

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①① N° de publication : **2 985 167**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②① N° d'enregistrement national : **11 62555**

⑤① Int Cl⁸ : **A 61 B 19/00 (2013.01), A 61 B 5/113**

①② **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

A1

②② **Date de dépôt** : 30.12.11.

③③ **Priorité** :

④③ **Date de mise à la disposition du public de la demande** : 05.07.13 Bulletin 13/27.

⑤⑥ **Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire** : *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

⑥⑦ **Références à d'autres documents nationaux apparentés** :

⑦① **Demandeur(s)** : MEDTECH Société par actions simplifiée — FR.

⑦② **Inventeur(s)** : MAILLET PIERRE, NAHUM BERTIN, BADANO FERNAND et DEHOUR PATRICK.

⑦③ **Titulaire(s)** : MEDTECH Société par actions simplifiée.

⑦④ **Mandataire(s)** : CABINET BREV&SUD.

⑤④ **PROCEDE MEDICAL ROBOTISE DE SURVEILLANCE DE LA RESPIRATION D'UN PATIENT ET DE CORRECTION DE LA TRAJECTOIRE ROBOTISEE.**

⑤⑦ La présente invention concerne un procédé médical robotisé de surveillance de la respiration d'un patient et de correction de la trajectoire robotisée, dans lequel la respiration d'un patient est soumise à une ventilation mécanique; on détermine en fonction du temps des instants au cours de ladite ventilation mécanique dans lesquels ledit patient se trouve dans une position d'origine et dans une position haute; on effectue auxdits instants déterminés des captures d'images d'une zone anatomique dudit patient dans ladite position d'origine et ladite position haute; on détermine au moins un vecteur de déplacement tridimensionnel de ladite zone entre lesdites positions d'origine et haute; et on corrige la trajectoire robotisée en fonction de chaque vecteur tridimensionnel.

FR 2 985 167 - A1



La présente invention entre dans le domaine médical, en particulier dans la méthodologie opératoire lors de la préparation et la réalisation d'interventions chirurgicales.

5 L'invention concerne spécifiquement l'imagerie médicale anatomique, dans le but d'effectuer des interventions chirurgicales assistées par la robotique.

L'invention a pour objet un procédé médical robotisé de surveillance de la respiration d'un patient et de correction de la trajectoire robotisée.

10 La présente invention trouvera une application préférentielle, mais aucunement limitative, pour des interventions chirurgicales de la zone anatomique du rachis.

On notera que l'invention sera décrite selon un exemple particulier d'intervention au niveau du rachis lombaire ou lombal, au niveau de la courbure antérieure lordose de la 15 colonne vertébrale. Toutefois, l'invention pourra être utilisée par une intervention au niveau des rachis cervicaux supérieur et inférieur, du rachis dorsal ou thoracique, ainsi que du rachis sacré et du coccyx.

20 Dans ce cadre, un problème majeur lors d'une intervention assistée par robotique réside dans la gestion des mouvements anatomiques du patient consécutifs à sa propre respiration. En particulier, la respiration dépend de l'activité du diaphragme générant les mouvements thoraciques et pulmonaires contributifs 25 aux échanges gazeux. Cette activité musculaire entraîne une déformation des parties anatomiques collatérales, comme l'abdomen mais surtout le rachis. L'amplitude de cette déformation dépend de la ventilation minute (VM), en fonction de son volume et de sa fréquence, mais aussi de la position du 30 patient, à savoir debout, assis ou bien allongé sur le ventre, sur le dos ou encore de côté.

Dans le cas d'une intervention sur le rachis, ce dernier se déplace d'une façon plus conséquente pour les vertèbres thoraciques et dans une moindre mesure pour les vertèbres 35 lombaires.

Afin de limiter ces mouvements lors d'une intervention

lombaire, par exemple, quand la voie d'accès le permet, le patient est allongé sur le ventre, en prenant la précaution de laisser libre les mouvements du ventre sous le niveau du bassin pectoral. Le patient est alors immobilisé dans cette position
5 par des mécanismes et accessoires de la table d'opération. Ce décubitus ventral particulier permet de diminuer considérablement l'amplitude des mouvements du rachis lombaire.

On pratique ainsi des opérations minutieuses dans la zone du rachis lombaire, comme la laminectomie (canal étroit), la
10 libération radiculaire (hernie discale), l'arthrodèse (fusion de vertèbres avec vissages pédiculaires), la kyphoplastie et la vertébroplastie (injection de ciment dans le corps vertébral).

Néanmoins, la respiration génère des mouvements périodiques du rachis lombaire de quelques millimètres, que le
15 chirurgien est alors obligé de compenser par sa dextérité et son acuité visuelle.

Cette contrainte de compensation est d'autant plus importante avec l'emploi d'un système robotique qui se substituera à la main du neurochirurgien. En effet, la
20 robotique doit garantir une meilleure précision des gestes pour les sécuriser (comme la précision de forage du pédicule, l'identification de l'anatomie en mini invasif ou endoscopie percutanée, ou bien la définition de zones de sécurité pour éviter d'endommager la moelle épinière, veines, nerfs). D'autre
25 part, le robot doit accompagner les mouvements prévisibles de l'anatomie en les anticipant, à l'instar de la main et de l'œil du chirurgien, ceci avec une rapidité adaptée à la vitesse de la cible, autrement les dégâts pourraient être plus conséquents avec le robot qui suit son programme dans un environnement
30 statique.

A l'heure actuelle, une approche simplificatrice consiste à utiliser un télémètre laser ou à ultrasons, dont le faisceau vise, à sa verticale, la peau recouvrant l'épine dorsale d'une vertèbre. On enregistre ainsi l'amplitude du déplacement de
35 ladite vertèbre mais suivant un unique axe vertical. De plus, avec une mesure de surface sur la peau, il n'est pas possible

de déterminer avec exactitude si la vertèbre se déplace comme la peau, ni dans quelles directions dans l'espace.

Une autre solution existante consiste à visser un marqueur dans l'épine dorsale du patient vers lequel on dirige l'optique d'un système de mesure tridimensionnelle. Ce système permet de capturer en temps réel les coordonnées dans l'espace dudit marqueur. Ces coordonnées permettent donc de suivre le déplacement de la vertèbre sur laquelle est positionné le marqueur. Puis, un algorithme calcule informatiquement les compensations dans le repère dans lequel évolue ledit bras robotisé, en corrélation avec l'imagerie médicale tridimensionnelle réalisée préalablement à l'opération.

Toutefois, le déplacement mesuré est limité en précision à la vertèbre sur laquelle est placé le marqueur, des différences pouvant être constatées dans les mouvements des vertèbres les unes par rapport aux autres, ainsi que des organes collatéraux. Il serait alors nécessaire de positionner un marqueur sur chaque vertèbre, ou bien au niveau des vertèbres autour de la zone anatomique d'intervention. Rappelons à ce titre que cette solution présente l'inconvénient d'être invasive et que multiplier les marqueurs n'est donc pas une solution satisfaisante dans le cadre de mouvements de plusieurs vertèbres.

Le but de la présente invention consiste à pallier les inconvénients de l'état de la technique en proposant une simulation des mouvements du rachis lombaire sous l'effet de la respiration, en vue de corriger les mouvements d'un système robotisé, notamment d'un bras robotisé, supportant des outils chirurgicaux et moyens de traitements actifs (de type laser ou rayonnements à visées thérapeutiques).

L'invention se veut à même de mesurer ces mouvements pour que le bras robotisé s'y adapte automatiquement et puisse même les anticiper, afin de conserver l'amélioration de la précision robotique par rapport à celle du chirurgien, tout en accompagnant lesdits mouvements avec une rapidité d'exécution

correspondant la vélocité de la cible.

De plus, l'invention offre une solution présentant l'avantage d'être non invasive.

Pour ce faire, l'invention a pour objet un procédé médical
5 robotisé de surveillance de la respiration d'un patient et de correction de la trajectoire robotisée, dans lequel :

- la respiration d'un patient est soumise à une ventilation mécanique ;

- on détermine en fonction du temps des instants au cours
10 de ladite ventilation mécanique dans lesquels ledit patient se trouve dans une position d'origine et dans une position haute;

- on effectue auxdits instants déterminés des captures d'images d'une zone anatomique dudit patient dans ladite position d'origine et ladite position haute ;

15 - on détermine au moins un vecteur de déplacement tridimensionnel de ladite zone entre lesdites positions d'origine et haute ;

- on corrige la trajectoire robotisée en fonction de chaque vecteur tridimensionnel.

20 Une telle solution repose tout d'abord sur le fait que les interventions sur le rachis sont généralement effectuées sous anesthésie dite « générale ». Dès lors, la ventilation du patient est réalisée par un appareil respiratoire assurant une ventilation mécanique. Dans ces conditions, il est alors
25 possible de connaître de façon précise et répétitive les paramètres de la respiration du patient anesthésié.

Le procédé selon l'invention prend en compte ces paramètres et les interprète afin de compenser le déplacement du bras robotisé en fonction des mouvements respiratoires du
30 patient.

Selon d'autres caractéristiques, un tel procédé se caractérise en ce que ladite position d'origine correspond à la position du patient à la fin de l'expiration des gaz jusqu'à la prochaine insufflation des gaz, tandis que ladite position
35 haute correspond à la position maximale à la fin de l'insufflation.

Selon un premier mode de réalisation, la capture s'effectue au travers de la mesure de points de ladite zone anatomique par ultrasons, au moyen de capteurs positionnés au contact de ladite zone anatomique.

5 On notera que cette mesure par ultrasons peut consister en une échographie.

Selon un autre mode de réalisation, la capture s'effectue par prise d'au moins un cliché de fluoroscopie dans chacune desdites positions d'origine et haute.

10 On notera qu'il est possible d'utiliser des techniques alternatives de capture ou mesure anatomique afin d'obtenir un résultat équivalent.

En particulier, la capture peut s'effectuer par prise d'au moins un cliché de fluoroscopie latéral dans chacune desdites positions d'origine et haute.

15 De façon alternative, pour chaque ensemble de positions du fluoroscope, on effectue une superposition des clichés fluoroscopiques et on détermine au moins un vecteur bidimensionnel de déplacement de ladite zone anatomique, puis on effectue un recouplement desdits vecteurs bidimensionnels pour obtenir ledit vecteur tridimensionnel.

20 De préférence, on réalise pour chaque cliché un traitement informatique de segmentation du contour d'au moins un élément anatomique de ladite zone anatomique et en ce que ladite superposition consiste à superposer lesdits contours ainsi traités.

Selon un mode de mise en œuvre, la correction de la trajectoire robotisée consiste à effectuer un recalage desdites captures des images anatomiques par mise en correspondance avec une imagerie médicale réalisée préalablement.

30 Selon un autre mode de mise en œuvre, ledit recalage est effectué en position d'origine.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront de la description détaillée qui va suivre des modes de réalisation non limitatifs de l'invention.

35

La présente invention concerne un procédé médical robotisé de surveillance de la respiration d'un patient et de correction de la trajectoire robotisée.

5 Dans le cadre d'une telle intervention, le patient est anesthésié. La curarisation affecte le fonctionnement musculaire, dont l'activité du diaphragme, jusqu'à la paralysie. Est alors mise en œuvre une ventilation mécanique qui assure la ventilation du patient. Ainsi, le patient est
10 totalement dépendant de la machine qui lui insufflera toujours le même volume d'air dans un timing bien précis et reproductible indéfiniment, sous réserve d'une physiologie pulmonaire stable.

Dans ce contexte, les mouvements thoraciques, abdominaux, dorsaux, selon la position du patient, et consécutifs à la
15 ventilation mécanique seront toujours reproductibles et donc prévisibles. Pour une anesthésie générale, la ventilation mécanique s'effectue généralement en Volume Contrôlé, on peut employer aussi la Pression Contrôlée.

Dans un mode de fonctionnement d'une ventilation en mode
20 volumétrique, le volume est une consigne qui sera caractérisée par un débit constant durant un temps d'insufflation constant.

Généralement, le cycle ventilatoire est ajusté selon plusieurs paramètres : le temps ou la durée d'insufflation T_i ajusté à un tiers du cycle, et le temps ou la durée
25 d'expiration T_e ajusté à deux tiers du cycle. L'expiration des gaz par le patient correspond, au moins, à la moitié du temps d'expiration alloué et est invariable.

Ainsi, durant le temps d'insufflation T_i , les poumons du patient se gonflent, entraînant une déformation des parties
30 anatomiques collatérales, jusqu'à une limite qui sera atteinte à la fin de la durée inspiratoire. A l'inverse, durant l'expiration du patient, ses poumons se dégonflent d'eux-mêmes du fait de leur propriété élastique, entraînant une déformation des parties anatomiques collatérales, pour finalement reprendre
35 leur position d'origine au terme de l'expiration des gaz, dans un temps inférieur à la durée d'expiration T_e allouée.

Entre la fin d'expiration des gaz du patient, et jusqu'à la prochaine insufflation, le patient est théoriquement immobile dans une position dite « d'origine ».

5 A titre d'exemple, pour un adulte, une fréquence ventilatoire de quinze cycles par minute, donne une durée totale de quatre secondes par cycle, pour une seconde d'insufflation, et un temps d'expiration alloué de trois secondes. L'expiration des gaz sera d'environ deux secondes. Ainsi, la durée d'immobilité sera d'une seconde.

10 On notera que des ajustements substantiels de la fréquence respiratoire F , sous forme d'une diminution ou d'une augmentation du temps de cycle ventilatoire, tout en conservant la même durée d'insufflation, peuvent augmenter sensiblement le temps d'immobilisation du patient, moyennant une qualité de
15 ventilation satisfaisante durant un temps déterminé et jugé acceptable par l'anesthésiste. On peut de même envisager pour augmenter le temps d'immobilisation, une diminution du temps d'insufflation T_i , tout en augmentant le débit en conséquence afin de garder la même consigne de volume courant, ceci à
20 fréquence respiratoire constante.

Tout d'abord, selon une première caractéristique essentielle, le procédé selon l'invention surveille la ventilation du patient de manière à déterminer quand le patient
25 est immobile dans sa position d'origine, quand la déformation commence, quand elle atteint son maximum dans une position dite « haute » et quand le mouvement respiratoire se termine.

Pour ce faire, les ventilateurs pulmonaires utilisent généralement des capteurs de débit et pression, une horloge
30 interne, pour surveiller lesdits paramètres, à savoir le temps d'insufflation T_i des gaz, le temps d'expiration des gaz, le temps d'expiration alloué T_e . Ainsi, des capteurs placés dans le circuit du système de ventilation mécanique permettent d'effectuer en temps réel et en continu les mesures desdits
35 paramètres. Il est alors possible par un traitement approprié de savoir, quand le patient est immobile, quand le mouvement de

la cage thoracique commence, quand le mouvement atteint sa plus grande amplitude, quand la cage thoracique retrouve sa position d'origine, comme toutes autres parties anatomiques collatérales.

5 Dès lors, l'invention enregistre l'instant t_0 au moment où le patient se trouve dans sa position d'origine et l'instant t_h au moment où le patient se trouve dans sa position haute.

 Plus précisément, le procédé enregistre une courbe périodique, qui permettra de déterminer la position de repos ou
10 d'origine, puis la position haute du patient dans le temps, sachant que les paramètres T_i , T_e et F du ventilateur pulmonaire sont parfaitement connus et invariables.

 A titre d'exemple aucunement limitatif, lors d'une intervention, selon les pratiques usuellement constatées, pour
15 une fréquence de douze cycles de 5 secondes chacun, on mesure un T_i de 1,7 secondes et un T_e de 3,3 secondes, avec un période d'immobilité de 0,3 seconde.

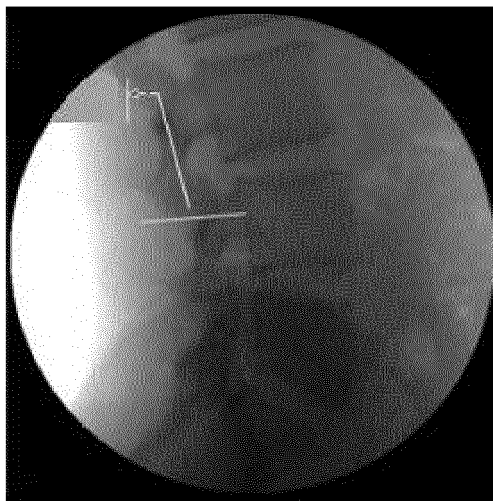
 A partir de ces données temporelles, le procédé selon
20 l'invention prévoit avantageusement de mesurer dans l'espace le positionnement anatomique lorsque le patient se trouve dans les deux positions d'origine et haute, sans chercher à mesurer avec exactitude l'amplitude ni le vecteur de déformation de la colonne vertébrale, ou bien d'une vertèbre lombaire en
25 particulier.

 Pour ce faire, le procédé selon l'invention comprend des étapes de capture d'image anatomique en fonction de ladite courbe périodique. En particulier, ces captures interviennent au moins à l'instant t_0 au moment où le patient se trouve dans
30 sa position d'origine et au moins à l'instant t_h au moment où le patient se trouve dans sa position haute.

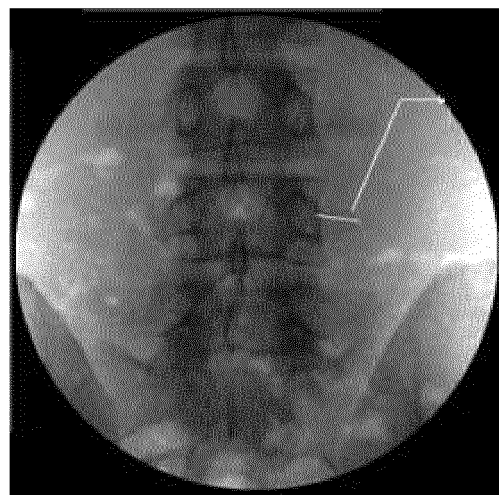
 Selon le mode préférentiel de réalisation, ces étapes de capture font appel à une technologie fluoroscopique. Ainsi, chaque capture s'effectue par la prise d'au moins un cliché de
35 fluoroscopie : comme par exemple un cliché dans le plan latéral (de côté ou de profil), le plus représentatif du déplacement du

rachis pendant la respiration. Un second cliché dans le plan antérieur / postérieur (de face) permet de prendre en compte des mouvements horizontaux, comme visible sur les deux exemples suivants.

5



cliché dans le plan latéral



cliché dans le plan antérieur

On notera que d'autres angles de prise de vue peuvent être envisagés ou l'angle de vue du plan de chaque cliché peut être modifié en fonction de la position du patient ou des éléments anatomiques à capturer.

En somme, dans la mise en œuvre du procédé, cette étape consiste, une fois le patient anesthésié, immobilisé et en position sur la table d'opération (en décubitus ventral), puis l'enregistrement de la courbe périodique de la ventilation préalablement effectué, le procédé prévoit de déclencher le fluoroscope pour deux premiers clichés, latéral et antérieur de préférence, en se synchronisant sur la position d'origine du patient. Puis, il déclenchera deux seconds clichés en se synchronisant sur la position haute.

Selon un autre mode de réalisation, alternatif ou complémentaire, ces étapes de capture peuvent être réalisées par ultrasons. Des capteurs ultrasons sont alors positionnés au contact de la zone anatomique du patient, en vis-à-vis de la vertèbre concernée par l'acte, avec une force d'application

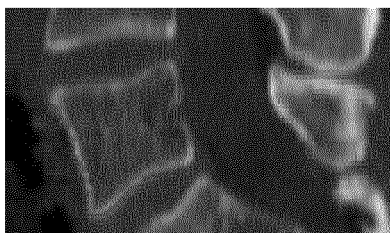
asservie et appropriée grâce à un capteur d'effort. Les mesures par ultrasons permettent de capturer lesdites positions de la vertèbre.

On notera que la collecte par ultrasons des mesures des points de la vertèbre par un ou plusieurs capteurs ultrasons, s'effectue lors de l'immobilité du patient, à savoir dans la position d'origine en fin d'expiration des gaz du patient ; puis en synchronisation sur la position haute. De plus, à partir des mesures en positions d'origine et haute, il est possible d'extrapoler avec exactitude les positions intermédiaires, sans générer d'erreur significative vis-à-vis de la précision de registration et du système robotique. Une telle extrapolation permet de s'affranchir d'une multiplication des mesures par ultrason, toutefois possible.

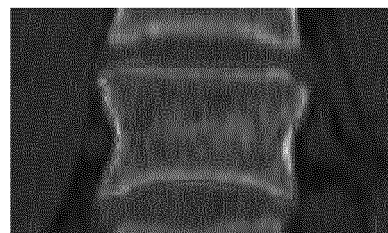
A partir des première et seconde paires de clichés de fluoroscopie ainsi obtenus, un traitement informatique est réalisé. Ce traitement consiste tout d'abord à segmenter sur chaque cliché le contour en deux dimensions d'un élément anatomique dédié, dans le présent exemple : du corps vertébral de la vertèbre visée. Il est aussi possible de segmenter plusieurs éléments anatomiques, en particulier les contours de plusieurs vertèbres.

Les deux images suivantes montrent l'étape de traitement de segmentation de deux clichés.

25



segmentation d'un
cliché latéral

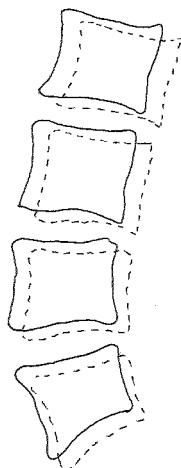


segmentation
d'un cliché antérieur

A partir des contours ainsi obtenus, il est possible pour chaque paire de clichés, latéraux et antérieurs de préférence, d'effectuer une superposition des contours selon les deux

30

positions d'origine et haute. L'image suivante montre une superposition des contours des deux positions dans le plan latéral : en trait continu la position d'origine et en trait pointillé la position haute.



5

A partir de ces superpositions, une par paire de clichés latéraux et/ou antérieurs de préférence, le procédé permet de déterminer un vecteur en deux dimensions de déplacement pour chacune des vertèbres selon un plan respectivement latéral (vertical ou sensiblement vertical) et antérieur (horizontal ou sensiblement horizontal).

De plus, à partir de ces vecteurs bidimensionnels latéral et antérieur, leurs recouvrements permettent d'obtenir un vecteur tridimensionnel de déplacement pour chaque vertèbre.

Ensuite, à partir de ces vecteurs 3D, le procédé comprend une étape de construction d'une simulation du déplacement temporel et tridimensionnel de chaque vertèbre, coordonnée avec les paramètres F , T_i et T_e donnés par le ventilateur pulmonaire. Une telle simulation peut notamment consister en au moins une courbe représentant le déplacement d'un ou plusieurs points de chaque vertèbre.

De plus, à partir des contours en positions d'origine et haute, il est possible d'extrapoler avec exactitude les positions intermédiaires, sans générer d'erreur significative vis-à-vis de la précision de registration et du système robotique. Une telle extrapolation permet de s'affranchir d'une

multiplication des clichés fluoroscopique, toutefois possible mais qui soumet le patient et le personnel à une exposition accrue et néfaste aux rayons X.

5 On notera que les quatre clichés latéral d'origine, latéral haut, antérieur d'origine et antérieur haut, choisis pour l'exemple, sont établis dans un repère connu identique, celui du fluoroscope, identique à celui de système robotisé. Pour ce faire, la mire de repérage dudit fluoroscope peut être directement portée par un bras robotisé.

10 Dès lors, il est possible, à partir de la simulation de déplacement tridimensionnelle obtenue, de corriger et modifier, même de manière anticipée, la trajectoire d'intervention du système robotisé.

15 Pour ce faire, les systèmes robotisés existants utilisent une mise en correspondance ou registration d'imagerie médicale en trois dimensions, provenant notamment d'un scanner ou d'un IRM pour « Imagerie à Résonance Magnétique », et d'imagerie en deux dimensions, comme la fluoroscopie.

20 Tout d'abord, l'imagerie 3D réalisée en préopératoire permet de réaliser une planification de l'opération, en particulier des gestes opératoires et des trajectoires qui seront suivies par chaque bras robotisé. D'autre part, l'imagerie 2D en per-opératoire permet de réaliser des clichés de contrôle en vue de s'assurer du positionnement de l'anatomie du patient, comme évoqué précédemment, et de répercuter ce position aux instruments chirurgicaux, mais aussi de connaître leurs positions dans un repère 3D du navigateur ou du système robotique. En somme, la registration des images 3D et 2D est un moyen de naviguer l'outil dans l'imagerie 3D préopératoire et vice versa.

25 Dans ce contexte, des précautions sont prises durant un scanner pour réaliser une imagerie où les mouvements ou la respiration du patient ne viendront pas dégrader le résultat. On demande alors au patient de ne pas bouger, et certains systèmes sont capables de corriger les mouvements de la respiration. L'imagerie 3D est donc considérée comme le

résultat d'un patient immobile avec une respiration bloquée. Cette immobilité est d'autant plus vraie pour la partie basse du rachis, les lombaires, lorsque le patient est allongé sur le dos. L'imagerie 3D préopératoire sert donc de référence.

5 Comme évoqué précédemment, lorsque le patient est placé en condition chirurgicale (decubitus ventral), la position d'une vertèbre dépendra du mouvement respiratoire. Dans le cas de la fluoroscopie 2D en per-opératoire, cette dépendance se poursuit logiquement. Ainsi, le système d'imagerie fluoroscopique 2D de
10 contrôle per-opératoire sert de lien pour rassembler les imageries et les robots dans le même repère. Il est également sous entendu que l'opération de recalage du bras robot, via la mire de repérage, dans le repère de l'image fluoroscopique se fera lors de l'immobilité du patient à savoir en position
15 d'origine.

 Dès lors, quand il s'agit de mettre en correspondance l'imagerie préopératoire 3D et la fluoroscopie 2D, l'invention prévoit d'utiliser les clichés latéral et antérieur de
20 préférence, en position d'origine du patient. Cette mise en correspondance peut s'effectuer au travers de logiciels connus, notamment de recalage surfacique.

 A partir de cet étalonnage préalable des clichés de fluoroscopie 2D, par la reconnaissance et la mise en correspondance de la position d'origine durant le temps
25 d'immobilité totale du patient, l'invention corrige ensuite en temps réel le repère de la registration d'origine à l'aide de ladite simulation des déplacements vertébraux, ceci durant l'opération chirurgical stéréotaxique, qui peut elle aussi être réalisée par un robot également.

30 Cette fonctionnalité permet de s'assurer de l'immobilité de la région corporelle d'intérêt, définie comme la position d'origine durant l'opération de registration. De plus, elle permet de corriger le recalage en temps réel et consécutif aux mouvements respiratoires du patient.

35

 Ainsi, le procédé médical robotisé de surveillance de la

respiration d'un patient et de correction de la trajectoire robotisée selon la présente invention assure, au travers d'une analyse en temps réel de la ventilation mécanique et automatique d'un patient, la mesure de la position d'origine 5 d'immobilité anatomique et de la mesure d'une position haute de déformation maximale, une simulation de la zone anatomique d'intérêt, en particulier les vertèbres, qui se veut reproductible au cours des cycles respiratoires se succédant lors d'une intervention chirurgicale. Une telle simulation 10 permet alors de corriger dans l'espace et le temps le repère de travail du robot sur la zone d'intérêt anatomique, avec une précision spatiale submillimétrique et une précision temporelle d'une trentaine de millisecondes.

On notera que la description de la présente invention est 15 appliquée à titre d'exemple au rachis lombaire, mais peut s'étendre à toute autre partie adéquate de l'anatomie humaine du rachis.

REVENDEICATIONS

1. Procédé médical robotisé de surveillance de la respiration d'un patient et de correction de la trajectoire robotisée, dans lequel :

- la respiration d'un patient est soumise à une ventilation mécanique ;

- on détermine en fonction du temps des instants au cours de ladite ventilation mécanique dans lesquels ledit patient se trouve dans une position d'origine et dans une position haute;

- on effectue auxdits instants déterminés des captures d'images d'une zone anatomique dudit patient dans ladite position d'origine et ladite position haute ;

- on détermine au moins un vecteur de déplacement tridimensionnel de ladite zone entre lesdites positions d'origine et haute ;

- on corrige la trajectoire robotisée en fonction de chaque vecteur tridimensionnel.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite position d'origine correspond à la position du patient à la fin de l'expiration des gaz jusqu'à la prochaine insufflation des gaz, tandis que ladite position haute correspond à la position maximale à la fin de l'insufflation.

3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la capture s'effectue au travers de la mesure de points de ladite zone anatomique par ultrasons, au moyen de capteurs positionnés au contact de ladite zone anatomique.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la capture s'effectue par prise d'au moins un cliché de fluoroscopie dans chacune desdites positions d'origine et haute.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que la capture s'effectue par prise d'au moins un cliché de fluoroscopie latéral dans chacune desdites positions d'origine et haute.

6. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que, pour chaque ensemble de positions du fluoroscope, on effectue une superposition des clichés fluoroscopiques et on détermine au moins un vecteur bidimensionnel de déplacement de ladite zone anatomique, puis on effectue un recoupement desdits vecteurs bidimensionnels pour obtenir ledit vecteur tridimensionnel.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'on réalise pour chaque cliché un traitement informatique de segmentation du contour d'au moins un élément anatomique de ladite zone anatomique et en ce que ladite superposition consiste à superposer lesdits contours ainsi traités.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la correction de la trajectoire robotisée consiste à effectuer un recalage desdites captures des images anatomiques par mise en correspondance avec une imagerie médicale réalisée préalablement.

9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que ledit recalage est effectué en position d'origine.