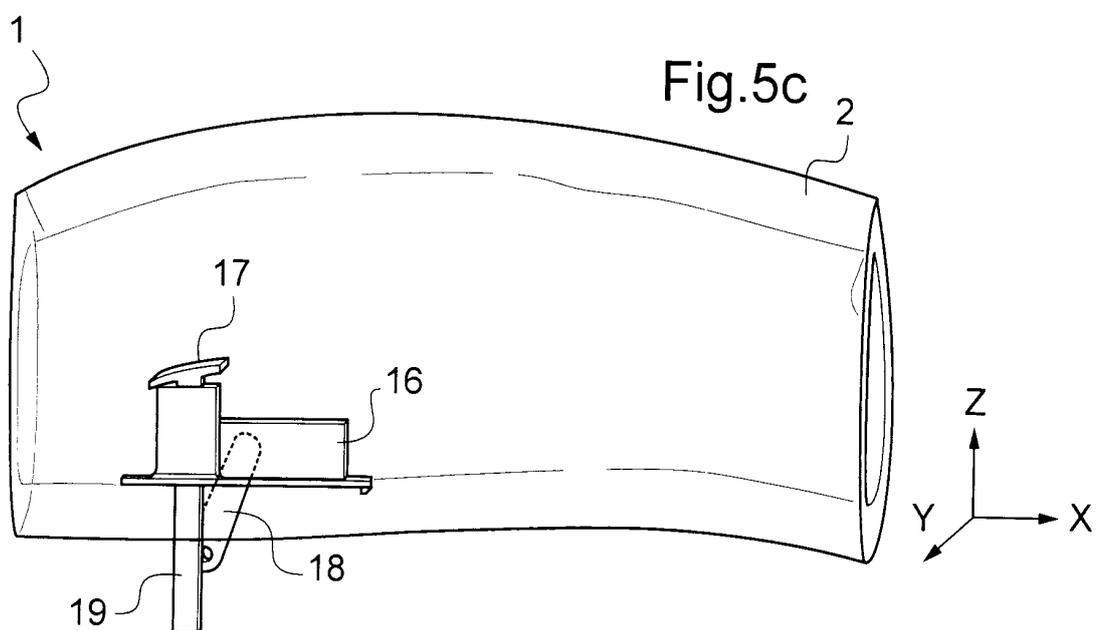
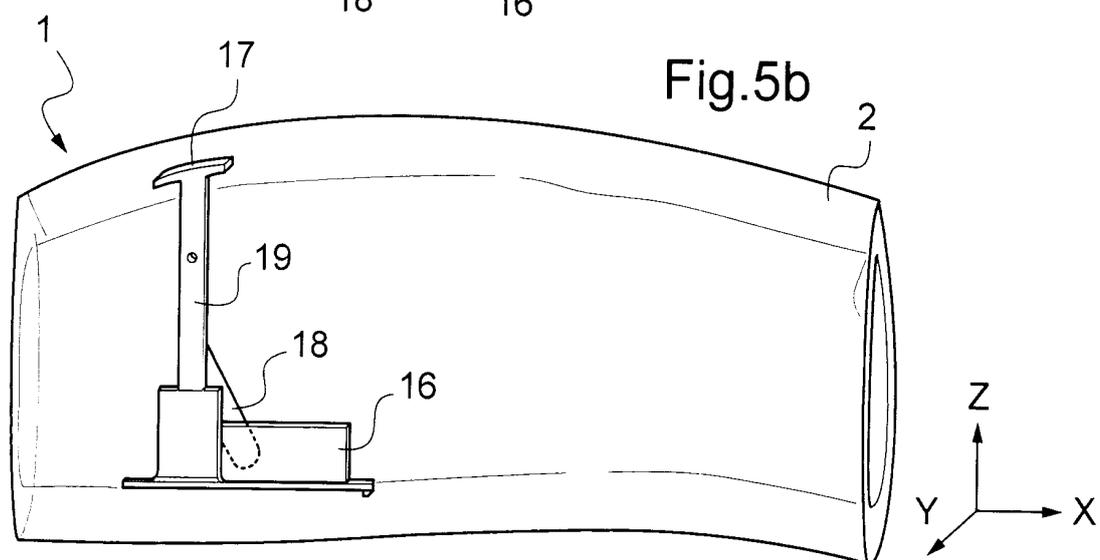
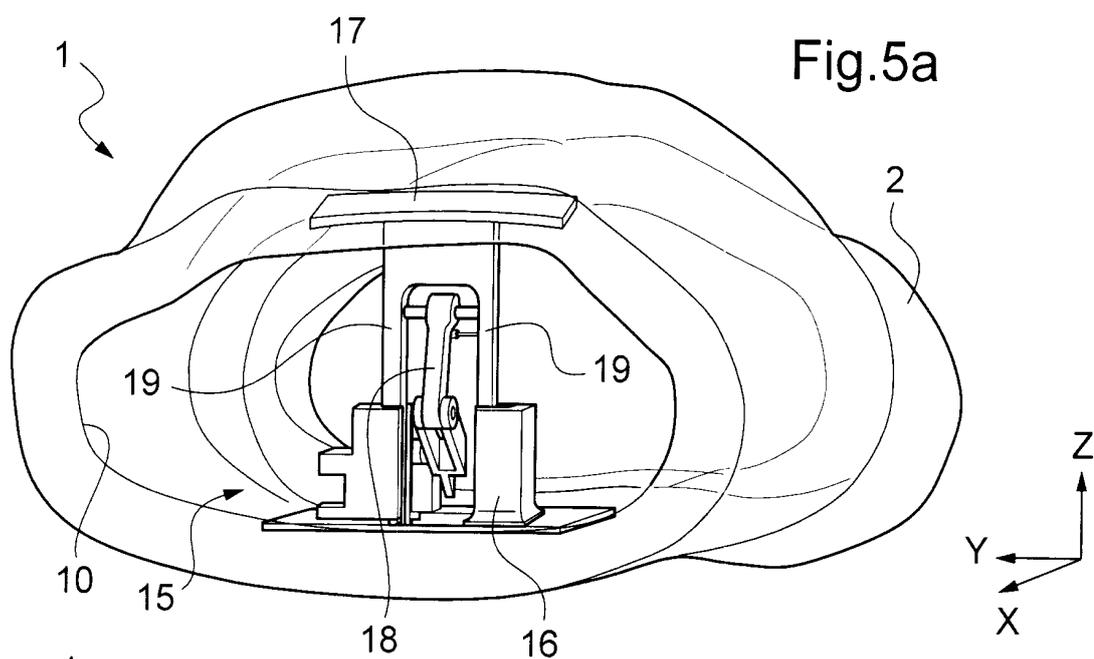
3/4

Fig.3c

	Δx_{th} [mm]	Δz_{th} [mm]	$\left(\frac{\Delta x}{\Delta z}\right)_{th}$	Δx_{ab} [mm]	Δz_{ab} [mm]	$\left(\frac{\Delta x}{\Delta z}\right)_{ab}$	$\frac{\Delta x_{th}}{\Delta x_{ab}}$	$\frac{\Delta z_{th}}{\Delta z_{ab}}$
Objectifs	7,0	10,2	1,5	-3,8	3,4	0,9	1,8	3,0
Modèle	3,2	10,9	3,4	-2,6	3,8	1,5	1,2	2,9



4/4





**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement
national

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

FA 722180
FR 0902308

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	WO 02/38039 A2 (TOLY CHRISTOPHER C [US]) 16 mai 2002 (2002-05-16)	1-9,11	G09B23/28 A61H37/00
Y	* page 6, ligne 23 - page 10 * * page 14, ligne 16 - page 15, ligne 10 *	10,12-15	
X	US 5 468 151 A (EGELANDSDAL EINAR [US] ET AL) 21 novembre 1995 (1995-11-21) * colonne 2, ligne 10 - ligne 65 *	1-7,11	
Y	WO 97/05592 A1 (PHARMACIA & UPJOHN SPA [IT]; ROVETTA ALBERTO [IT]; PAGANI MASSIMO [IT]) 13 février 1997 (1997-02-13) * page 4, alinéa 2; figures 2-3 *	14	
Y	US 2008/171311 A1 (CENTEN COREY [CA] ET AL) 17 juillet 2008 (2008-07-17) * alinéa [0020] *	12-13,15	
Y	US 6 874 501 B1 (ESTETTER ROBERT H [US] ET AL) 5 avril 2005 (2005-04-05) * alinéa [0020] *	10	
A	US 4 611 998 A (RAMAMURTHY RAJAM S [US]) 16 septembre 1986 (1986-09-16) * page 3, ligne 14 - ligne 43 *	1-15	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
A	US 4 360 345 A (HON DAVID) 23 novembre 1982 (1982-11-23) * le document en entier *	1-15	G09B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
29 octobre 2009		Hanon, David	
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>			

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0902308 FA 722180**

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

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 29-10-2009

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

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 0238039	A2	16-05-2002	AU 3668102 A	21-05-2002
			CA 2426319 A1	16-05-2002
			EP 1337990 A2	27-08-2003
			US 2009061404 A1	05-03-2009
			US 2009068627 A1	12-03-2009
			US 6780016 B1	24-08-2004
			US 2004126746 A1	01-07-2004

US 5468151	A	21-11-1995	AUCUN	

WO 9705592	A1	13-02-1997	AU 6616296 A	26-02-1997
			IT MI951629 A1	27-01-1997

US 2008171311	A1	17-07-2008	CA 2675728 A1	24-07-2008
			WO 2008086592 A1	24-07-2008

US 6874501	B1	05-04-2005	AUCUN	

US 4611998	A	16-09-1986	AUCUN	

US 4360345	A	23-11-1982	AU 543388 B2	18-04-1985
			AU 7255881 A	21-01-1982
			DE 3175666 D1	15-01-1987
			DK 311481 A	15-01-1982
			EP 0044642 A2	27-01-1982
			ES 8301377 A1	16-02-1983
			JP 1793385 C	14-10-1993
			JP 4078997 B	14-12-1992
			JP 57082881 A	24-05-1982
			NO 812393 A	15-01-1982
