

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
COURBEVOIE

(11) Nº de publication : 3 068 880  
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)  
(21) Nº d'enregistrement national : 17 00740  
(51) Int Cl<sup>8</sup> : A 61 B 6/00 (2018.01)

(12)

## BREVET D'INVENTION

B1

(54) PROCÈDE ET SYSTÈME DE CALIBRATION EN LIGNE D'UN DISPOSITIF MEDICAL A RAYONS X.

(22) Date de dépôt : 11.07.17.

(30) Priorité :

(43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 18.01.19 Bulletin 19/03.

(45) Date de la mise à disposition du public du brevet d'invention : 28.02.25 Bulletin 25/09.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche :

*Se reporter à la fin du présent fascicule*

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

Demande(s) d'extension :

(71) Demandeur(s) : THALES Société anonyme — FR.

(72) Inventeur(s) : BERNARD GUILLAUME et GORGES SEBASTIEN.

(73) Titulaire(s) : THALES Société anonyme.

(74) Mandataire(s) : ATOUT PI LAPLACE.

FR 3 068 880 - B1



**PROCEDE ET SYSTEME DE CALIBRATION EN LIGNE D'UN DISPOSITIF MEDICAL A  
RAYONS X**

L'invention concerne notamment un procédé et un système de calibration en ligne d'un dispositif médical à rayons X et plus particulièrement les systèmes de radiologie utilisés pour la chirurgie ou la radiologie interventionnelle comme les arceaux mobiles chirurgicaux. Elle est notamment utilisée pour calibrer en ligne des appareils dits en arceau.

Il est courant d'utiliser un système de radiologie interventionnel mobile pour effectuer des procédures chirurgicales ou interventionnelles. Ces systèmes, aussi appelés mobiles C-arm (arceaux chirurgicaux ou amplificateur de bloc) permettent au chirurgien d'acquérir des images rayons X durant l'intervention et de contrôler en temps réel le positionnement des outils (cathéter, aiguille, prothèse, etc.) de manière minimalement invasive.

La plupart de ces systèmes permettent d'obtenir des images en deux dimensions avec un flux d'image vidéo jusqu'à trente images par seconde. Ces systèmes comprennent généralement une source de rayons X et un détecteur d'images monté aux deux extrémités d'un bras en C, entre lesquelles est positionné un objet dont on souhaite réaliser l'image. Les images acquises par le détecteur sont le résultat d'une projection de l'objet dans le plan du détecteur.

Le praticien utilise ensuite ces images en deux dimensions 2D pour effectuer, en temps réel, une reconstruction mentale de la morphologie du patient, lui permettant de positionner en temps réel l'instrument utilisé par rapport à une zone à opérer. Il effectue également et mentalement la réorientation dans l'espace de la scène complète (patient + instruments chirurgicaux) afin de contrôler de manière précise son geste.

Plus récemment, des systèmes sophistiqués ont fait leur apparition. Ils permettent d'acquérir une image 3D de l'instrument chirurgical pendant l'intervention. Le système effectue une rotation autour du patient dans le but d'obtenir un ensemble d'images en 2D. Ces images 2D sont

ensuite traitées par un algorithme de reconstruction d'images permettant l'obtention d'une image volumique en 3D. L'algorithme de reconstruction a besoin de connaître la géométrie exacte du C-arm, à savoir, la position du détecteur et du tube à rayons X par rapport au patient ou à un objet, pour chaque image 2D exploitée. Les systèmes actuels proposent d'effectuer une calibration « hors ligne », en utilisant par exemple une mire de calibration 3D pour déterminer les matrices de projection. Cette calibration « hors ligne » est effectuée pendant les phases de maintenance préventive que subit le système, par exemple tous les six mois ou tous les ans.

La demande de brevet EP3141187 concerne une mire de calibration pour calibrer géométriquement un dispositif d'imagerie par rayons X destiné à générer des images tridimensionnelles d'un objet par reconstruction à partir de projections bidimensionnelles dudit objet. La mire de calibration comprend un support volumique muni de marqueurs à absorption radiologique contrastée par rapport au support volumique, les marqueurs étant répartis selon une figure tridimensionnelle. Les marqueurs sont répartis en sous-ensembles de marqueurs distribués selon des droites respectives sensiblement parallèles de façon que des séquences de birapports puissent être construites à partir des sous-ensembles de marqueurs respectifs. Chaque séquence de birapports comprend un unique birapport pour chaque quadruplet de marqueurs dans lequel les marqueurs sont ordonnés selon un ordre dépendant des numéros d'ordre des marqueurs respectifs le long de la droite selon laquelle ils sont alignés, selon un premier sens prédéfini, ledit ordre étant commun à tous les birapports.

Une technique de calibration connue de l'art antérieur utilise par exemple des marqueurs positionnés sur un fantôme qui servent de repères dans l'espace. La position des marqueurs dans l'espace étant connue, il est possible de déduire la géométrie de l'acquisition pour chaque projection par inversion d'un système d'équations dérivé de la position des marqueurs sur les images projetées.

Les systèmes connus de l'art antérieur supposent que l'acquisition rotationnelle est suffisamment répétable pour que la géométrie déterminée « hors ligne » soit applicable sur les images acquises en temps réel pendant l'intervention. La mécanique des systèmes a donc dû être améliorée afin de rendre stable l'arceau pendant l'acquisition rotationnelle des images 2D (réduction de jeux mécaniques, pièces plus rigides, ...). Ces systèmes sont peu répandus car leur coût est élevé du fait des modifications mécaniques devant être apportées. De plus, il n'est pas trivial pour les fabricants du dispositif de type C-arm d'implémenter ces modifications.

Certaines solutions connues de l'art antérieur proposent d'effectuer « en ligne » une calibration avec une méthode basée sur des capteurs directement intégrés sur le dispositif et sans faire appel à de l'analyse d'images contenant des marqueurs radio-opaques.

Une première solution utilise un simple capteur inertiel trois axes positionné sur le détecteur ou sur la source de rayons. Une telle méthode est décrite dans le document de Grzeda Victor et al, intitulé «C-arm rotation encoding with accelerometer », International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2010, 5(4), pp : 385-391.

Une seconde solution utilise deux centrales à inertie six axes et deux télémètres laser, comme par exemple, dans le document de Amiri Shahram, Wilson David R., intitulé « A low-cost tracked C-arm (TC-arm) upgrade system for versatile quantitative intraoperative imaging », International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 9(4), pp :695-711, 2014.

Dans le cas d'utilisation demandant une très grande précision, par exemple dans le domaine de la chirurgie, ces méthodes ne sont pas optimales. En effet, la précision atteinte n'est pas compatible avec la qualité de reconstruction 3D souhaitée.

Dans le document de Amiri Sharham, avec un seul accéléromètre à trois axes, la précision de relocalisation ne dépasse pas un degré de précision et ce, malgré une calibration précise du dispositif.

Avec un dispositif comprenant deux centrales à inertie six axes et deux télémètres laser, document de Grzeda Victor, les précisions obtenues sont de l'ordre de :

- 5        • 1,5 mm +/- 1,2 mm de précision pour la localisation de l'isocentre du système,
- 2,3 mm +/- 1,1 mm de précision pour le recalage 2D-3D,
  - 4,4 mm +/- 1,9 mm de précision de localisation de marqueurs dans la scène reconstruite.

Ces valeurs de précisions sont nettement en dessous des valeurs  
10      de précision requises pour des applications précises et minutieuses, notamment dans des applications chirurgicales, ou dans d'autres domaines requérant de la précision, par exemple en métrologie de pièces en fin de fabrication.

L'idée de la présente invention concerne une méthode et un  
15      système de calibration permettant d'estimer la géométrie en ligne d'un dispositif, en cours de fonctionnement. La calibration se fera pendant l'acquisition rotationnelle du dispositif afin de ne pas contraindre les procédures de maniement du dispositif et, en particulier, de ne pas requérir à des calibrations a priori (hors ligne) lourdes et contraignantes. L'invention  
20      trouve notamment son application dans le domaine des opérations chirurgicales, de manière plus large à une utilisation clinique, non-contraignante et avec un temps d'exécution rapide.

Dans la description, les termes « appareil » et « dispositif » désignent un même objet.

25        L'expression « géométrie » de système désigne l'ensemble des neuf paramètres intrinsèques (caractérisation du couple source RX/détecteur) et extrinsèques (caractérisation de la géométrie du couple patient//couple RX/détecteur).

30        L'invention concerne un système de calibration d'un dispositif D comprenant au moins une source de rayonnement et un détecteur, la source de rayonnement et le détecteur étant montés sur au moins un support en

mouvement, le support en mouvement étant lié à une base via au moins un axe de rotation caractérisé en ce qu'il comporte au moins les éléments suivants :

- Au moins un premier capteur disposé à proximité de la source de rayonnement et au moins un deuxième capteur disposé à proximité du détecteur, les deux premier et deuxième capteurs étant adaptés à mesurer une position Ps de la source et une position Pd du détecteur,
- Un module de synchronisation adapté à déclencher de manière synchrone la mesure des positions et de l'acquisition des images,
- Un module de traitement des positions mesurées, ledit module de traitement comprenant une entrée recevant un modèle M de fonctionnement du dispositif et un algorithme de fusion des données prenant en compte au moins les deux positions mesurées Ps, Pd, et le modèle M pour estimer une valeur de position précise pour la source et pour le détecteur.

Les capteurs adaptés à mesurer la position sont, par exemple, des capteurs inertiels distribués, par exemple, le long du support entre la source de rayonnement et le détecteur.

Le système peut comporter trois capteurs inertiels, deux des capteurs inertiels étant positionnés à chaque extrémité du support en mouvement et le troisième capteur à mi-chemin entre les deux extrémités.

Le système peut comporter un encodeur pour mesurer le mouvement du bras. Il peut aussi comporter N encodeurs, avec N supérieur ou égal à 1, ledit encodeur étant adapté à mesurer une position Pa angulaire du mouvement du bras, le nombre N étant égal au nombre de degrés de liberté du système.

Le système est par exemple équipé d'un algorithme de Kalman ou de Kalman étendu pour fusionner les données.

Le support en mouvement est un bras en forme de C.

L'invention concerne aussi un procédé pour calibrer un dispositif médical D comprenant au moins une source de rayonnement et un détecteur

associés à au moins un support en mouvement caractérisé en ce qu'il comporte au moins les étapes suivantes :

- Déclencher un ensemble de mesures de positions à un instant t et simultanément :
- 5        • Mesurer au moins une première valeur de position Ps pour la source et une deuxième valeur de position Pd pour le détecteur, par rapport à un point de référence, en utilisant au moins deux capteurs adaptés à mesurer les valeurs de position,
- Transmettre ces informations, ainsi qu'un modèle M de fonctionnement
- 10      du dispositif D à une étape de fusion des données afin de déterminer une valeur de position exacte pour la source et une valeur de position exacte du détecteur.

L'étape de fusion de l'ensemble des données est par exemple réalisée en utilisant un filtre de Kalman ou de Kalman étendu.

15       L'étape de fusion comprend la fusion des mesures données par les capteurs inertIELS avec la mesure de N encodeurs, avec N supérieur ou égal à 1, ledit encodeur étant adapté à mesurer une position Pa, le nombre N étant égal au nombre de degrés de liberté du système.

20       On utilise, par exemple, un capteur optoélectronique pour mesurer les déformations mécaniques du bras, ou un ou plusieurs réseaux de Bragg ou interféromètres pour déterminer une déformation du support en mouvement.

25       Pour mesurer la déformation mécanique du support on utilise un dispositif choisi parmi la liste suivante : un ou plusieurs interféromètres ou télémètres lasers, un ou plusieurs capteurs RFIP/Ultrason.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront mieux à la lecture de la description d'exemples de réalisation annexée des figures qui représentent :

- Figure 1, une représentation schématique d'un appareil d'imagerie du type à bras en C, ou C-arm,
- Figure 2, un schéma d'un module de traitement des données, et

- Figure 3, un synoptique des étapes mises en œuvre lors de la calibration selon l'invention.

Afin de mieux faire comprendre l'objet de la présente invention, l'exemple qui suit est donné à titre illustratif pour un dispositif de type C-arm 5 utilisé dans le domaine chirurgical. Sans sortir du cadre de l'invention, l'invention pourrait être mise en œuvre dans tout dispositif comprenant au moins une source de rayonnement et un détecteur, la source et le détecteur étant montés sur un ou plusieurs supports en mouvement, le dispositif étant calibré en ligne (en cours du fonctionnement du dispositif) pour optimiser les 10 résultats de mesure.

Sur la figure 1, le dispositif D représenté comprend une base 1 sur laquelle est montée un bras en forme de « C », 2. Le bras en « C » supporte à une première extrémité 2<sub>1</sub> une source de rayonnement 3 constituée par exemple d'un tube à rayons X et à une deuxième extrémité 2<sub>2</sub> un détecteur 15 de rayons X, 4, qui fournit une image 2D. Le bras en « C » est positionné dans une glissière en forme d'arc creux 6 dans lequel il glisse selon un mouvement de rotation « orbitale » R1, dont l'axe A1 est le centre d'un cercle représenté en partie par le bras en arceau. La glissière est fixée à la base 1 via une pièce de maintien 8 et d'un bras 7 permettant d'assurer un deuxième 20 mouvement de rotation « angulaire » R2 selon un deuxième axe A2.

Pour la calibration en ligne de l'appareil, le dispositif comprend un premier capteur tel qu'un capteur inertiel 21c disposé à proximité de la source 3 et au moins un deuxième capteur tel qu'un capteur inertiel 22c disposé à proximité du détecteur 4. Les deux capteurs de position 21c, 22c 25 sont adaptés à mesurer la position Ps de la source et la position Pd du détecteur selon des principes connus de l'homme du métier.

Le capteur adapté à mesurer la position peut être, un capteur inertiel, un capteur ultrason, un capteur optique, un encodeur ou tout autre dispositif connu de l'homme du métier et qui assure la fonction de mesure de 30 position.

Le dispositif peut aussi comporter un capteur de type encodeur 20 adapté à mesurer la position angulaire Pa du mouvement orbital du bras en C à un instant t donné. L'utilisation d'un encodeur permet une mesure plus simple et plus fiable. Certains types de capteurs seront donnés à titre 5 d'exemples plus loin dans la description.

Afin d'effectuer les mesures, le dispositif est relié à un module de pilotage et de traitement des données 10 (figure 2) comprenant les éléments suivants : un module de synchronisation 23 permettant de déclencher des mesures de manière synchrone au niveau des capteurs équipant le bras, un 10 processeur 24 exécutant les étapes du procédé selon l'invention, un module de traitement 25 des positions mesurées.

Le module de synchronisation 23 permet d'horodater simultanément les acquisitions d'images et les mesures Ps, Pd, Pa des capteurs inertIELS et de l'encodeur équipant les bras. Les résultats de mesure 15 se présentent par exemple sous la forme d'un tableau ou d'une base de données contenant pour un instant ti donné, une acquisition d'images 2D et trois positions Ps, Pd, Pa.

Selon la figure 2, le module de traitement comprend une entrée 25e recevant un modèle de fonctionnement 26 de l'appareil et un algorithme 20 de fusion de données 27, de type Kalman par exemple ou de type Kalman étendu, prenant en compte au moins les trois positions mesurées Ps, Pd, Pa (mesures des deux capteurs inertIELS et de l'encodeur), 28, et le modèle de fonctionnement de l'appareil 26 pour en déduire une matrice de projection qui sera transmise via une sortie 25s du module de traitement à un module 25 de reconstruction.

Le nombre d'encodeurs utilisés est choisi, par exemple, en fonction du nombre de degrés de liberté (rotation-translation) de l'appareil. Les encodeurs ont notamment pour fonction de déterminer avec une faible précision, mais de manière stable, la position absolue de l'appareil par 30 rapport à un référentiel lié à la base de l'appareil (coordonnées de l'appareil du C-arm sur lequel sont fixés les roulettes ou point de référence par

exemple), et ainsi de connaître une première approximation des paramètres intrinsèques et extrinsèques ou encore la matrice de projection  $4 \times 3$  3D/2D associée qui sera utilisée selon des techniques connues d'un homme du métier pour reconstruire une image en 3D.

5 Pour déterminer la position du bras « C » on utilisera, par exemple, une règle linéaire potentiométrique de positionnement pour le mouvement « orbital » R1, un encodeur à roue codeuse optique pour le mouvement « angulaire » R2 et deux mouvements rectilignes pour les mouvements T1 (« avant/arrière ») et T2 (« haut/bas »), figure 1.

10 Pour le déplacement du bras, ce dernier peut être équipé d'une courroie souple à dents et la glissière 6, support du bras, d'une roue crantée qui entraîne la courroie souple.

La figure 3 représente un organigramme listant l'enchaînement des étapes mises en œuvre par le procédé.

15 Dans l'exemple qui suit, le procédé utilise par exemple l'encodeur 20 pour relever la position du bras en « C » et au moins les deux capteurs inertIELS positionnés au niveau de chacune des extrémités du bras, 300 (figure 3). Les mesures sont effectuées 302 de manière synchrone grâce au module de synchronisation 302 qui transmet un ordre de déclenchement des 20 mesures simultanément vers l'encodeur et les deux capteurs inertIELS.

La mesure Pa réalisée par l'encodeur et les deux mesures Ps, Pd effectuées par les deux capteurs inertIELS 21c, 22c, 302, sont transmises à un module de traitement des données, 303. Dans cet exemple, un filtre de Kalman est utilisé. Le filtre de Kalman, 305, reçoit en entrée un modèle M du fonctionnement de l'appareil, 304, et les trois positions Ps, Pd et Pa issues du module de traitement des données. A partir de la fusion de ces données, le filtre de Kalman estime une position de la source de rayons X et une position précise du détecteur, 306. Les précisions des positions obtenues seront par exemple comprises dans l'intervalle [100  $\mu\text{m}$ -500  $\mu\text{m}$ ]. La matrice de projection 3D/2D sera ensuite calculée à partir des positions précises.

Afin d'augmenter la précision dans la position obtenue, le dispositif peut être équipé d'un réseau de capteurs inertIELS de type MEMs à six ou neuf degrés de liberté placés à des positions choisies. Du fait de leur faible coût et de leur simplicité de mise en œuvre, le nombre de capteurs inertIELS 5 peut être important.

Par exemple, une solution consiste à positionner des capteurs inertIELS de la manière suivante :

- Un premier capteur inertIEL de référence lié au référentiel système,
- Un capteur inertIEL sur le point de rotation du bras « C » (au niveau du 10 couplage mécanique pour faire le mouvement orbital),
- Un capteur inertIEL sur le point milieu du bras « C », ou répartis sur tout le long du bras,
- Trois ou quatre capteurs inertIELS au niveau du détecteur et de la source Rx fixés aux deux extrémités du bras « C ».

Le capteur 22c est, par exemple, un capteur inertIEL à six degrés de liberté minimum : trois accéléromètres et trois gyromètres, le capteur 21c est un capteur inertIEL à trois degrés de liberté minimum : trois accéléromètres.

Sur la figure 1, un troisième capteur inertIEL 23c est positionné à 20 mi-chemin entre les deux capteurs inertIELS 21c, 22c.

Selon une variante de réalisation, comme il est décrit ci-après, le filtre de Kalman peut aussi recevoir des mesures complémentaires, (figure 3, 307), telles que les mesures des déformations du bras en « C », obtenues en utilisant un ou plusieurs réseaux de Bragg non représentés pour des raisons 25 de simplification. Ces réseaux peuvent être positionnés le long du bras en « C » sur les faces ou les arêtes pour mesurer la déformation du bras.

Une autre solution permettant d'augmenter la précision consiste à utiliser un ou plusieurs interféromètres de Mach Zehnder ou de Michelson. Ils permettront de mesurer via une ou plusieurs tiges souples, par exemple non 30 extensibles, non compressibles et placées dans un gaine aménagée le long du bras en « C ».

En fusionnant l'ensemble des données : données de mesures obtenues par les encodeurs, les capteurs inertIELS, les réseaux de Bragg, les interféromètres, l'ensemble des paramètres peut être obtenu avec une meilleure précision.

5 Afin de réduire le nombre de capteurs électroniques de mesure de la déformation dans toutes les directions de l'espace, une variante prévoit de fusionner les données de tous les capteurs avec les résultats de la modélisation des déformations mécaniques du « C ». En effet, en fonction de la conception du « C », il se peut qu'il soit suffisant de ne mesurer qu'un  
10 nombre réduit de déformations tout en conservant une précision suffisante de l'estimation.

Selon une variante de réalisation, l'association de un ou plusieurs télémètres laser permettront de mesurer avec une grande précision, par exemple de l'ordre du micron, les écarts dans les trois dimensions du  
15 déplacement du bras « C » par rapport au mécanisme de rotation du bras « C » sur le mouvement orbital par rapport à sa trajectoire théorique. Une variante est d'utiliser un système à balayage laser qui mesure en temps réel une partie du profil du bras en « C ».

Une autre solution se substituant aux solutions de mesure  
20 optiques (interféromètre, télémètre lasers...) est d'utiliser une combinaison de capteur RFID combiné à des capteurs ultra son pour mesurer les mêmes écarts ; ces solutions basées sur les mesures relatives de « temps de vols » sont moins précises que les mesures optiques mais aussi moins coûteuses et donc mieux adaptées au système final ciblé.

25 Une opération de triangulation à partir des mesures permettra ensuite de mesurer les déplacements de la partie mécanique maintenant le bras « C » et autorisant sa rotation orbitale par rapport au référentiel lié au point de référence de l'appareil. Ce mouvement cumule les déplacements « avant/arrière » et « haut/bas ». Tout autre système de suivi de précision  
30 pourra être utilisé pour cette mesure complémentaire, par exemple, un système optique, un système à balayage laser 2D ou 3D, etc.

Les paramètres extrinsèques, tels qu'ils ont été définis sont relatifs à un référentiel lié au châssis de l'appareil et non à la table sur laquelle se trouve le patient. La transformation entre les deux référentiels pourra se faire sans difficulté par un homme du métier.

- 5 L'invention permet de calibrer le dispositif en ligne, en temps réel, de façon à disposer à tout instant de la position de la source et du détecteur de manière précise. Elle offre la possibilité de déterminer en ligne les paramètres géométriques intrinsèques et extrinsèques d'un C-arm afin d'en déduire de manière précise la matrice de projection 3D/2D qui permet de  
10 réaliser des constructions tomographiques 3D de qualité d'un patient mais également de positionner de manière précise le C-arm en cours d'opération chirurgicale.

## REVENDICATIONS

- 1 – Système de calibration d'un dispositif D comprenant au moins une source de rayonnement (3) et un détecteur (4), la source de rayonnement (3) et le détecteur (4) étant montés sur au moins un support en mouvement (2), le support en mouvement (2) étant lié à une base (1) via au moins un axe de rotation caractérisé en ce qu'il comporte au moins les éléments suivants :
- Au moins un premier capteur (21c) disposé à proximité de la source de rayonnement (3) et au moins un deuxième capteur (22c) disposé à proximité du détecteur (4), les deux premier et deuxième capteurs étant adaptés à mesurer une position Ps de la source et une position Pd du détecteur,
  - Un module de synchronisation (23) adapté à déclencher de manière synchrone la mesure des positions et de l'acquisition des images,
  - Un module de traitement (25) des positions mesurées, ledit module de traitement comprenant une entrée (25e) recevant un modèle M de fonctionnement du dispositif et un algorithme de fusion des données (27) prenant en compte au moins les deux positions mesurées Ps, Pd, et le modèle M pour estimer une valeur de position précise pour la source et pour le détecteur.

2 – Système selon la revendication 1 caractérisé en ce que lesdits capteurs adaptés à mesurer des positions sont des capteurs inertIELS (21c, 22c, 23c).

3 – Système selon la revendication 2 caractérisé en ce que lesdits capteurs inertIELS sont distribués le long du support (2) entre la source de rayonnement (3) et le détecteur (4).

4 – Système selon la revendication 3 caractérisé en ce qu'il comporte au moins trois capteurs inertIELS (21c, 22c, 23c), deux des capteurs inertIELS

étant positionnés à chaque extrémité ( $2_1, 2_2$ ) du support en mouvement (2) et le troisième capteur (23c) à mi-chemin entre les deux extrémités ( $2_1, 2_2$ ).

5 – Système selon l'une des revendications précédentes caractérisé en ce  
5 que le support en mouvement (2) est un bras et en ce qu'il comporte un  
encodeur (20) pour mesurer le mouvement du bras.

6 – Système selon l'une des revendications 1 à 4 caractérisé en ce que le  
support en mouvement (2) est un bras et en ce qu'il comporte N encodeurs  
10 (20), avec N supérieur ou égal à 1, ledit encodeur (20) étant adapté à  
mesurer une position Pa angulaire du mouvement du bras, le nombre N étant  
égal au nombre de degrés de liberté du système.

7 – Système selon l'une des revendications précédentes caractérisé en ce  
15 que l'algorithme de fusion des données est un algorithme de Kalman ou de  
Kalman étendu.

8 – Système selon l'une des revendications précédentes caractérisé en ce  
que le support en mouvement (2) est un bras en forme de C.

20  
9 – Procédé pour calibrer en ligne un dispositif médical D comprenant au  
moins une source de rayonnement (3) et un détecteur (4) associés à au  
moins un support en mouvement (2) caractérisé en ce qu'il comporte au  
moins les étapes suivantes :

25     ○ Déclencher un ensemble de mesures de positions à un instant t et  
         simultanément :  
          ● Mesurer au moins une première valeur de position Ps pour la source  
            et une deuxième valeur de position Pd pour le détecteur, par rapport à  
            un point de référence, en utilisant au moins deux capteurs adaptés à  
30          mesurer une position,

- Transmettre ces informations, ainsi qu'un modèle M de fonctionnement du dispositif D à une étape de fusion des données afin de déterminer une valeur de position exacte pour la source et une valeur de position exacte du détecteur.

5

10 – Procédé selon la revendication 9 caractérisé en ce que l'on utilise un filtre de Kalman ou de Kalman étendu pour fusionner l'ensemble des données.

10 11 – Procédé selon l'une des revendications 9 ou 10 caractérisé en ce qu'il fusionne les mesures données par les capteurs avec la mesure de N encodeurs (20), avec N supérieur ou égal à 1, ledit encodeur (20) étant adapté à mesurer une position Pa, le nombre N étant égal au nombre de degrés de liberté du système.

15

12 – Procédé selon l'une des revendications 9 à 11 caractérisé en ce que l'on utilise des capteurs inertIELS pour mesurer la position.

13 – Procédé selon l'une des revendications 9 à 12 caractérisé en ce que le  
20 support du mouvement (2) est un bras et en ce que l'on utilise un capteur optoélectronique pour mesurer les déformations mécaniques du bras.

14 – Procédé selon la revendication 9 caractérisé en ce que l'on utilise un ou plusieurs réseaux de Bragg ou interféromètres pour déterminer une  
25 déformation du support en mouvement.

15 – Procédé selon l'une des revendications 9 à 12 caractérisé en ce que pour mesurer la déformation mécanique du support (2) on utilise un dispositif choisi parmi la liste suivante : un ou plusieurs interféromètres et télémètres  
30 lasers, un ou plusieurs capteurs RFIP/Ultrason.

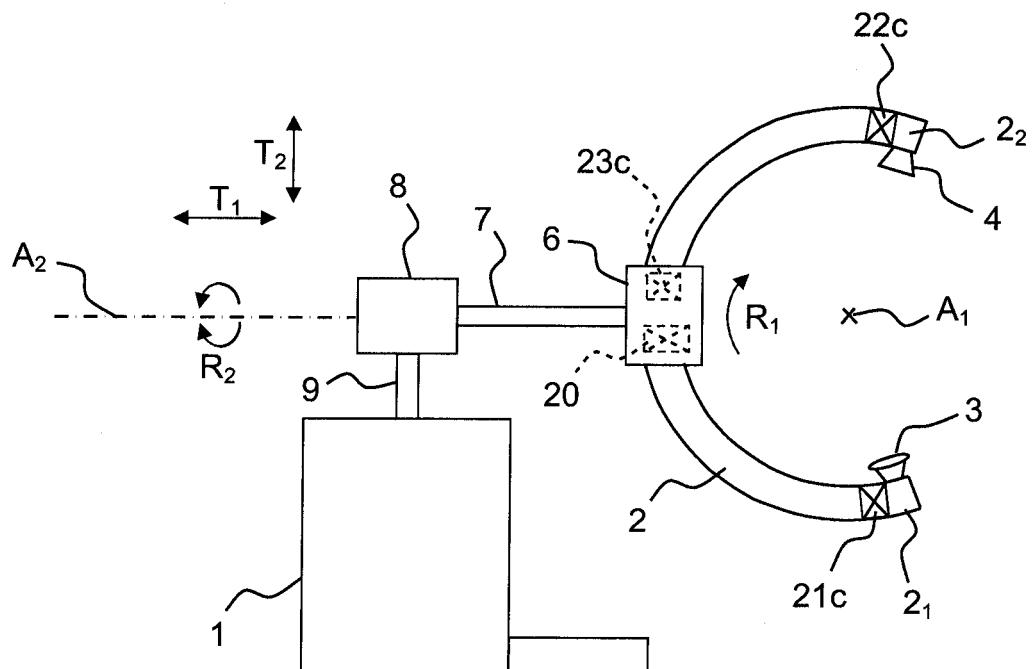


FIG.1

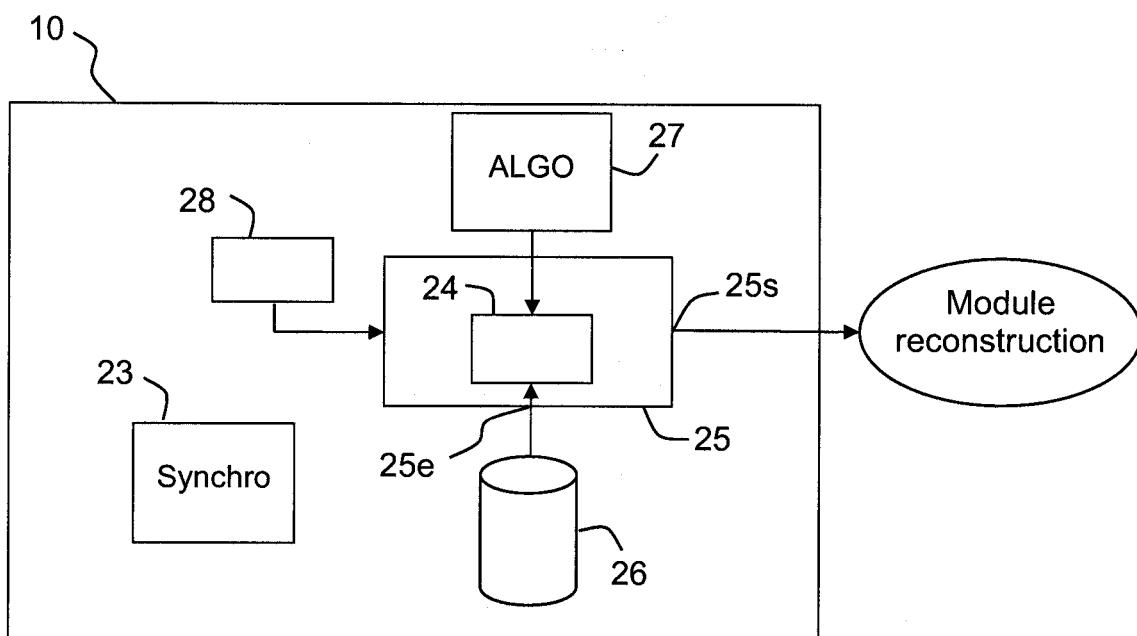


FIG.2

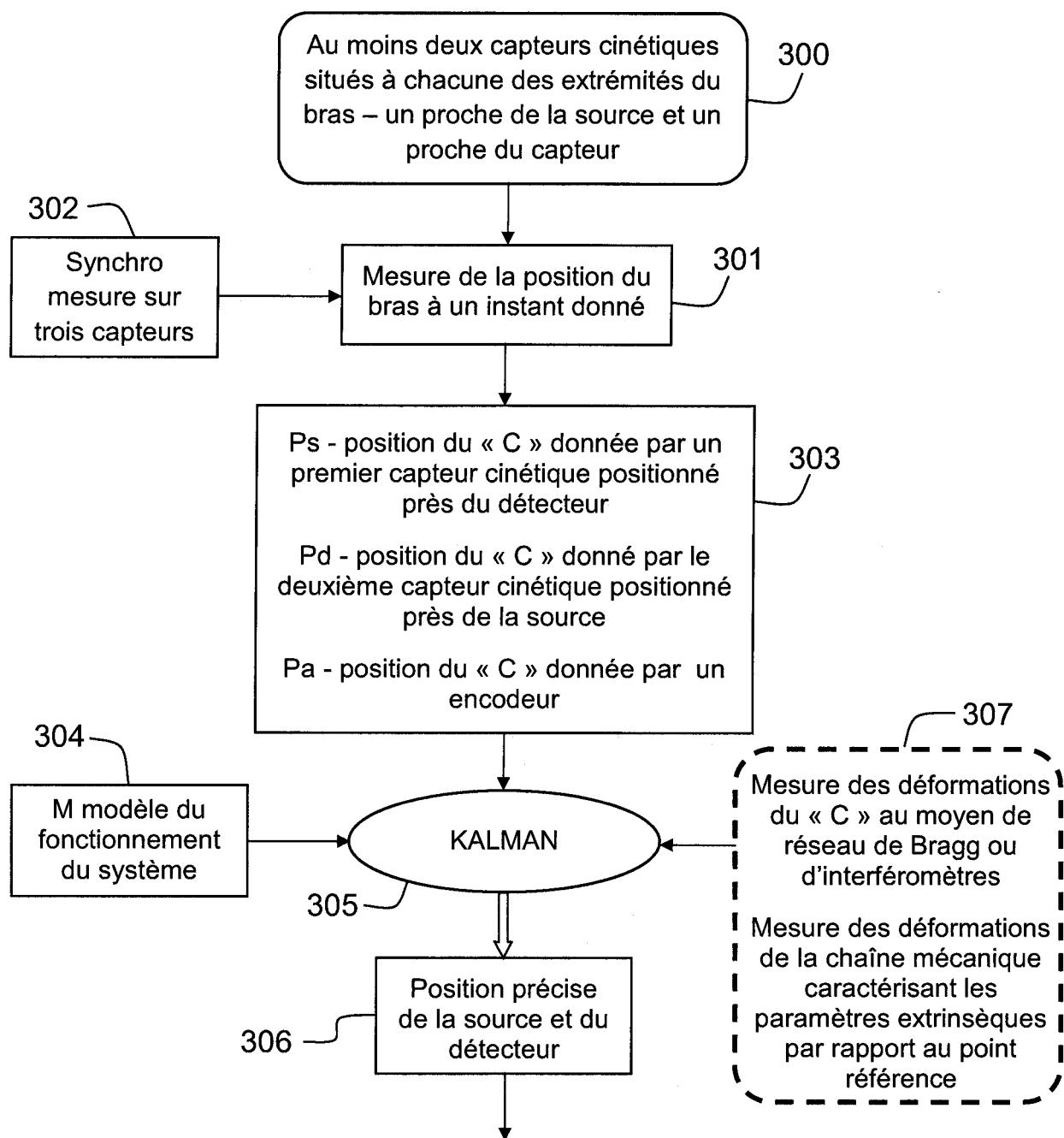


FIG.3

# RAPPORT DE RECHERCHE

articles L.612-14, L.612-53 à 69 du code de la propriété intellectuelle

## OBJET DU RAPPORT DE RECHERCHE

L'I.N.P.I. annexe à chaque brevet un "RAPPORT DE RECHERCHE" citant les éléments de l'état de la technique qui peuvent être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention, au sens des articles L. 611-11 (nouveauté) et L. 611-14 (activité inventive) du code de la propriété intellectuelle. Ce rapport porte sur les revendications du brevet qui définissent l'objet de l'invention et délimitent l'étendue de la protection.

Après délivrance, l'I.N.P.I. peut, à la requête de toute personne intéressée, formuler un "AVIS DOCUMENTAIRE" sur la base des documents cités dans ce rapport de recherche et de tout autre document que le requérant souhaite voir prendre en considération.

## CONDITIONS D'ETABLISSEMENT DU PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.

Le demandeur a maintenu les revendications.

Le demandeur a modifié les revendications.

Le demandeur a modifié la description pour en éliminer les éléments qui n'étaient plus en concordance avec les nouvelles revendications.

Les tiers ont présenté des observations après publication du rapport de recherche préliminaire.

Un rapport de recherche préliminaire complémentaire a été établi.

## DOCUMENTS CITES DANS LE PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

La répartition des documents entre les rubriques 1, 2 et 3 tient compte, le cas échéant, des revendications déposées en dernier lieu et/ou des observations présentées.

Les documents énumérés à la rubrique 1 ci-après sont susceptibles d'être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention.

Les documents énumérés à la rubrique 2 ci-après illustrent l'arrière-plan technologique général.

Les documents énumérés à la rubrique 3 ci-après ont été cités en cours de procédure, mais leur pertinence dépend de la validité des priorités revendiquées.

Aucun document n'a été cité en cours de procédure.

**1. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE SUSCEPTIBLES D'ETRE PRIS EN  
CONSIDERATION POUR APPRECIER LA BREVETABILITE DE L'INVENTION**

US 2016/278732 A1 (AMIRI SHAHRAM [CA]) 29 septembre 2016 (2016-09-29)

US 2012/236999 A1 (ALTVATER GREGOR [US] ET AL) 20 septembre 2012 (2012-09-20)

US 2014/010349 A1 (DE GODZINSKY CHRISTIAN [FI] ET AL) 9 janvier 2014 (2014-01-09)

US 2008/130827 A1 (KLINGENBECK-REGN KLAUS [DE]) 5 juin 2008 (2008-06-05)

**2. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE ILLUSTRANT L'ARRIERE-PLAN  
TECHNOLOGIQUE GENERAL**

NEANT

**3. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE DONT LA PERTINENCE DEPEND  
DE LA VALIDITE DES PRIORITES**

NEANT