(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 709 656**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **93 10624**

(51) Int Cl[6] : A 61 B 19/00

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt** : 07.09.93.

(30) **Priorité** :

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** 17.03.95 Bulletin 95/11.

(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) :** *DEEMED INTERNATIONAL (S.A.)* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** Druais Hervé.

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

(74) **Mandataire :** Breese-Majerowicz.

(54) Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur et procédés mis en œuvre par ladite installation.

(57) La présente invention concerne une installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur, du type comportant un support d'outils articulé dont l'une des extrémités est solidaire d'un référentiel fixe R_c, ledit système comportant des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_c, ainsi qu'une base de données Image dans laquelle sont enregistrées les images provenant d'un système d'imagerie dans le référentiel de l'image R_i, caractérisé en ce qu'il comporte au moins deux capteurs solidaires du référentiel fixe R_c délivrant un signal électrique fonction de la position du référentiel du patient R_p dans le référentiel fixe R_c, et un calculateur pour la mise en correspondance du référentiel de l'outil R_o avec le référentiel du patient R_p et le référentiel de l'image R_i en fonction des informations provenant du capteur bidimensionnel, des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_c et des informations provenant de la base d'images, ledit calculateur délivrant un signal pour la visualisation de la position de l'outil dans le référentiel de l'image R_i sur un écran de contrôle, et pour commander la position et les déplacements de l'outil en fonction de signaux de commande provenant d'un boîtier de contrôle.

FR 2 709 656 - A1

INSTALLATION POUR OPÉRATION DE MICROCHIRURGIE ASSISTÉE PAR ORDINATEUR ET PROCÉDÉS MIS EN OEUVRE PAR LADITE INSTALLATION.

La présente invention concerne une installation pour opération de microchirurgie stéréotaxique assistée par ordinateur.

ETAT DE LA TECHNIQUE

On connaît dans l'état de la technique de telles installations. A titre d'exemple, le brevet français FR2651670 décrit un procédé de localisation précise d'une lésion et dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé.

L'invention concerne un dispositif et un procédé de localisation précise d'une lésion. Le procédé selon l'invention est caractérisé en ce qu'on immobilise l'organe à examiner dans la même position que celle de la biopsie à pratiquer, on effectue des coupes axiales (XY) tomodensitomètriques de l'organe à travers au moins un rectangle transparent muni de trois fils opaques concourants non symétriques occupant des positions déterminées par rapport à l'appareillage de biopsie, on mesure les longueurs des deux segments (AB, AC) interceptés par lesdits fils opaques pour une coupe lésionnelle choisie, on effectue au moins un cliché en position de prélèvement, on reconstruit sur ledit cliché la trace des trois fils opaques, et on reporte sur ledit cliché les longueurs des segments (AB, AC) mesurés pour déterminer la ligne de base lésionnelle correspondant à la coupe lésionnelle choisie.

La mise en oeuvre de ce procédé implique une immobilisation parfaite du patient.

Un autre brevet français publié sous le numéro FR2686499 décrit un appareil de traitement d'une cible, telle qu'une lésion à l'intérieur du corps

utilisant un élément marqueur implanté dans ou au voisinage de la cible pour piloter la thérapie de ladite cible. Cet appareil de thérapie comprend:

- des moyens de thérapie de la lésion,
- des moyens de repérage de la lésion, les moyens de repérage étant liés, par exemple mécaniquement ou électriquement, aux moyens de thérapie
- des moyens de calcul de la position de la lésion relativement aux moyens de thérapie à l'aide des moyens de repérage
- des moyens d'activation des moyens de thérapie.

Les moyens de repérage réalisent le repérage d'au moins un élément marqueur implanté à l'intérieur de la lésion. Les moyens de calcul calculent les coordonnées de position de l'élément marqueur (M0, M1, M2, M3) par rapport aux moyens de thérapie qui sont utilisés pour positionner les moyens de thérapie mobiles dans l'espace dans une position quelconque selon les axes X, Y, Z. Cet appareil permet de réaliser une thérapie précise de la lésion.

Un tel appareil nécessite, pour sa mise en oeuvre, une préparation pré-chirurgicale lourde.

Le brevet français FR2682778 décrit un microscope pour opération de microchirurgie stéréotaxique assistée par ordinateur, et un procédé pour son fonctionnement. Ce microscope comporte des détecteurs détectant des données optiques, un système d'identification de position et un dispositif de commande de processus évaluant les signaux dudit système. Ce système est un système à base optique intégré dans le système optique du microscope et il est prévu un dispositif qui convertit les signaux délivrés par le dispositif en une représentation graphique bidimensionnelle.

OBJET DE LA PRESENTE INVENTION

L'objet de la présente invention est de remédier à ces inconvénients en proposant une installation d'utilisation ergonomique, permettant de dissocier la phase d'acquisition d'image et la phase d'exploitation des images à des fins chirurgicales.

Dans l'état de la technique, les systèmes d'acquisition d'images à des fins de diagnostiques, ne nécessitant pas une intervention lourde ou traumatisante, ne sont pas exploitables à des fins per-opératoires. En effet, l'imagerie per-opératoires nécessite le recours à des techniques de stéréotaxie contraignantes pour le patient et pour le personnel opératoire. Ces techniques comportent notamment une phase douloureuse d'implantation d'une structure mécanique en forme de cadre qui est indispensable afin d'acquérir les images par rapport à un référentiel fixe connu, de permettre une calibration satisfaisante des images, et d'assurer l'immobilisation de la tête du patient, ou plus généralement de la zone opératoire, par rapport à un référentiel donné.

Un autre but de l'invention est de permettre aux chirurgiens de procéder à l'acquisition des images sur un patient non anesthésié et autonome, suivant une procédure simplifiée, à n'importe quel moment de l'hospitalisation, voire dans un établissement hospitalier différent, et éventuellement recourir à plusieurs techniques d'imagerie complémentaires.

L'invention concerne plus particulièrement une installation du type comportant un support d'outils articulé dont l'une des extrémités est solidaire d'un référentiel fixe R_C, ledit système comportant des moyens pour déterminer les coordonnées (position d'un point et orientation d'un vecteur directeur) de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C, ainsi qu'une base de données

Images dans laquelle sont enregistrées les images provenant d'un système d'imagerie dans le référentiel de l'image R_i. L'installation selon l'invention comporte au moins deux capteurs solidaires du référentiel fixe R_C délivrant un signal électrique fonction de la position du référentiel du patient R_p dans le référentiel fixe R_C, et un calculateur pour la mise en correspondance du référentiel de l'outil R_O avec le référentiel du patient R_p et le référentiel de l'image R_i en fonction des informations provenant dudit capteur, des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C et des informations provenant de la base d'images, ledit calculateur délivrant un signal pour la visualisation de la position de l'outil dans le référentiel de l'image R_i sur un écran de contrôle, et pour commander la position et les déplacements de l'outil en fonction de signaux de commande provenant d'un boîtier de contrôle.

Une telle installation permet d'exploiter une ou plusieurs images acquises préalablement à l'intervention, avant le transfert du patient en bloc chirurgical, et d'exploiter en temps réel les images en relation avec le déroulement de l'intervention chirurgicale.

Selon une première variante, les capteurs sont constitués par au moins deux caméras d'acquisition solidaires du référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur champs d'observation contiennent la zone d'intervention chirurgicale.

Avantageusement, les moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C sont constitués par au moins deux caméras d'acquisition solidaires du référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur champs d'observation contiennent l'espace de mobilité de l'outil.

Selon un mode de réalisation préféré, l'installation comporte un trièdre géométriquement défini, présentant au moins quatre sources lumineuses ponctuelles non coplanaires solidaire du porte-outil, l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans le champs de vision des caméras d'acquisition.

Avantageusement l'installation comporte en outre un trièdre géométriquement défini, présentant au moins quatre sources lumineuses ponctuelles non coplanaires solidaire du patient, l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans le champs de vision des caméras d'acquisition.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit, faisant référence aux dessins annexés où:

- La figure 1 représente une vue schématique de l'installation.

L'installation selon l'invention comporte:

- un support articulé (1) ;
- une platine porte-outil (2) ;
- un ensemble de trois caméras (3, 4, 5) ;
- des trièdres de référence (21, 31) ;
- un calculateur (8) ;
- un dispositif de stockage d'images numérisées (9) ;
- un écran de visualisation (10).

Le support articulé (1) comporte une base (11) solidaire du référentiel fixe R_C qui est par exemple le plafond de la salle d'opération.

Le support articulé (1) est constitué dans l'exemple décrit par un système de type "trois axes delta parallèle". Il comprend une première série de trois bras (12, 13, 14) reliés à la base (11) par des moteurs (15) commandés indépendamment. La première série de trois bras (12, 13, 14) est raccordée à une deuxième

série de bras (17, 18, 19) par des rotules (16). Les extrémités des bras (17 à 19) sont solidaires d'une embase (20) par l'intermédiaire d'axes de rotation. Les bras sont écartés deux à deux de 120 degrés dans un plan parallèle à la base (11).

L'extrémité des bras (17 à 19) est relié à un mécanisme (20) comportant 3 axes de rotation perpendiculaires deux à deux, l'extrémité du dernier axe de rotation supportant une platine porte-outil (2) comportant des moyens d'accouplement d'un instrument chirurgical.

Cette embase comporte par ailleurs un trièdre (21) constitué par un assemblage de quatre points lumineux (22 à 25), par exemple des diodes électroluminescentes, dont la disposition géométrique est connue avec précision.

Le déplacement de ce trièdre (21) est acquis par l'ensemble de caméras (3, 4, 5) qui délivre un signal électrique permettant de calculer à tout moment la position du centre de gravité du trièdre (21) et son orientation, dans le référentiel fixe R_C, et donc de déterminer la matrice de passage entre le référentiel fixe R_C et le référentiel du porte-outil R_O.

Les diodes électroluminescentes sont selon un mode de mise en oeuvre alimentées séquentiellement, la détection se faisant de manière synchrone.

Le patient (30) porte également un trièdre (31) grâce auquel l'ensemble de caméras (3, 4, 5) délivre un signal électrique permettant de calculer à tout moment la position du centre de gravité du trièdre (31) et son orientation, dans le référentiel fixe R_C, et donc de déterminer la matrice de passage entre le référentiel fixe R_C et le référentiel du patient R_p.

On peut également réaliser le trièdre géométriquement défini sous forme d'implants mis en

place sur le patient avant l'acquisition des images, et disposés en quatre points non alignés. Ces implants sont dans ce cas réalisés en un matériau permettant une détection par le ou les systèmes d'imagerie mis en oeuvre. Les implants sont par exemple réalisés en titane.

Le processus de mise en oeuvre de l'installation pour une intervention chirurgicale est le suivant:

Le patient, après une préparation, entre dans une première salle équipée de matériel d'acquisition des images. Dans cette salle, on procède de façon connue à l'instrumentation du patient, à l'acquisition des images brutes et à la vérification des images réalisées. Les images sont numérisées et stockées dans une base de données images. Ces images sont ensuite exploitées à partir d'une station de travail, en l'absence du patient, par calibration et segmentation des images, indexation des images et programmation éventuelle des trajectoires et des stratégies opératoires.

Le patient est ensuite transféré en salle d'opération.

Dans la salle d'opération, on procède successivement:

- à la préparation du patient
- à l'instrumentation du dispositif porte-outil ;
- à l'installation du patient, conservant l'instrumentation mise en place dans la phase d'acquisition d'images ;
- à l'instrumentation complémentaire du patient ;
- à la mise en correspondance des différents référentiels ;

- à l'intervention chirurgicale et à l'enregistrement des images opératoires.

L'instrumentation complémentaire sera seule visible en cours d'intervention chirurgicale, l'instrumentation initiale posée pendant la phase d'imagerie étant cachée sous les draps ou les champs.

Le patient est ensuite transféré hors de la salle opératoire, pendant que les images opératoires sont exploitées sur une station de travail.

Le processus d'acquisition des images par le système d'imagerie consiste plus particulièrement à :

- raser le patient, si on prévoit de lui instrumenter la tête ;

- anesthésier éventuellement le patient avant le transport en salle d'imagerie ;

- mettre en place le trièdre (15) ou les implants ;

- positionner le patient dans le système d'imagerie ;

- procéder à l'acquisition des images ;

- vérifier les images enregistrées dans la base d'images, notamment en ce qui concerne la visibilité des repères sur chacune des images enregistrées, de la définition, et des informations nécessaires à l'intervention chirurgicale ultérieure ;

- ressortir le patient.

Les images sont acquises par tout moyen d'imagerie connu, par exemple IRM, angiographie, radiographie, tomodensitométrie, etc.... Les images numérisées sont stockées dans une base de données éventuellement accessible par un réseau informatique à partir d'un site éloigné.

Les images ainsi enregistrées sont traitées en vue de procéder à :

- la calibration des images suivant les spécifications de l'imageur mis en oeuvre ;

- la segmentation des images en vue d'une exploitation 2D/3D ou 3D ;

- l'indexage éventuel des points de repères en vue de la mise en correspondance ;

- le repérage des points caractéristiques des images contenues dans la base de données images, en vue de l'exploitation pendant la phase opératoire, notamment par la recherche des cibles, des voies d'accès possibles et des trajectoires des instruments, et éventuellement par la simulation des différentes stratégies en 2D ou 3D, et une mémorisation des axes de progression ainsi expérimentés.

Après cette étape de traitement des images et d'exploitation virtuelle de la base de données images, le patient est transféré dans la salle opératoire.

Afin de permettre au chirurgien d'exploiter les informations préalablement acquises, il est nécessaire de connaître la position et l'orientation relative de l'axe de l'outil par rapport aux images, dans le repère intermédiaire correspondant à la zone d'intervention sur le patient.

A cet effet, l'invention permet la mise en correspondance des images acquises et liées au patient, avec l'outil. Le repérage doit s'effectuer quelle que soit la position de l'outil et du patient.

Le trièdre (21) servant à repérer la position de l'outil est fixé de façon amovible ou non sur la base du porte-outil. Le moyen de fixation sera de préférence dépourvu d'articulation de façon à garantir une permanence de la position du trièdre (21) par rapport au support de l'outil. La solidarisation peut être réalisée par clipsage.

Le repérage du patient peut être réalisé de différentes façons: soit par pose d'un trièdre rigide normalisé, soit par pose d'implants non alignés, soit encore par désignation de points caractéristiques de la surface du patient, à proximité de la zone opératoire, avec un stylet de repérage.

Cette dernière solution consiste à mettre en oeuvre un pointeur (32) en forme de stylet, portant deux points de références détectables par le système de caméras, et permettant de désigner, et donc de mémoriser la position de différents points caractéristiques du patient, dont il est possible de suivre les déplacements par reconnaissance de forme. Ces zones caractéristiques sont par exemple le nez, les coins des yeux ou le menton.

Une telle sonde (32) comporte un corps en forme de stylet terminé par une zone de pointage (35), et comportant au moins deux points lumineux (33, 34) permettant de déterminer la position et l'orientation de la sonde (32) par analyse des signaux délivrés par les caméras (3, 4, 5).

La mise en concordance des référentiels sera exposée plus en détail dans ce qui suit.

Pour la bonne compréhension, on désignera par :

- ${}^{a}P$ un point défini dans le repère R_a ;

- ${}^{a}T_b$ la matrice de transformation homogène (4 lignes, 4 colonnes) permettant d'exprimer dans le repère R_a les coordonnées d'un point défini dans le repère R_b, par la relation ${}^{a}P = {}^{a}T_b \, {}^{b}P$.

Par ailleurs, les différents repères cités sont:

R_0 Repère de l'outil ;

R_i Repère de l'image ;

R_c Repère des caméras ;

R_{pr} Repère de la sonde ;

R_{pg} Repère grossier du patient ;

R_{pc} Repère corrigé du patient ;

R_{mi} Repère géométrique défini par au moins 4 points non alignés (i variant de 1 à n) ;

R_{m1} Repère géométrique lié à l'outil ;

R_{m2} Repère géométrique lié au patient.

Par ailleurs, on notera ${}^{pr}S$ la surface définie par un ensemble de points P_j acquis dans le repère sonde R_{pr} et ${}^{i}S$ la surface définie par un ensemble de points P_j acquis dans le repère image R_i.

Etape 1 : Mise en concordance entre le repère image et le repère patient

La première étape de la mise en concordance des référentiels consiste à calculer la matrice ${}^{i}T_{p/pc}$ de passage entre le repère image et le repère patient.

Selon un exemple de mise en oeuvre de l'installation, on utilise une sonde (32) afin de pointer des points remarquables connus dans le repère image R_i. Les coordonnées des extrémités de la sonde (32) sont connues par construction, et par traitement des informations délivrées par les caméras (3, 4, 5) détectant les points lumineux (33, 34) portés par la sonde.

On peut ainsi exprimer les coordonnées de l'extrémité (35) de la sonde (32) dans le repère de la caméra par la relation :

$$ {}^{c}P_{\text{extrémité sonde}} = {}^{c}T_{pr}\ {}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}} $$

et donc calculer la matrice de passage entre le référentiel de la caméra et le référentiel de la sonde.

On utilise par ailleurs des inserts ou un trièdre (31) comportant dans l'un ou l'autre des cas quatre points non alignés identifiables par les caméras (3 à 5), et définissant le repère R_{pc} du patient.

Ces points ${}^{i}P_j$ sont connus dans le repère image R_i et sont mesurés avec la sonde (32), dans le repère sonde R_{pr} dans lequel leurs coordonnées sont ${}^{pr}P_j$. Lorsque l'extrémité de la sonde point sur l'un des points du trièdre (31) ou sur l'un des inserts, on a une relation d'identité entre les deux coordonnées :

$${}^{pr}P_j = {}^{pr}P_{\text{extrémité sonde.}}$$

La transformation ${}^{i}T_{pr}$ est donc déterminée par une relation entre les points ${}^{i}P_j$ de la base de données images et les points ${}^{pc}P_j$ mesurés avec la sonde. On utilise le repère intermédiaire R_{m2} fixe par principe d'utilisation, par rapport au repère R_{pc} et on détermine la matrice de transformation ${}^{i}T_{m2}$. Cette matrice ${}^{i}T_{m2}$ est déterminée par une relation entre les points ${}^{i}P_j$ de la base de données images et les points ${}^{m2}P_j$ mesurés avec la sonde.

En effet, lorsque l'extrémité de la sonde (32) pointe sur un point P_j, la relation suivante est vérifiée:

$${}^{m2}P_j = {}^{m2}T_c(t)\,{}^{c}T_{pr}(t)\,{}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}}$$

et on détermine alors ${}^{i}T_{m2}$ par la méthode des moindres carrés :

$$\text{Min} \sum_{j=1}^{n} \left|\left|({}^{i}P_j - {}^{i}T_{m2}\,{}^{m2}P_j)2\right|\right| \quad \text{avec } n \geq j \geq 4$$

Selon une variante de mise en oeuvre, on évite la pose d'un trièdre (31) ou la pose d'inserts, en utilisant une méthode de mise en correspondance surfacique.

On procède pour cela à deux étapes consécutives:

La première étape consiste à pointer 4 points remarquables sur le patient (par exemple le nez, les yeux etc...). On se retrouve alors dans une situation analogue à la variante précédente, car on dispose de points P_j non coplanaires, dont les

coordonnées ${}^{i}P_j$ sont connus dans le repère image R_i. La transformation ${}^{i}T_{pg}$ est déterminée par une relation entre les points ${}^{i}P_j$ de la base de données images et les points ${}^{pg}P_j$ mesurés avec la sonde (32).

On utilise comme précédemment le repère intermédiaire R_{m2} fixe par rapport aux repères R_{pg} et R_{pc}.

On obtient alors une transformation "grossière" $({}^{i}T_{m2})_g$ qui permet d'obtenir une précision de l'ordre de quelques millimètres, insuffisante pour un usage clinique.

La deuxième étape consiste à définir un repère patient corrigé R_{pc} en pointant une pluralité de points remarquables se trouvant à proximité de la zone d'intervention, à l'aide de la sonde (32).

Cette opération permet de mettre en correspondance deux surfaces :

- la surface réelle du patient, définie par l'acquisition faite avec la sonde ${}^{pr}S({}^{pr}P_j)$ avec $n \geq j \geq 4$, la résolution étant d'autant meilleure que n est grand ;
- la surface ${}^{i}S$ liée à l'image du patient la plus proche de la surface réelle définie dans le repère image, et utilisant la transformation grossière $({}^{i}T_{m2})_g$ en ne sélectionnant à cet effet qu'une partie de la banque de données images. ${}^{pr}S\{{}^{pr}P_j\}$ avec $n \geq j \geq 4$

On a alors la relation suivante:

${}^{m2}P_j = {}^{m2}T_c(t)\,{}^{c}T_{pr}(t)\,{}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}}$

avec ${}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}} = {}^{pr}P_j$

et on détermine alors ${}^{i}T_{m2}$ par la méthode des moindres carrés :

$$\text{Min} \sum \left| \left({}^{i}S\{P_j\} - {}^{i}T_{m2}\,{}^{m2}S\{{}^{m2}P_j\} \right)^2 \right| \quad \text{avec } n \geq j \geq 4$$

<u>Etape 2 : Mise en concordance entre le repère outil et le repère fixe</u>

L'étape suivante de la mise en concordance des référentiels consiste à calculer la matrice ${}^{c}T_{o}$ de passage entre le repère outil et le repère fixe.

• La transformation ${}^{m1}T_{o}$ donnant la relation entre le repère outil R_o et le repère fixe Rm_1 est connu par construction.

Les coordonnées d'un point ${}^{o}P$ dans le repère R_o peuvent être exprimées dans le repère R_{m1} par la relation :

$$ {}^{m1}P = {}^{m1}T_{o}\,{}^{o}P $$

• La transformation ${}^{c}T_{m1}$ donnant la relation entre le repère fixe Rm_1 et le repère R_c est connu en temps réel par mesure infrarouge. Les coordonnées d'un point ${}^{m1}P$ dans le repère R_{m1} peuvent être exprimées dans le repère R_c par la relation :

$$ {}^{c}P = {}^{c}T_{m1}(t)\,{}^{m1}P $$

Les coordonnées d'un point ${}^{o}P$ lié à l'outil peuvent donc être exprimés en temps réel dans le repère fixe de mesure R_c par la relation :

$$ {}^{c}P = {}^{c}T_{m1}(t)\,{}^{m1}T_{o}\,{}^{o}P $$

Le repère R_o étant défini par le trièdre (21), on obtient ainsi la relation en temps réel entre le repère outil R_o et le repère caméra R_c.

<u>Résolution des équations permettant de calculer les matrices de transformation</u>

Le repère fixe R_{m1} est défini par au moins 4 points non coplanaires ${}^{m1}P_1$ à ${}^{m1}P_4$.

Les caméras (3 à 5) détectent ces quatre points dans le référentiel caméras, dans lequel leurs coordonnées sont ${}^{c}P_1$ à ${}^{c}P_4$.

On cherche la relation ${}^{c}T_{m1}$ telle que :

${}^{c}P_{j} = {}^{c}T_{m1}\,{}^{m1}P_{j}$, où j = 1 à 4

Théoriquement, $\left|\left|{}^{c}P_{j} - {}^{c}T_{m1}\,{}^{m1}P_{j}\right|\right| = 0$

On cherche donc ${}^{c}T_{m1}$ qui minimise les erreurs, d'où :

$$\text{Minimum} \left(\sum_{j=1}^{4} \left| \left| ({}^{c}P_j - {}^{c}T_{m1}\,{}^{m1}P_j)2 \right| \right| \right)$$

Le minimum est déterminé par dérivation.

${}^{c}T_{m1}$ est une matrice 4x4 homogène avec 12 éléments remarquables

$$C_{Tm1} = \left|\begin{array}{cccc} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} \\ T_{11} & T_{22} & T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & T_{34} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array}\right|$$

On dérive la relation

$$S = \sum_{j=1}^{4} \left| \left| ({}^{c}P_j - {}^{c}T_{m1}\,{}^{m1}P_j) \right| \right| 2$$

$$\frac{\delta s}{\delta T(k,1)} = 0$$

et on obtient un système de 3x4 = 12 équations à 12 inconnues

pour k = 1 à 3 : k étant l'indice de ligne

pour 1 = 1 à 4, 1 étant l'indice de colonne

$$S = \sum_{j=1}^{4} \left[\sum_{p=1}^{3} \left({}^{c}P_{j(p)} - \sum_{q=1}^{4} {}^{c}T_{m1(p,q)}\,{}^{m1}P_{j(q)} \right)^2 \right]$$

Comme $\frac{\delta s}{\delta T(k,1)} = 0$, on en déduit les relations suivantes :

$$\sum_{j=1}^{4}\left[\sum_{p=1}^{3}\frac{\delta s}{\delta T(k,l)}\left[{}^{c}P_{j(p)}-\sum_{q=1}^{4}{}^{c}T_{ml(p,q)}\,{}^{ml}P_{j(q)}\right]^{2)}\right]=0$$

et

$$\sum_{j=1}^{4}\left[{}^{c}T_{ml(k,\,l)}\,{}^{ml}P_{j(l)}\left({}^{c}P_{j(k)}-\sum_{q=1}^{4}{}^{c}T_{ml(k,q)}\,{}^{ml}P_{j(q)}\right)\right]=0$$

Dans cette équation, on a: $T_{k,l}$

T_{kl}

T_{k2}

T_{k3}

T_{k4}

Le système d'équation obtenu par

$$\frac{\delta s}{\delta T(k,l)}=0 \text{ avec } k=1 \text{ à } 3 \text{ et } l=1 \text{ à } 4$$

se décompose en 3 sous-systèmes indépendants

$$\frac{\delta s}{\delta T(1,l)}=0$$

$$\frac{\delta s}{\delta T(2,l)}=0$$

$$\frac{\delta s}{\delta T(3,l)}=0$$

La résolution de ce système d'équation est réalisée par un algorithme connu par le calculateur de l'installation selon l'invention, qui ne sera pas exposé plus en détail dans le cadre de la présente description, l'Homme du métier étant en mesure de mettre en oeuvre les solutions informatiques adaptées.

Etape 3 : Mise en concordance entre le repère image et le repère caméra.

L'étape suivante de la mise en concordance des référentiels consiste à calculer en temps réel la matrice ${}^{m2}T_i(t)$ de passage entre le repère Rm_2 lié au patient, avec le repère image R_i.

- La transformation ${}^{c}T_{pr}$ donnant la relation entre le repère R_{pr} de la sonde (32) et le repère caméra Rc est connu en temps réel par mesure infrarouge.

Les coordonnées d'un point ${}^{pr}P$ dans le repère R_{pr} peuvent être exprimées dans le repère R_c par la relation :

$${}^{c}P = {}^{c}T_{pr(t)}{}^{pr}P.$$

- La transformation ${}^{c}T_{m2}$ donnant la relation entre le repère fixe Rm_2 et le repère R_c est connu en temps réel par mesure infrarouge. Les coordonnées d'un point ${}^{m2}P$ dans le repère R_{m2} peuvent être exprimées dans le repère R_c par la relation :

${}^{c}P = {}^{c}T_{m2}(t){}^{m2}P$ où ${}^{c}T_{m2}(t)$ est déterminée de manière analogue à ${}^{c}T_{m1}(t)$.

- Les coordonnées de l'extrémité de la sonde (32) ${}^{c}P_{\text{extrémité sonde}}$ sont connues dans le repère R_{pr} par construction.

Elles peuvent être exprimées par la relation:

$${}^{c}P_{\text{extrémité sonde}} = {}^{c}T_{pr}(t){}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}}$$

Elles peuvent donc être exprimées dans le repère R_{m2}par la relation :

$${}^{m2}P_{\text{extrémité sonde}} = {}^{m2}T_{c}{}^{c}T_{pr}(t){}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}}$$

Etape 4 : Mise en concordance entre le repère image et le repère outil.

L'étape finale de la mise en concordance consiste à déterminer la relation entre le repère R_o repère image R_i.

On connaît pour cela :

- Etape 2 : la position de l'outil dans le repère des caméras par les transformation ${}^{m1}T_{o}$ (connue par construction) et ${}^{c}T_{m1(t)}$ (déterminée en temps réel par mesure infrarouge) ;
- Etape 3 : la corrélation entre le repère fixe R_{m2} et le repère image R_i par la transformation ${}^{i}T_{m2}$, déterminée lors de la mise en correspondance.
- la position du repère R_{m2} par rapport au repère fixe R_c par la transformation ${}^{m2}T_{c(t)}$ qui est l'inverse de ${}^{c}T_{m2(t)}$, déterminée en temps réel par mesure infrarouge.

On obtient donc la transformation

$${}^{i}T_{o(t)} = {}^{i}T_{m2}{}^{m2}T_{c(t)}{}^{c}T_{m1(t)}{}^{m1}T_{0}$$

permettant d'afficher en temps réel la coupe correspondant au point d'intérêt.

On obtient également la transformation ${}^{o}T_{i(t)}$, inverse de ${}^{i}T_{o(t)}$ permettant d'asservir l'outil en temps réel par rapport à une cible définie dans la base de données images.

L'invention est décrite dans ce qui précède à titre d'exemple non limitatif. Il est bien entendu que l'Homme de Métier sera à même de proposer diverses variantes sans pour autant sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur, du type comportant un support d'outils articulé dont l'une des extrémités est solidaire d'un référentiel fixe R_C, ledit système comportant des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C, ainsi qu'une base de données Image dans laquelle sont enregistrées les images provenant d'un système d'imagerie dans le référentiel de l'image R_i, caractérisé en ce qu'il comporte au moins deux capteurs solidaires du référentiel fixe R_C délivrant un signal électrique fonction de la position du référentiel du patient R_p dans le référentiel fixe R_C, et un calculateur pour la mise en correspondance du référentiel de l'outil R_O avec le référentiel du patient R_p et le référentiel de l'image R_i en fonction des informations provenant du capteur bidimensionnel, des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C et des informations provenant de la base d'images, ledit calculateur délivrant un signal pour la visualisation de la position de l'outil dans le référentiel de l'image R_i sur un écran de contrôle, et pour commander la position et les déplacements de l'outil en fonction de signaux de commande provenant d'un boîtier de contrôle.

2 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur selon la revendication 1 caractérisée en ce que les capteurs bidimensionnels sont constitués par au moins deux caméras d'acquisition solidaires du référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur champs d'observation contiennent la zone d'intervention chirurgicale.

3 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur selon la revendication 1 ou selon la revendication 2 caractérisée en ce que les moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C sont constitués par au moins deux caméras d'acquisition solidaires du référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur champs d'observation contiennent l'espace de mobilité de l'outil.

4 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce qu'elle comporte un trièdre géométriquement défini, présentant au moins quatre sources lumineuses ponctuelles non coplanaires solidaire de l'outil, l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans les champs de vision des caméras d'acquisition.

5 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisée en ce qu'elle comporte un trièdre géométriquement défini, présentant au moins quatre sources lumineuses ponctuelles non coplanaires solidaire de du patient, l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans le champs de vision des caméras d'acquisition, pendant la totalité de la phase opératoire.

6 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur selon la revendication 1 caractérisée en ce qu'elle comporte en outre une sonde (32) présentant une extrémité de pointage (35) et au moins deux points lumineux (33, 34)

dont les positions par rapport à l'extrémité de pointage (35) sont déterminée géométriquement.

7 - Procédé de visualisation de la position d'un outil de microchurgie par rapport à une image préenregistrée caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :

- détermination de la position de l'outil dans le repère R_c de la caméra par les transformation ${}^{m1}T_{o}$ connue par construction et ${}^{c}T_{m1(t)}$, déterminée en temps réel par mesure optique ;

- détermination de la matrice ${}^{i}T_{m2}$ de passage entre le repère fixe R_{m2} et le repère image R_i ;

- détermination de la position du repère R_{m2} par rapport au repère fixe R_c par la transformation ${}^{m2}T_{c(t)}$ déterminée en temps réel par mesure optique ;

- calcul de la transformation

$${}^{i}T_{o(t)} = {}^{i}T_{m2}{}^{m2}T_{c(t)}{}^{c}T_{m1(t)}{}^{m1}T_{0}$$

permettant d'afficher en temps réel la coupe correspondant au point d'intérêt.

8 - Procédé d'asservissement d'un outil de microchurgie par rapport à une base de données images caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :

- détermination de la position de l'outil dans le repère R_c de la caméra par les transformations ${}^{m1}T_{o}$ connue par construction et ${}^{c}T_{m1(t)}$, déterminée en temps réel par mesure optique ;

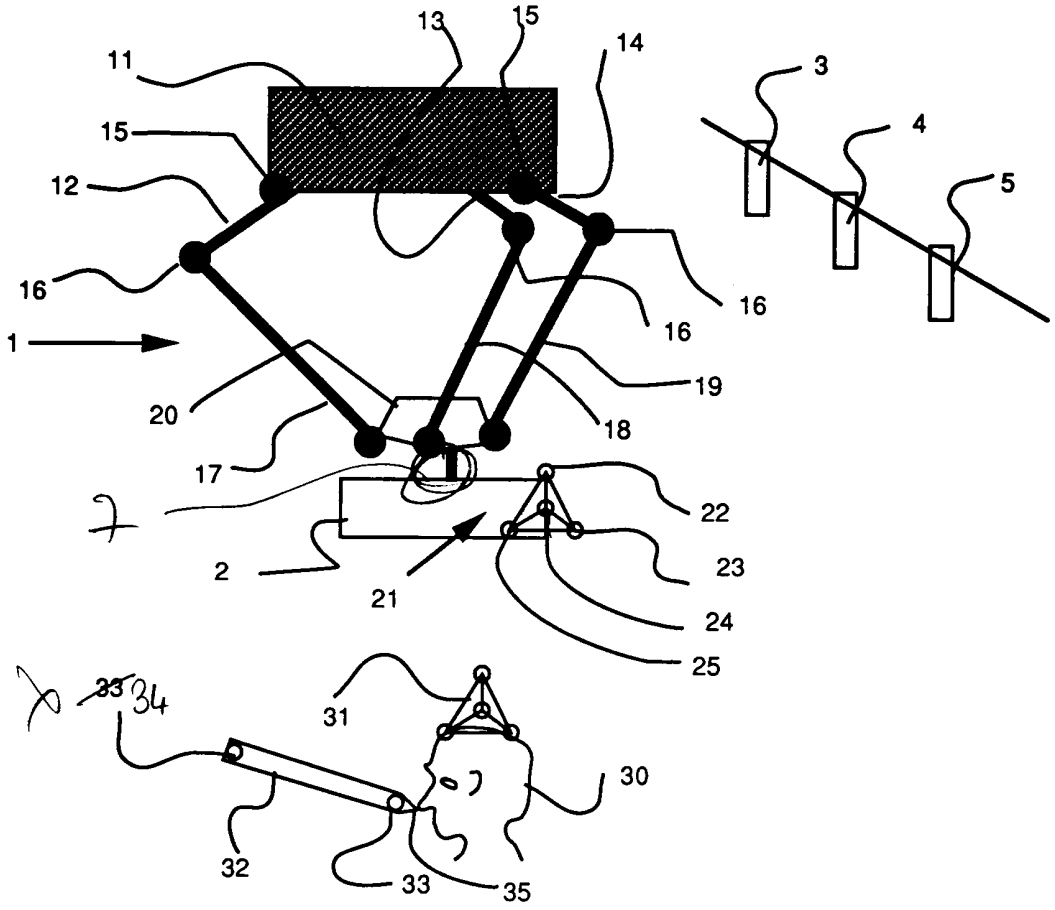
- détermination de la matrice ${}^{i}T_{m2}$ de passage entre le repère fixe R_{m2} et le repère image R_i ;

- détermination de la position du repère R_{m2} par rapport au repère fixe R_c par la transformation ${}^{m2}T_{c(t)}$ déterminée en temps réel par mesure optique ;

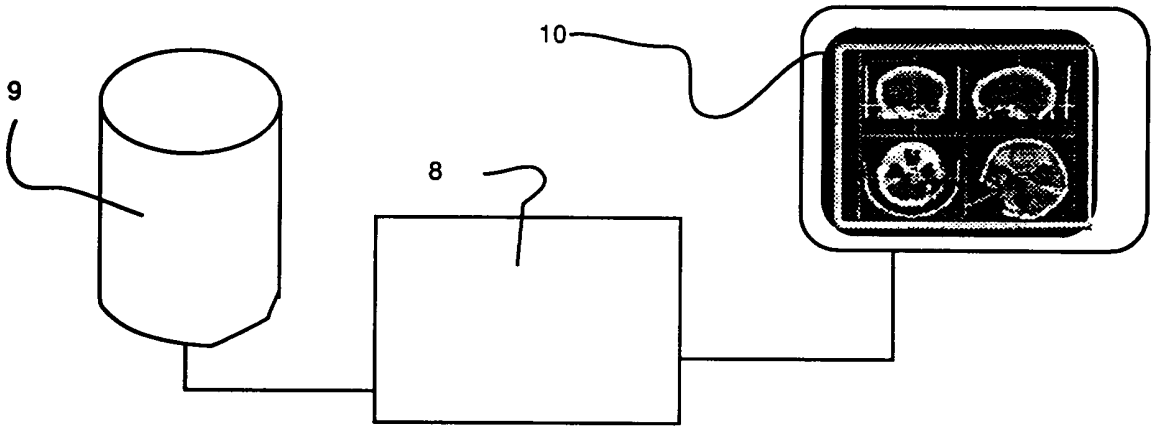
- calcul de la transformation

$${}^{i}T_{o(t)} = {}^{i}T_{m2}{}^{m2}T_{c(t)}{}^{c}T_{m1(t)}{}^{m1}T_{0}$$

- calcul de la transformation ${}^{o}T_{i(t)}$, inverse de ${}^{i}T_{o(t)}$ permettant d'asservir l'outil en temps réel par rapport à une cible définie dans la base de données images.


13
15
14
11
3
15
4
12
5
16
16
16
1
19
20
18
17
22
7
2
23
21
24
25

33
34
31
30
32
33
35


10
9
8

REPUBLIQUE FRANÇAISE

2709656

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE PRELIMINAIRE

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

N° d'enregistrement national

FA 489723
FR 9310624

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	WO-A-91 04711 (DIADIX) * page 6, ligne 29 - ligne 31 * * page 10, ligne 22 - page 12, ligne 13; figures 1-3 *	1-3,5
A		4,7,8

X	WO-A-92 06644 (ACCURAY INCORPORATED) * page 16, ligne 9 - page 17, ligne 12; figure 3 *	1-3
Y		5
A		7,8

Y	US-A-4 945 914 (ALLEN) * abrégé; figure 7 *	5
A		1

DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.5)
A61B

Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
3 Juin 1994	Roland, A

CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

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

EPO FORM 1503 03.82 (P04C13)