

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication : **2 982 693**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)
②1 N° d'enregistrement national : **12 61892**
⑤1 Int Cl⁸ : **G 06 T 7/00 (2013.01), G 06 K 9/68**

①2 **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION** **A1**

②2 **Date de dépôt** : 11.12.12.

③0 **Priorité** :

④3 **Date de mise à la disposition du public de la demande** : 17.05.13 Bulletin 13/20.

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.*

⑥0 **Références à d'autres documents nationaux apparentés** : Division demandée le 11/12/12 bénéficiant de la date de dépôt du 16/06/10 de la demande initiale n° 10 54785.

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

⑦2 **Inventeur(s)** : CHAOUI JEAN et LAVALLEE STEPHANE.

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

⑦4 **Mandataire(s)** : AVOXA.

⑤4 **PROCEDE DE DETERMINATION AUTOMATIQUE DES PARAMETRES INITIAUX D'UNE MATRICE DE PASSAGE ENTRE DEUX REPERES RELATIFS A DES OBJETS OSSEUX ET PRODUIT PROGRAMME D'ORDINATEUR CORRESPONDANT.**

⑤7 L'invention concerne un procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage entre un premier repère associé à au moins une portion d'un os d'un patient et un deuxième repère associé aux contours de ladite portion d'os, comprenant notamment:

- une étape d'identification automatique de la surface d'une zone singulière sur ladite portion d'os;
- une étape de détermination du barycentre de ladite zone singulière et du vecteur normal au plan médian de ladite surface de ladite zone singulière orienté vers l'extérieur;
- une étape d'obtention de paramètres de recalage résultant de la coïncidence dudit barycentre et dudit vecteur normal déterminés avec le barycentre de ladite zone singulière numérisée sur ladite portion d'os et un vecteur normal au plan médian de la surface de ladite zone singulière numérisée, orienté vers l'extérieur;
- une étape de formation desdits paramètres initiaux à partir desdits paramètres de recalage.

FR 2 982 693 - A1



**Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux
d'une matrice de passage entre deux repères relatifs à des objets
osseux et produit programme d'ordinateur correspondant**

1. Domaine de l'invention

5 Le domaine de l'invention est celui de l'imagerie médicale.

Plus précisément, l'invention concerne un procédé d'identification
automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini, un
procédé d'identification de la surface d'une zone singulière d'une portion d'os
et un produit programme d'ordinateur pour la mise en œuvre de ces
10 procédés.

L'invention trouve une application dans le domaine de la chirurgie
assistée par ordinateur, consacrée par exemple à l'appareillage ou à
l'arthroplastie de l'épaule. Elle concerne également un procédé de guidage
d'un outil chirurgical, un procédé de simulation de la pose d'un composant
15 d'une prothèse et un produit programme d'ordinateur pour la mise en œuvre
de ces procédés.

2. Etat de la technique

Pendant longtemps, les praticiens n'ont disposé que des images en
deux dimensions fournies par un appareil de radiologie pour établir un
20 diagnostic ou préparer une opération chirurgicale portant sur une région
osseuse.

Depuis quelques années, les praticiens disposent de techniques de
modélisation tridimensionnelle des contours des os à partir d'images obtenues
par des techniques d'imagerie médicale classiques, telles que la
25 tomodensitométrie, encore appelée scanner, ou l'IRM (acronyme d'imagerie
par résonance magnétique). Toutes ces techniques connues nécessitent
cependant pour être mise en œuvre de solliciter le praticien dans des
proportions plus ou moins importantes, notamment pour identifier à quels os
correspondent ces contours sur chacune des images. Ceci conduit assez
30 souvent à une appréciation approximative de la forme et de la position
relative des os, qui peut entraîner des imprécisions ou des erreurs sur un

diagnostic, ou un échec d'une opération chirurgicale orthopédique visant par exemple à implanter un composant d'une prothèse sur un os.

On constate que le taux d'échec est nettement plus important lorsque l'opération concerne une région articulaire masquée par des tissus et/ou dont l'accès est limité. C'est notamment le cas de l'articulation de l'épaule dont la chirurgie est rendue encore plus délicate par l'environnement ligamentaire de l'épaule.

Il existe donc une demande pour des techniques permettant d'assister ou de simuler le geste du chirurgien, d'autant que le nombre d'opérations de chirurgie osseuse ou orthopédique devrait croître de façon significative dans les pays industrialisés dans les prochaines années.

On a certes proposé des techniques informatiques d'assistance au geste opératoire pour l'opération du rachis et pour des opérations la neurochirurgie, s'appuyant sur des images radiologiques pré-opératoires.

Un inconvénient de ces techniques connues, dites de navigation chirurgicale, est qu'elles ne fournissent pas des résultats satisfaisants lorsqu'elles sont appliquées pour d'autres types opérations, et notamment pour des opérations de chirurgie orthopédique visant à poser un implant prothétique.

Un autre inconvénient de ces techniques de navigation chirurgicale connues est qu'il est nécessaire soit de faire intervenir un ingénieur support lors de l'opération chirurgicale, ce qui est très coûteux, soit de dispenser une formation spécifique à l'équipe chirurgicale pour qu'elle puisse assurer elle-même les tâches de l'ingénieur-support, ce qui en pratique est difficile à mettre en oeuvre.

3. Objectifs de l'invention

L'invention a donc notamment pour objectif de pallier les inconvénients de l'état de la technique cités ci-dessus.

Plus précisément l'invention a pour objectif de fournir une technique d'identification des contours d'une portion d'un os prédéfini à partir d'images obtenues par des techniques d'imagerie médicale connues en soi qui s'opère

de façon automatique, ou en d'autres termes qui ne nécessite pas d'intervention humaine.

Un objectif de l'invention est également de fournir une telle technique qui soit simple et efficace.

5 Un autre objectif de l'invention est de fournir une telle technique qui soit fiable.

Encore un objectif de l'invention est de fournir une telle technique qui puisse être exploitée dans des conditions opératoires, en fournissant notamment des contours d'un os dans un délai convenable.

10 Un autre objectif de l'invention est de fournir une telle technique qui puisse permettre de gérer de façon automatique, des occurrences de pertes de contour ou de fusion entre deux régions osseuses différentes, sans procéder à des modifications substantielles de mise en oeuvre de cette technique.

Un objectif de l'invention est également, dans au moins un mode de réalisation particulier de l'invention, de fournir une information représentative du capital osseux d'une région d'un os prédéfini.

Un autre objectif de l'invention est de faciliter et de rendre robuste le recalage des contours identifiés avec un repère opératoire tel que cela est nécessaire dans un système de navigation chirurgicale.

20 **4. Exposé de l'invention**

Ces objectifs, ainsi que d'autres qui apparaîtront par la suite sont atteints à l'aide d'un procédé d'identification automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini à partir d'une pluralité d'images représentant des coupes parallèles d'un volume de mesure comprenant ladite portion d'os, obtenues par une technique d'imagerie médicale, telle que la tomographie par ordinateur ou l'imagerie par résonance magnétique.

25 Dans le cadre de l'invention les images à partir desquelles sont extraits lesdits contours sont préférentiellement des coupes parallèles au plan transverse. Il peut également s'agir de coupes reconstruites parallèles au plan sagittal ou au plan frontal.

30

Selon l'invention, un tel procédé comprend :

- une étape de filtrage desdites images comprenant une étape de comparaison, pour chacune desdites images, de l'intensité d'au moins un point élémentaire de ladite image avec une intensité de référence, de façon à obtenir une image filtrée comprenant lesdits points élémentaires de l'image dont la densité correspond à celle d'un tissu osseux ;
- une étape d'obtention d'au moins une forme de contour fermé dans au moins une desdites images filtrées ;
- une étape d'association à chacune desdites formes d'une étiquette sélectionnée au sein d'une nomenclature osseuse prédéfinie ;
- une étape d'identification desdits contours de ladite portion d'os comprenant:
 - une étape de classification desdites formes de sorte à former au moins un groupe de formes délimitant un volume commun isolé dans l'espace ;
 - une étape de détermination parmi lesdits groupes de forme, d'un groupe de formes cible pour lequel ladite l'étiquette correspondant audit os est majoritairement associée auxdites formes de ce groupe ;
 - une étape de sélection des formes dudit groupe de formes cible.

Ainsi, de façon inédite, l'invention propose notamment d'associer automatiquement une étiquette à chaque contour fermé détecté sur une image d'une série de coupes parallèles, en la sélectionnant dans une nomenclature prédéfinie, de façon à restituer les contours d'un os donné. Ces étiquettes vont permettre de sélectionner un groupe de formes appartenant à la surface d'un même volume isolé de l'espace correspondant à l'os prédéfini recherché. En effet, les inventeurs ont astucieusement observé qu'il suffit de déterminer le groupe de formes au sein duquel les étiquettes correspondant à l'os recherché sont majoritaires, pour accéder aux contours de cet os.

L'invention permet ainsi de reconnaître les contours d'un os particulier, quel qu'il soit, et quelle que soit le volume de mesure, de façon rapide, et fiable.

La mise en œuvre de l'invention, qui est en outre automatique, ne nécessite donc en aucun cas l'expertise d'un praticien pour lever des indéterminations, ou une intervention de toute autre personne. Elle ne souffre donc pas d'un défaut de reproductibilité.

Selon un mode de réalisation particulier de l'invention, un tel procédé d'identification comprend en outre une étape de remplacement des étiquettes des formes dudit groupe cible ne correspondant pas audit os prédéfini par ladite étiquette correspondant audit os prédéfini.

Une correction automatique des anomalies d'étiquetage est ainsi prévue pour unifier le libellé des étiquettes associées à des formes se rattachant à un même os, de façon à pouvoir appeler simplement les formes de l'os recherché en utilisant l'étiquette qui lui correspond.

Préférentiellement, ladite étiquette appartient au groupe comprenant au moins : os long, os plat, os court, os allongé, os rayonné, os arqué, os papyracé, os pneumatique, os sésamoïde, table d'examen.

Selon un aspect avantageux de l'invention, ladite étape d'association comprend, pour chacune desdites formes, les étapes suivantes dans cet ordre:

- une étape de comparaison d'un n-uplet de données adimensionnelles avec au moins un n-uplet prédéfini, n étant supérieur ou égal à 2, lesdites données appartenant au groupe comprenant au moins l'élongation, la compacité, le rectangle englobant et les moments d'inertie normalisés de ladite forme de contour fermé ;
- dans le cas où ledit ensemble de n valeurs est sensiblement semblable à l'un desdits n-uplets prédéfinis, une étape d'affectation à ladite forme d'une étiquette attachée audit n-uplet prédéfini.

Ces étapes de comparaison et d'affectation conditionnelle permettent ainsi généralement de détecter des côtes, une table d'examen ou des parties épiphysaires, de façon certaine.

Il convient de noter que le ou lesdits n-uplets prédéfinis sont
5 préférentiellement extraits d'une base de données constituée, pour chaque type d'os, à partir de relevés anatomiques sur une grande population de patients, cette base étant validée par un expert médical.

Avantageusement, ladite étape d'association comprend une étape
10 d'affectation à ladite forme d'une étiquette attachée à un vecteur invariant normalisé prédéfini sélectionné parmi une pluralité de vecteurs invariants normalisés prédéfinis, minimisant la distance avec un vecteur invariant normalisé formé d'un nombre prédéterminé de coefficients normalisés représentatifs des coordonnées dudit contour dans l'espace de Fourier.

On compare ainsi des descripteurs de Fourier de chaque forme avec les
15 vecteurs d'un dictionnaire de forme de référence, ce qui permet de distinguer des os longs, d'os courts ou d'autres os, tels que les os allongés, les os rayonnés, les os arqués, les os papyracés, les os pneumatiques, ou les os sésamoïdes.

De façon avantageuse, ledit nombre prédéterminé de coefficients est
20 supérieur ou égal à 8, et préférentiellement égal à 32.

De façon avantageuse, ladite étape d'obtention d'au moins une forme de contour fermé comprend une étape d'application d'au moins un filtre morphologique à ladite image filtrée.

Ceci permet d'éliminer le bruit sur les images et de conserver
25 seulement les formes dont le contour est d'une taille suffisante pour correspondre au contour d'un os.

Dans un mode de réalisation particulier de l'invention, ledit os prédéfini est une omoplate ou un humérus.

L'invention concerne également un procédé d'identification
30 automatique de la surface d'au moins une zone singulière telle qu'une saillie, une cavité ou une zone sensiblement plane, sur une portion d'un os prédéfini

dont les contours ont été obtenus conformément à l'un quelconque des procédés d'identification automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini décrits ci-dessus.

Un tel procédé d'identification automatique de la surface d'au moins
5 une zone singulière comprend :

- une étape d'obtention de la position tridimensionnelle d'au moins un point spécifique propre à ladite surface de ladite portion d'un os prédéfini à partir desdits contours ;

- une étape d'identification de ladite surface de ladite zone singulière dans
10 une calotte sphérique centrée autour dudit point, de rayon et d'épaisseur prédéfinis et fonction dudit point.

Ainsi, grâce à l'invention, une technique permettant d'identifier la surface d'une zone d'un os de façon automatique est proposée pour la première fois. Cette technique présente des intérêts remarquables, à la fois et
15 de manière indépendante, pour optimiser la position d'implantation d'un composant prothétique préexistant au niveau d'une zone singulière d'un os, et pour fabriquer un composant prothétique spécifiquement adapté à cette zone singulière.

Cette technique originale repose sur l'identification de la "signature de
20 forme" de la zone recherchée, ou en d'autres termes de la distance de cette zone avec un ou plusieurs points spécifiques de l'os, aisément détectables, tels que par exemple l'extrémité d'une pointe, ...

Cette zone singulière peut par exemple être l'acromion, la surface glénoïdale, ou le processus coracoïde, dans le cas d'une omoplate.

25 L'invention concerne aussi un procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage entre un premier repère associé à au moins une portion d'un os d'un patient et un deuxième repère associé aux contours de ladite portion d'os identifiés sur une pluralité d'images obtenues par une technique d'imagerie médicale représentant des
30 coupes d'un volume de mesure comprenant ladite portion d'os.

Selon l'invention, ce procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage comprend :

- une étape d'identification automatique de la surface d'une zone singulière sur lesdites images comprenant les étapes du procédé d'identification automatique de la surface d'au moins une zone singulière sur la surface d'un os décrit ci-dessus ;
- une étape de détermination du barycentre de ladite zone singulière et du vecteur normal au plan médian de ladite surface de ladite zone singulière orienté vers l'extérieur ;
- une étape d'obtention de paramètres de recalage résultant de la coïncidence dudit barycentre et dudit vecteur normal déterminés avec le barycentre de ladite zone singulière numérisée sur ladite portion d'os et un vecteur normal au plan médian de la surface de ladite zone singulière numérisée, orienté vers l'extérieur ;
- une étape de formation desdits paramètres initiaux à partir desdits paramètres de recalage.

On obtient ainsi une matrice de passage initiale robuste, qui permet de recalibrer finement le premier repère associé au patient et le deuxième repère associé à la modélisation des contours de l'os, en appliquant à cette matrice des algorithmes de minimisation de distances connus en soi. Tout risque de divergence vers des minima locaux inappropriés est écarté.

Cette matrice de passage initiale est par ailleurs obtenue de façon automatique, ou en d'autres termes sans intervention d'un praticien. Contrairement aux techniques connues, il n'est pas nécessaire de venir repérer visuellement trois points du deuxième repère sur les images de radiologie, ni de numériser ces mêmes trois points sur l'os du patient. Le praticien doit seulement veiller au préalable à numériser la surface de la zone singulière choisie, ce qui est rapide, et n'exige pas d'être précis.

Il convient de noter que dans le cadre de l'invention, on entend par les termes "numérisation" ou "digitalisation", toute technique permettant de collecter des informations sur la position tridimensionnelle d'un point ou d'une

surface d'un objet ou d'un être réel. Il peut par exemple s'agir d'une technique de numérisation optique à l'aide d'un laser, d'une technique de numérisation à l'aide d'une sonde échographique, ou d'une technique de mesure tridimensionnelle à l'aide de palpeurs 3D.

5 L'invention concerne également un procédé de simulation de la pose d'un élément d'une prothèse au niveau d'une zone singulière d'une portion d'un os prédéfini comprenant :

- une étape d'identification automatique de la surface de ladite zone singulière sur des images de ladite portion d'un os prédéfini obtenues par une technique
10 d'imagerie médicale comprenant les étapes du procédé d'identification automatique de la surface d'au moins une zone singulière sur une portion d'un os décrit ci-dessus ;

- une étape de détermination d'une première information comprenant le plan de référence de ladite surface, et/ou l'angle de version et/ou l'angle
15 d'inclinaison associés à ladite surface ;

- une étape de détermination d'une deuxième information représentative du capital osseux associé à ladite surface, à partir de la donnée de ladite surface et de la donnée des contours de ladite portion d'os obtenus conformément à
20 l'un quelconque des procédés d'identification automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini décrits ci-dessus ;

- une étape de restitution desdites première et deuxième informations en regard d'au moins un paramètre géométrique de l'élément de prothèse.

Le praticien dispose ainsi automatiquement grâce à ce procédé d'une information sur la géométrie de la zone d'implantation de l'élément de
25 prothèse mais aussi d'une information sur le capital osseux de cette zone.

L'invention concerne encore un produit programme d'ordinateur téléchargeable depuis un réseau de communication et/ou enregistré sur un support lisible par ordinateur et/ou exécutable par un processeur comprenant des instructions de code de programme pour l'exécution des étapes d'un
30 quelconque des procédés d'identification automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini décrits ci-dessus et/ou des étapes d'un

procédé d'identification automatique d'au moins une zone singulière sur une portion d'un os prédéfini tel que décrit ci-dessus et/ou des étapes du procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage présenté précédemment et/ou des étapes du procédé de simulation

5 d'un élément d'une prothèse au niveau d'une zone singulière d'une portion d'un os prédéfini tel que présenté ci-dessus, lorsque ledit programme est exécuté par un ordinateur.

On définit également ici une méthode chirurgicale d'implantation d'un élément d'une prothèse au niveau d'une zone singulière d'une portion d'un os

10 d'un patient, tel que par exemple un os d'une articulation, et en particulier de l'articulation de l'épaule, comprenant :

- une étape d'obtention par une technique d'imagerie médicale d'une pluralité d'images représentant des coupes parallèles d'un volume de mesure comprenant ladite portion d'os ;
- 15 - une étape d'identification automatique de la surface de ladite zone singulière comprenant les étapes du procédé selon l'invention d'identification automatique de la surface d'au moins une zone singulière sur une portion d'un os décrit ci-dessus ;
- une étape de solidarisation de moyens de repérage dans l'espace à ladite
- 20 portion d'os, destinés à associer un premier repère à ladite portion d'os ;
- une étape de numérisation de ladite zone singulière ;
- une étape de recalage automatique dudit premier repère avec un deuxième repère associé aux contours de ladite portion d'os identifiés à partir de ladite pluralité d'images par la mise en œuvre d'un quelconque des procédés selon
- 25 l'invention d'identification automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini à partir d'une pluralité d'images décrits ci-dessus, comprenant les étapes du procédé selon l'invention de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage décrit ci-dessus ;

- une étape de solidarisation de moyens de repérage audit élément de prothèse, de façon à fournir la position et l'orientation dudit élément de prothèse par rapport audit premier repère ;

5 - une étape d'implantation par un praticien dudit élément de prothèse au niveau de ladite zone singulière dans une configuration spatiale déterminée au moins à partir de la représentation de la position et des contours dudit élément de prothèse et d'au moins ladite surface identifiée de ladite zone singulière dans ledit premier repère.

10 On décrit encore ici une méthode de guidage d'un outil chirurgical destiné à prélever au moins une partie d'une portion d'un os d'un patient comprenant :

- une étape d'obtention par une technique d'imagerie médicale d'une pluralité d'images représentant des coupes parallèles d'un volume de mesure comprenant ladite portion d'os ;

15 - une étape d'identification automatique des contours de ladite portion d'os à partir de ladite pluralité d'images comprenant les étapes de l'un quelconque des procédés d'identification automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini à partir d'une pluralité d'images décrits ci-dessus;

20 - une étape de solidarisation de moyens de repérage dans l'espace à ladite portion d'os, destinés à associer un premier repère à ladite portion d'os ;

- une étape de numérisation de ladite zone singulière ;

25 - une étape de recalage automatique dudit premier repère avec un deuxième repère associé auxdits contours de ladite portion d'os identifiés à partir de ladite pluralité d'images par la mise en œuvre de l'un quelconque des procédés d'identification automatique des contours d'au moins une portion d'un os prédéfini à partir d'une pluralité d'images décrits ci-dessus, comprenant les étapes du procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage décrit ci-dessus ;

30 - une étape de solidarisation de moyens de repérage audit outil chirurgical, de façon à fournir la position et l'orientation dudit outil chirurgical par rapport audit premier repère ;

- une étape de guidage dudit outil au moins à partir de la représentation de la position et des contours dudit outil et de ladite portion d'os dans ledit premier repère.

5. Liste des figures

5 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaitront plus clairement à la lecture de la description suivante d'un mode de réalisation de l'invention, donné à titre de simple exemple illustratif et non limitatif, et des dessins annexés parmi lesquels :

- 10 - la figure 1 représente un chirurgien lors d'une intervention de chirurgie prothétique de l'épaule utilisant une station de navigation hébergeant une application logicielle dédiée à la mise en œuvre d'un mode de réalisation de procédés selon l'invention ;
- la figure 2 détaille une image affichée sur l'écran de la station de navigation présentée sur la figure 1 ;
- 15 - la figure 3 est une représentation des étapes d'un mode de réalisation du procédé selon l'invention d'identification automatique des contours d'une omoplate, sous forme de diagramme synoptique ;
- les figures 4A à 4E représentent des images de différentes coupes
20 transverses sur lesquelles sont repérées des formes étiquetées ;
- la figure 5 est un diagramme synoptique détaillant les étapes du procédé d'identification automatique de la surface glénoïdale selon l'invention ;
- la figure 6 détaille les étapes d'un mode de réalisation du procédé
25 selon l'invention de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage, sous forme d'un diagramme synoptique ;
- la figure 7 est une représentation d'une interface de guidage du geste d'un chirurgien manipulant un outil chirurgical.

6. Description détaillée de l'invention

6.1 Rappel du principe de l'invention

Comme déjà indiqué, le principe de l'invention repose notamment sur la mise en œuvre d'un étiquetage systématique des formes osseuses détectées de façon automatique au sein d'images obtenues par examen scanner ou IRM, faisant appel à une nomenclature osseuse appropriée et définie à l'avance, constituée d'un nombre limité d'étiquettes génériques distinctes. Cet étiquetage permet ensuite d'identifier le volume solide correspondant à l'os recherché de façon automatique.

L'invention permet également de ré-étiqueter certaines formes, si l'étiquette qui a été attribuée à cette forme est différente de celle associée à la plupart des formes se rattachant au même os que celui auquel se rattache cette forme.

6.2 Exemple de mode de réalisation de l'invention

Sur la figure 1, on a représenté un chirurgien 11 se préparant à implanter un composant glénoïdien d'une prothèse d'épaule (non représenté sur la figure 1) au niveau de la surface glénoïdale de l'omoplate droite d'un patient 12, lors d'une intervention chirurgicale orthopédique de l'épaule. Ce chirurgien 11 tout en déplaçant le composant prothétique glénoïdien au bout du manche 13, peut observer en temps réel la position de ce composant par rapport à la surface de l'omoplate sur l'écran 14 d'une station de navigation 15, équipée d'un localisateur optique 16.

La figure 2 est une vue de détail d'un triptyque affiché sur l'écran 14. On distingue à gauche (cadre 21) et au centre (cadre 22) de ce triptyque une même coupe 2D de la région de l'articulation de l'épaule suivant un plan transverse, sur lesquelles apparaissent en surbrillance le contour de la surface glénoïdale 23, et plus généralement de la surface 24 de l'omoplate, le contour de la tête humérale 25 et un contour du composant prothétique glénoïdien 26. Dans le cadre 21, le contour 26 est représenté dans sa position réelle par rapport à l'omoplate. Le cadre 22 permet au chirurgien de visualiser une position théorique optimale d'implantation du composant prothétique glénoïdien.

Par ailleurs, les valeurs de l'angle de rétroversion et d'inclinaison, en l'occurrence respectivement 0 et 10°, s'affichent sur l'écran 14. D'autres informations telles que le plan de référence de l'omoplate, le plan de référence de la surface glénoïdale, l'angle de version de la surface glénoïdale, et le capital osseux de la glène sont également accessibles automatiquement grâce à la mise en œuvre de l'invention. La restitution de ces informations en regard du contour géométrique 26 du composant glénoïdien a permis au chirurgien d'optimiser la forme de cet élément prothétique et de simuler la pose de cet élément avant l'opération.

Les contours 27 de l'omoplate sont représentés en 3D à droite de la figure 2. Ces contours ont été préalablement modélisés, via une première application logicielle, dans une phase pré-opératoire grâce au procédé d'identification automatique de contours d'une portion d'os selon l'invention, paramétré pour la région de l'épaule. Ils ont été obtenus à partir d'une centaine d'images de coupes 2D transverses d'un volume de mesure centré sur l'articulation de l'épaule, après que le patient se soit rendu dans un service de radiologie pour réaliser un scanner. Les coupes 2D présentent une résolution sensiblement égale à 0,5 mm dans ce mode de réalisation de l'invention.

La figure 3 détaille sous forme de diagramme synoptique les étapes d'un mode de réalisation du procédé d'identification automatique de contours mis en oeuvre pour obtenir les contours 26.

Dans une première étape 31, les images des coupes 2D sont filtrées de façon à ne conserver que les points élémentaires de l'image dont la densité correspond à celle d'un tissu osseux. À cet effet, on compare par exemple l'intensité de chaque point de l'image, exprimé par exemple en unité de densité Hounsfield, avec une intensité de référence, fixée dans ce mode de réalisation de l'invention à 250 Hounsfield, et on écarte les points de l'image dont l'intensité est inférieure à cette intensité de référence. Dans une variante de ce mode de réalisation, il peut également être envisagé d'écartier les points de l'image dont l'intensité est supérieure à 300 Hounsfield,

caractéristiques de corps dont l'intensité est supérieure à la densité osseuse maximale connue.

Dans une deuxième étape 32, on applique des filtres morphologiques de formulation connue aux images filtrées dans le but de détecter des formes de contour fermé, ou composantes connexes, de tailles conséquentes au sein de chaque image. Cette opération de segmentation permet de supprimer de l'image les composantes connexes de taille réduite.

L'intérieur des contours fermés est également comblé dans une étape suivante 33, de sorte à faire disparaître de l'image les composantes connexes qui s'apparentent à des corticales internes.

Une étiquette sélectionnée au sein d'une nomenclature osseuse prédéfinie est par la suite associée à chacune des formes de contour fermé subsistant dans l'image, dans une étape 34. Cette nomenclature regroupe les étiquettes suivantes dans ce mode de réalisation de l'invention consacré à l'identification d'os de l'épaule : "os long", "os plat", "autres os" et "table d'examen".

Lors de l'étape 34, les valeurs de trois paramètres géométriques adimensionnels propres à chaque forme, formant un triplet, sont comparées une à une, dans une étape préliminaire 341, aux valeurs prédéfinies correspondantes de chaque triplet de référence d'une base de données.

Cette base de données préétablie a été constituée à partir de relevés anatomiques effectués sur une grande population de patients. Elle présente une table de corrélation faisant correspondre à chaque triplet de référence une étiquette prédéfinie de la nomenclature osseuse.

Si le triplet propre à une forme est sensiblement semblable à un triplet de référence, ou en d'autres termes que chacun des paramètres diffère seulement de quelques pourcents par rapport aux valeurs d'un des triplets de référence, on affecte à cette forme l'étiquette attachée à ce triplet de référence, et par exemple l'étiquette os long.

Les paramètres géométriques retenus dans ce mode de réalisation sont:

- l'élongation, qui se définit comme le rapport du diamètre du cercle inscrit du contour sur le diamètre du cercle circonscrit au contour de la forme ;
- le rectangle englobant qui se définit comme le rapport de la longueur sur la largeur d'un rectangle circonscrit dont les bords sont tangents aux contours de la forme ;
- la compacité qui se définit comme le rapport de la longueur du contour de la forme sur la surface interne au contour.

Dans des variantes de ce mode de réalisation, deux, quatre, cinq paramètres géométriques adimensionnels propres à chaque forme, ou plus, peuvent être comparés à des paires, quadruplets, quintuplets prédéfinis rassemblés dans des bases de données de référence, et/ou un moment d'inertie normalisé de la forme peut constituer l'un de ces paramètres géométriques, par exemple.

Les inventeurs ont constaté que cette étape 341 est souvent suffisante pour identifier des formes de la table d'examen, du fait de leurs élongations importantes, et des côtes. Dans ce mode de réalisation de l'invention, on attribue l'étiquette "autre os" aux formes reconnues comme celles de côtes.

Dans une étape suivante 342, une étiquette va être affectée de façon automatique à chacune des formes restant sans étiquette à l'issue de l'étape 341.

Lors de cette étape 342, on détermine pour chacune des formes sans étiquette les 32 premiers descripteurs invariants normalisés de Fourier de leur contour, ou en d'autres termes les trente deux premiers coefficients de la transformée de Fourier de leur contour, normalisés pour les rendre indépendants des facteurs d'échelle et rendus invariants au regard de la rotation et de la translation. On note que 32 descripteurs de Fourier sont généralement suffisants pour permettent de rendre compte de la complexité des contours d'un os long, par exemple.

Dans des variantes, il peut être envisagé de déterminer les 8, 16 ou 64 premiers descripteurs de Fourier de ces contours, selon la complexité des contours à traiter.

Un vecteur invariant normalisé est ensuite formé à partir de ces 32 premiers descripteurs, puis on applique un processus de reconnaissance de forme à ce vecteur. Plus précisément, la distance de ce vecteur avec chacun des vecteurs invariants normalisés d'une bibliothèque de formes de contour d'os préétablie est évaluée, et on affecte à la forme traitée l'étiquette
5 attachée au vecteur de la bibliothèque minimisant cette distance, au sens de la norme euclidienne par exemple.

Sur les figures 4A à 4E sont représentés des résultats d'association d'étiquette à des formes de contour fermé sur différentes coupes parallèles,
10 obtenus à l'issue de l'étape 34. On distingue sur ces figures des formes 41 associées à l'étiquette "os long" et correspondant à l'humérus, des formes 42 associées à l'étiquette "os plat" et correspondant à l'omoplate, des formes 43 associées à l'étiquette "table d'examen" et des formes 44 associées à l'étiquette "autres os", comprenant des coupes de côtes, ...

15 Dans une dernière étape 35, on identifie les contours de l'omoplate en classifiant les formes par groupe de formes (étape 351), par exemple en appliquant une méthode de classification hiérarchique ou stochastique connue en soi. Plus précisément, on trie les formes par groupe appartenant à la surface d'un même volume tridimensionnel isolé dans l'espace, ou en d'autres
20 termes on reconstruit des volumes solides 3D à partir des formes obtenues à l'étape 32.

Dans ce mode de réalisation particulier de l'invention, on procède en pratique de la façon suivante pour classifier les formes :

On recherche sur deux images correspondant à des couches parallèles
25 adjacentes, des formes dont les contours se superposent sensiblement lorsqu'on projette ces images l'une sur l'autre. On vérifie notamment si leurs centres de gravité et leurs contours coïncident sensiblement, par exemple du fait de leur proximité ou du fait qu'ils se coupent plusieurs fois, ce qui permet de reconstruire pas-à-pas chacun des volumes solides, c'est-à-dire des os du
30 volume de mesure scanographié.

Dans une étape 352, on détermine ensuite le groupe de formes, dit groupe de formes cible, pour lequel l'étiquette "os plat", correspondant à l'omoplate, est majoritairement associée aux formes du groupe. Il convient de noter que dans le cadre de l'invention, la notion de "majorité" est entendue dans une acception large. Il peut par exemple s'agir d'une estimation basée au moins en partie sur un critère statistique.

On a ainsi identifié de façon automatique les contours de l'omoplate, qui sont les contours des formes du groupe de formes cible, et que l'on sélectionne (étape 353).

10 Une étape 36 ultérieure est également prévue pour prendre en compte des erreurs d'étiquetage au sein des formes du groupe de formes cible. Plus précisément, on remplace les étiquettes des formes de ce groupe différentes d'"os plat" par l'étiquette "os plat" correspondant à l'omoplate.

15 Les données des contours de l'omoplate identifiés ont ensuite été traitées, lors de la phase pré-opératoire, par une deuxième application logicielle qui permet d'extraire automatiquement une représentation tridimensionnelle de la surface glénoïdale, à partir de sa "signature de forme".

Les étapes permettant d'identifier cette surface sont détaillées sous forme de diagramme synoptique sur la figure 5.

20 Dans une étape 51, la position tridimensionnelle d'un point anatomique spécifique de l'omoplate proche de la surface glénoïdale, est repéré sur la base du modèle numérique de l'omoplate reconstituée à partir de ses contours.

25 Dans une étape 52, la surface glénoïdale est recherchée au sein d'une calotte sphérique centrée autour de ce point, de rayon et d'épaisseur fixés en fonction de la distance généralement constatée entre ce point spécifique et la surface glénoïdale, et en fonction d'une estimation théorique de la taille de la surface glénoïdale.

30 Le plan médian au sens des moindres carrés, l'angle de version et l'angle d'inclinaison de la glène sont ensuite déterminés par une routine de calcul usuelle.

Une procédure analogue est utilisée pour obtenir une modélisation numérique en 3D de la surface de l'acromion et de la surface du processus coracoïde.

Avant d'introduire le composant 26 dans l'incision dans le but de l'implanter dans une configuration spatiale prédéterminée, le chirurgien a pratiqué les actes suivants, ne demandant que quelques minutes, afin d'obtenir l'image de la figure 2 :

- il a solidarisé à l'aide d'une pince un tripode portant un corps rigide 17, ou "tracker" de référence, incluant des marqueurs qui renvoient de façon passive le rayonnement infrarouge vers le localisateur optique 16, de façon à associer un repère spatial à l'omoplate. On note que dans une variante, ce tracker peut être un tracker actif équipé de diodes infra-rouges, ou encore un capteur électromagnétique si un localisateur magnétique est utilisé ;
- il a palpé la surface glénoïdale de façon à permettre le calcul automatique d'une matrice de passage initiale entre le repère spatial associé à l'omoplate du patient et un repère associé à la modélisation numérique de l'omoplate 26;
- il a palpé, à titre subsidiaire, la surface de l'acromion et la surface du processus coracoïde pour affiner les paramètres de cette matrice de passage initiale.

Un tripode 18, portant un corps rigide, est également solidarisé sur le manche 13, ce qui permet de repérer la position du composant prothétique 26 dans l'espace. La position relative du composant 26 par rapport au tripode 18 a été obtenue par une technique de calibrage connue..

Le recalage entre le repère spatial de l'omoplate du patient, encore appelé par la suite premier repère, avec un deuxième repère associé à la modélisation numérique de l'omoplate est réalisé automatiquement par une application logicielle, permettant d'évaluer une matrice de passage entre ces deux repères.

Comme on peut le voir sur le diagramme synoptique de la figure 6, les paramètres de cette matrice de passage sont déterminés en deux phases, représentées en traits pointillés sur la figure 6.

Des paramètres initiaux permettant d'aboutir à cette matrice sont déterminés dans une première phase 61.

Dans une deuxième phase 62, un algorithme de recalage itératif connu est appliqué à une matrice formée à partir de ces paramètres initiaux, encore appelée par abus de langage matrice de passage initiale, ce qui permet d'obtenir les paramètres d'une matrice de passage affinée permettant de minimiser la distance entre la surface des zones palpées de l'omoplate et la modélisation numérique cette surface, obtenue conformément au procédé d'identification de surface présenté en référence à la figure 5.

Lors de la phase 61, on calcule dans une étape 611 le barycentre de la modélisation numérique en 3D de la surface glénoïdale, identifiée via les étapes 51 et 52. On détermine également dans cette étape 611, le vecteur normal au plan médian de cette surface glénoïdale modélisée, et orienté vers l'extérieur de l'omoplate. Ce calcul est effectué en utilisant une approximation robuste au sens des moindres carrés des points de la surface par un plan visant à minimiser la somme des carrés des distances entre les points de la surface et le plan recherché, tout en éliminant les données aberrantes dont l'écart au plan est supérieur à trois fois la variance des écarts pour l'ensemble des points.

Dans une étape suivante 612, on évalue des paramètres de recalage permettant de faire coïncider respectivement les coordonnées du barycentre obtenu à l'étape 611 avec les coordonnées du barycentre de la surface glénoïdale numérisée par palpation, et les coordonnées du vecteur obtenu à l'étape 611 avec celles du vecteur normal au plan médian de la surface glénoïdale numérisée, d'orientation connue grâce aux palpeurs. La rotation autour de ce vecteur normal reste indéterminée à ce stade.

On transcrit ensuite les paramètres de recalage en paramètres initiaux de la matrice de passage, dans une étape 613.

Ces paramètres initiaux sont affinés dans une étape suivante 614, en minimisant la distance entre les surfaces théoriques de l'acromion et du processus coracoïde, calculées automatiquement à partir des images scanner,

et les coordonnées résultant de la numérisation par palpation de la surface de l'acromion et de la surface du processus coracoïde, en effectuant des rotations autour de l'axe défini par le vecteur normal au plan médian de la surface glénoïdale de façon à minimiser la distance entre les points palpés et les surfaces modélisées. À cet effet, l'algorithme de Levenberg-Marquardt peut
5 par exemple être appliqué.

6.3 Autres caractéristiques optionnelles et avantages de l'invention

Dans des variantes du mode de réalisation de l'invention détaillé ci-dessus, il peut également être prévu de guider le geste d'un chirurgien
10 lorsqu'il manipule une fraise chirurgicale, un foret chirurgical ou tout autre outil chirurgical, en affichant sur l'écran 14 la position et l'angle de l'outil 71 qu'il tient en main par rapport à l'os foré 72, par exemple sous la forme illustrée figure 7. Ce guidage permis par le procédé de guidage selon l'invention nécessite de solidariser un repère à l'outil. Il permet de sécuriser le
15 geste du chirurgien au cours d'une opération délicate, et par exemple au cours d'une opération d'arthroplastie de l'épaule.

Dans une autre variante, il peut être envisagé, sans sortir du cadre de l'invention, que la nomenclature osseuse puisse également comprendre au moins une des étiquettes suivantes : os court, os allongé, os rayonné, os
20 arqué, os papyracé, os pneumatique, os sésamoïde.

REVENDEICATIONS

- 1.** Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage entre un premier repère associé à au moins une portion d'un os d'un patient et un deuxième repère associé aux contours de ladite portion d'os identifiés sur une pluralité d'images obtenues par une technique d'imagerie médicale représentant des coupes parallèles d'un volume de mesure comprenant ladite portion d'os, caractérisé en ce qu'il comprend :
- une étape d'identification automatique de la surface d'une zone singulière sur ladite portion d'os comprenant :
 - 10 - une étape d'identification automatique des contours de ladite portion d'os à partir de ladite pluralité d'images comprenant :
 - une étape de filtrage desdites images comprenant une étape de comparaison, pour chacune desdites images, de l'intensité d'au moins un point élémentaire de ladite image avec une intensité de référence, de façon à obtenir une image filtrée comprenant lesdits points élémentaires de l'image dont la densité correspond à celle d'un tissu osseux ;
 - une étape d'obtention d'au moins une forme de contour fermé dans au moins une desdites images filtrées ;
 - 20 - une étape d'association à chacune desdites formes d'une étiquette sélectionnée au sein d'une nomenclature osseuse prédéfinie ;
 - une étape d'identification desdits contours de ladite portion d'os comprenant :
 - 25 - une étape de classification desdites formes de sorte à former au moins un groupe de formes délimitant un volume commun isolé dans l'espace ;
 - une étape de détermination parmi lesdits groupes de forme, d'un groupe de formes cible pour lequel ladite
 - 30 étiquette correspondant audit os est majoritairement associée aux formes du groupe ;

- une étape de sélection des formes dudit groupe de formes cible ;
 - une étape d'obtention de la position tridimensionnelle d'au moins un point spécifique propre à ladite surface de ladite portion d'os à partir desdits contours ;
 - une étape d'identification de ladite surface de ladite zone singulière dans une calotte sphérique centrée autour dudit point, de rayon et d'épaisseur prédéfinis et fonction dudit point ;
 - une étape de détermination du barycentre de ladite zone singulière et du vecteur normal au plan médian de ladite surface de ladite zone singulière orienté vers l'extérieur ;
 - une étape d'obtention de paramètres de recalage résultant de la coïncidence dudit barycentre et dudit vecteur normal déterminés avec le barycentre de ladite zone singulière numérisée sur ladite portion d'os et un vecteur normal au plan médian de la surface de ladite zone singulière numérisée, orienté vers l'extérieur ;
 - une étape de formation desdits paramètres initiaux à partir desdits paramètres de recalage.
- 2.** Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite étape d'identification automatique des contours de ladite portion d'os comprend en outre une étape de remplacement des étiquettes des formes dudit groupe cible ne correspondant pas audit os par ladite étiquette correspondant audit os.
- 3.** Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que ladite étiquette appartient au groupe comprenant au moins :
- os long ;
 - os plat ;
 - os court ;

- os allongé ;
- os rayonné ;
- os arqué ;
- os papyracé ;
- 5 - os pneumatique ;
- os sésamoïde ;
- table d'examen.

4. Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que ladite étape d'association comprend, pour chacune

- 10 desdites formes, les étapes suivantes dans cet ordre :
- une étape de comparaison d'un n-uplet de données adimensionnelles avec au moins un n-uplet prédéfini, n étant supérieur ou égal à 2, lesdites données appartenant au groupe comprenant au moins l'élongation, la compacité, le
 - 15 rectangle englobant et les moments d'inertie normalisés de ladite forme de contour fermé ;
 - dans le cas où ledit ensemble de n valeurs est sensiblement semblable à l'un desdits n-uplets prédéfinis, une étape d'affectation à ladite forme d'une étiquette attachée audit n-uplet prédéfini.

20 **5.** Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que ladite étape d'association comprend une étape d'affectation à ladite forme d'une étiquette attachée à un vecteur invariant normalisé prédéfini sélectionné parmi une pluralité de vecteurs invariants

25 normalisés prédéfinis, minimisant la distance avec un vecteur invariant normalisé formé d'un nombre prédéterminé de coefficients normalisés représentatifs des coordonnées dudit contour dans l'espace de Fourier.

6. Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage selon la revendication 5, caractérisé en ce que ledit

30 nombre prédéterminé de coefficients est supérieur ou égal à 8.

7. Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que ladite étape d'obtention d'au moins une forme de contour fermé comprend une étape d'application d'au moins un filtre morphologique à ladite image filtrée.

8. Procédé de détermination automatique des paramètres initiaux d'une matrice de passage selon l'une quelconque des revendications 1 à 7 dans lequel ledit os est une omoplate ou un humérus.

9. Produit programme d'ordinateur téléchargeable depuis un réseau de communication et/ou enregistré sur un support lisible par ordinateur et/ou exécutable par un processeur caractérisé en ce qu'il comprend des instructions de code de programme pour l'exécution des étapes du procédé de détermination paramètres initiaux d'une matrice de passage selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, lorsque ledit programme est exécuté par un ordinateur.

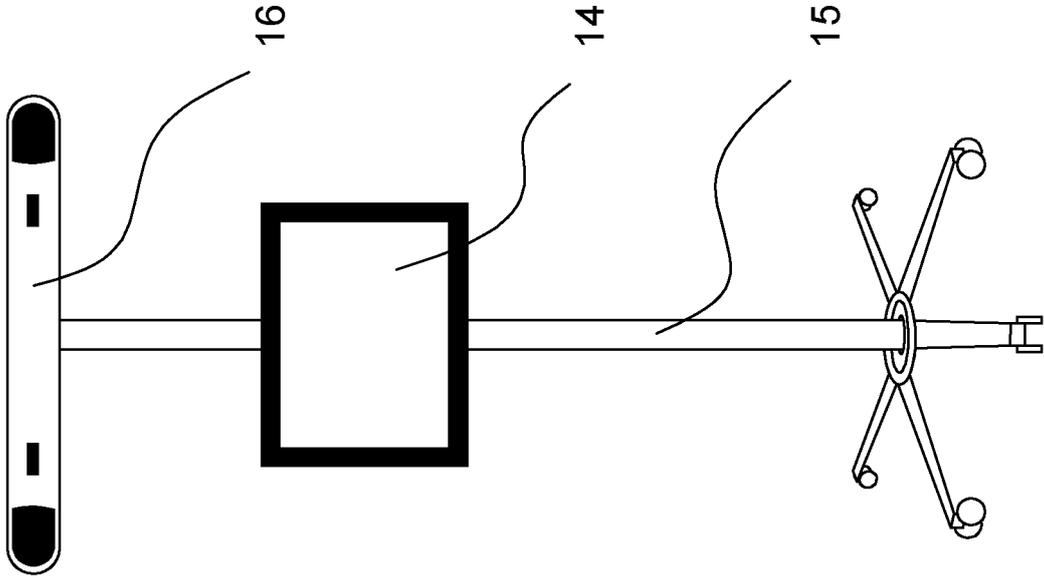
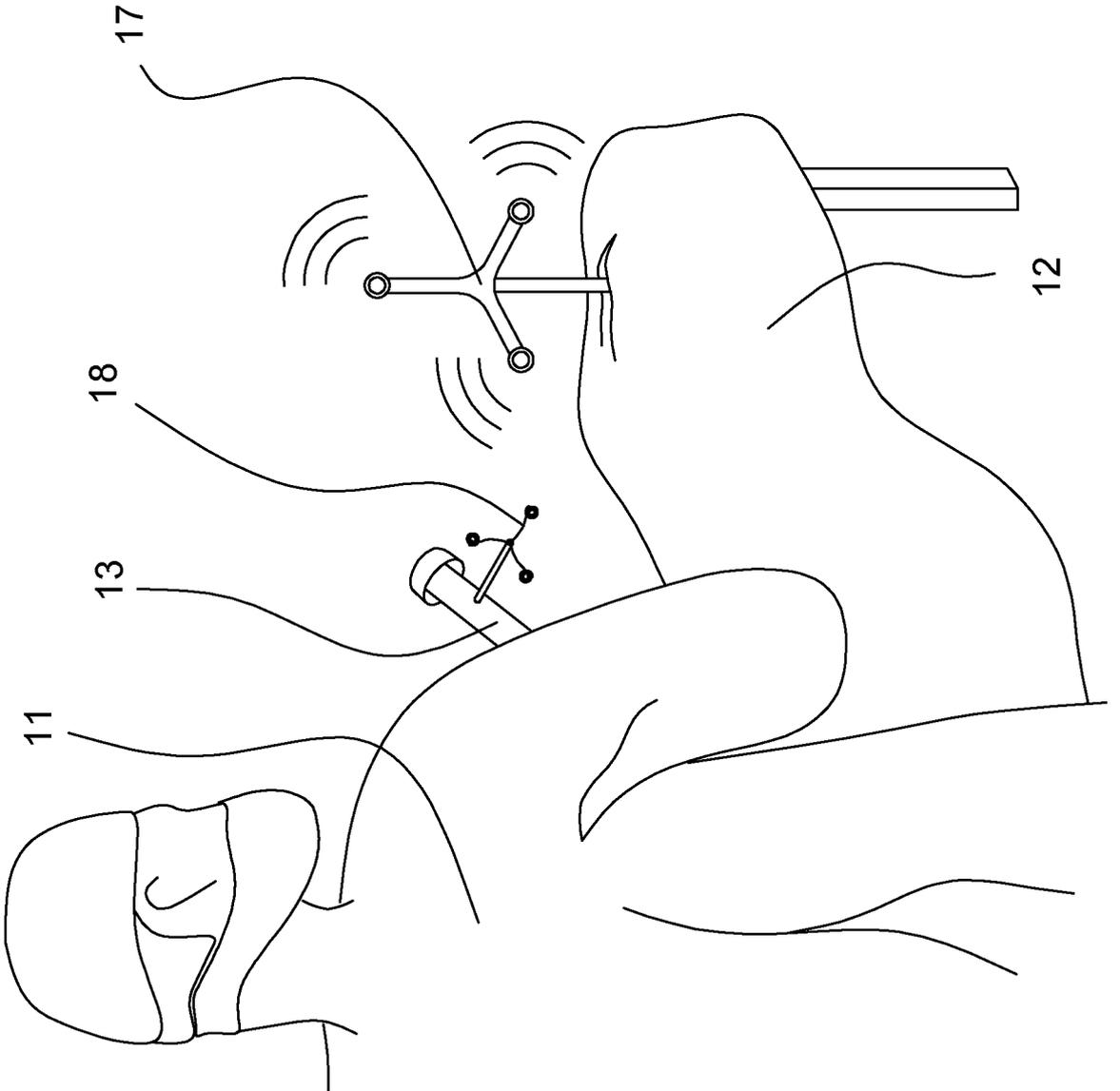
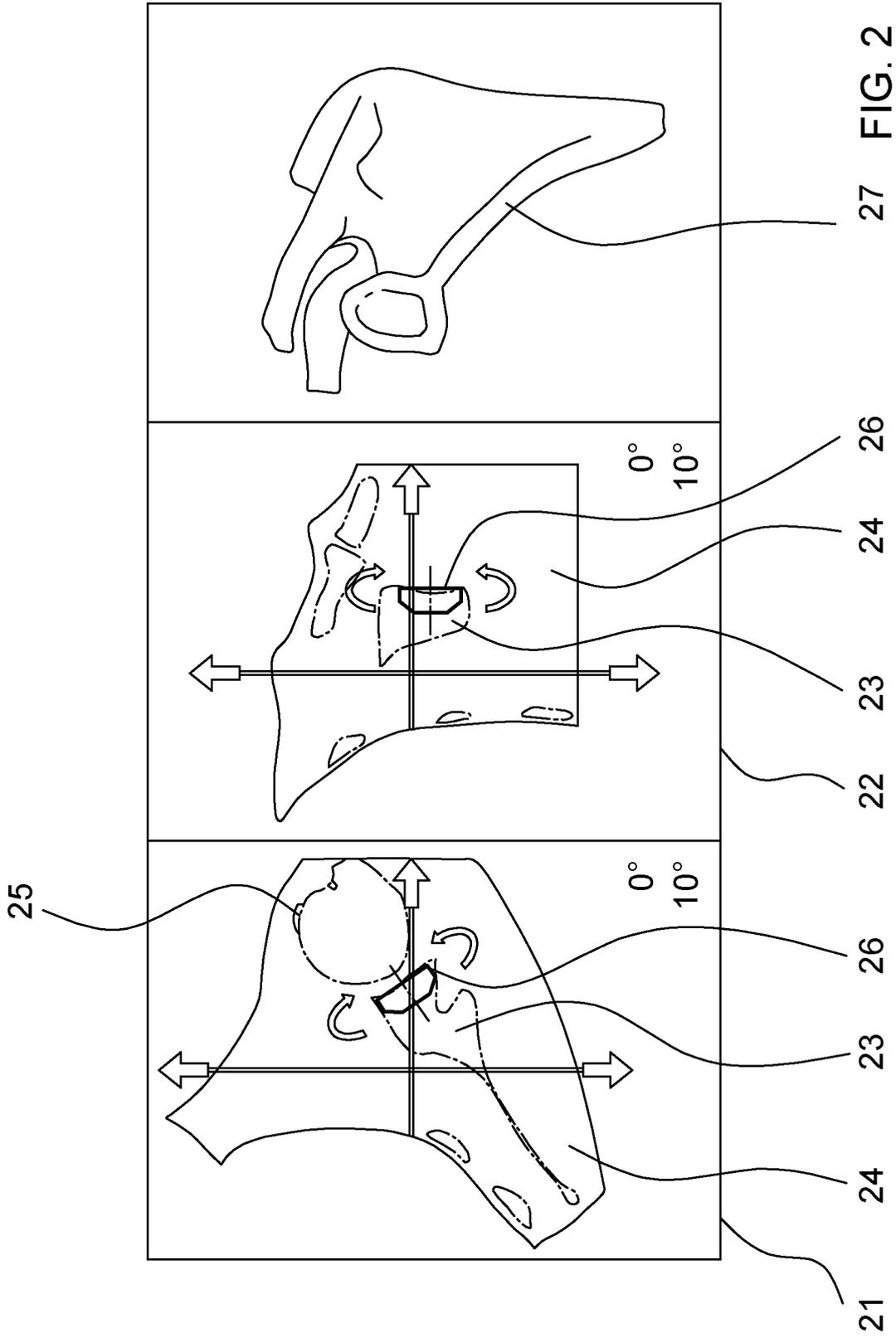


FIG. 1





27 FIG. 2

3/5

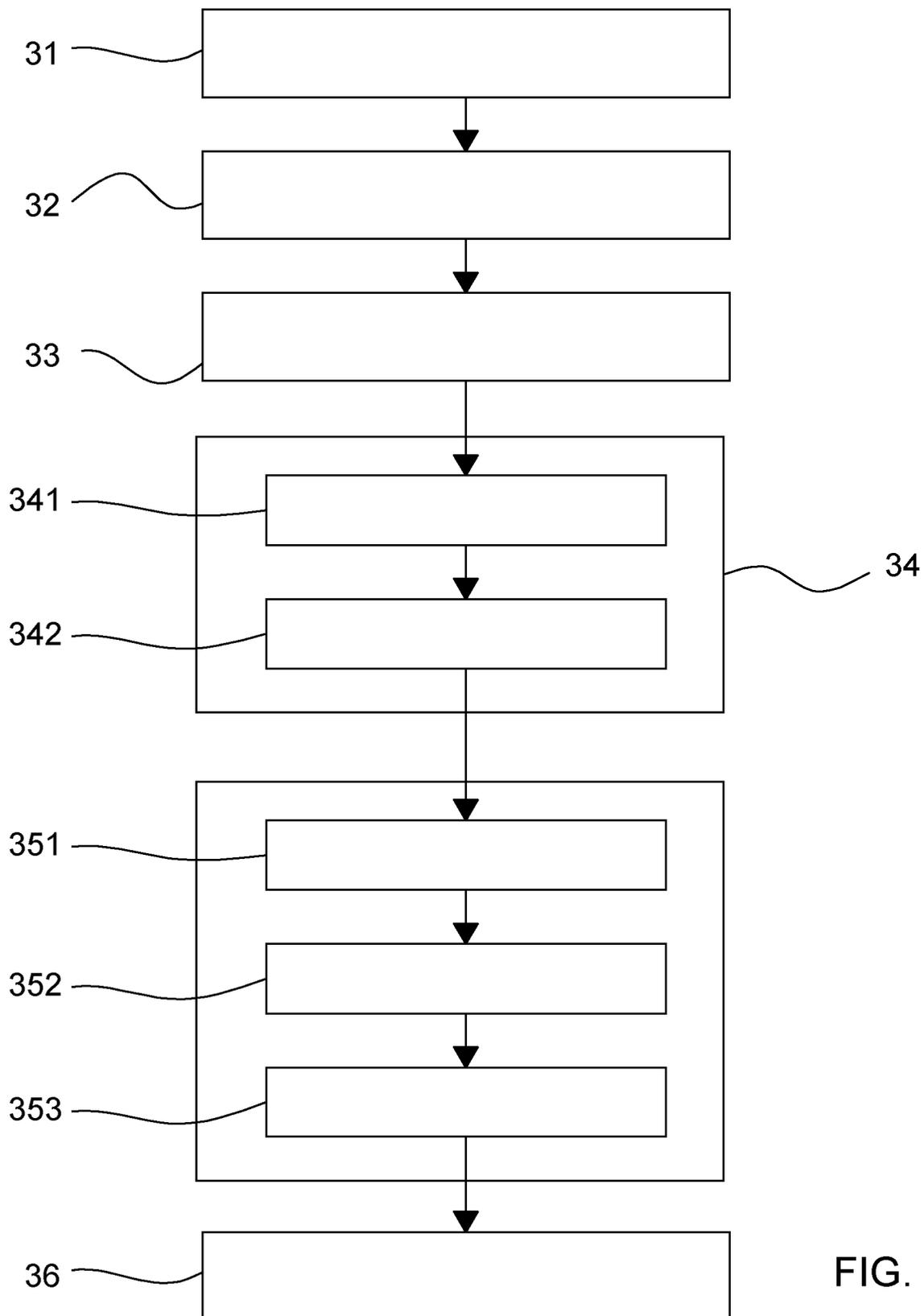
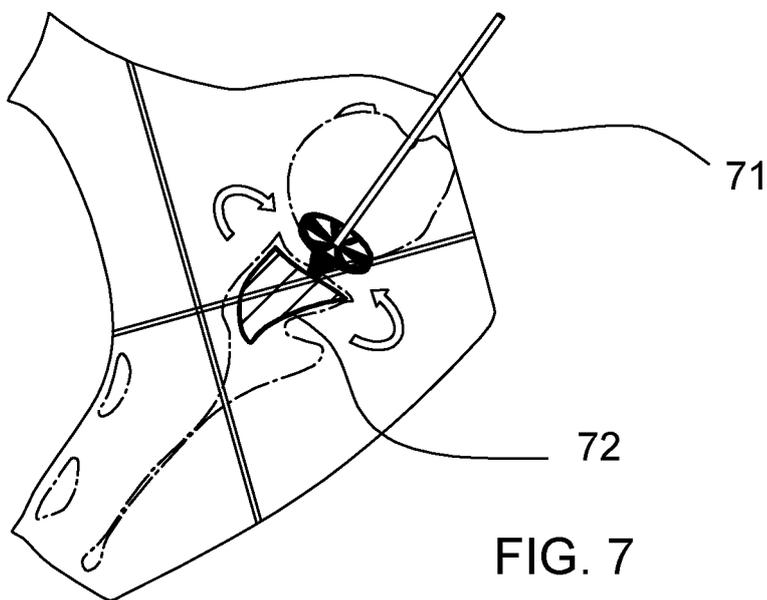
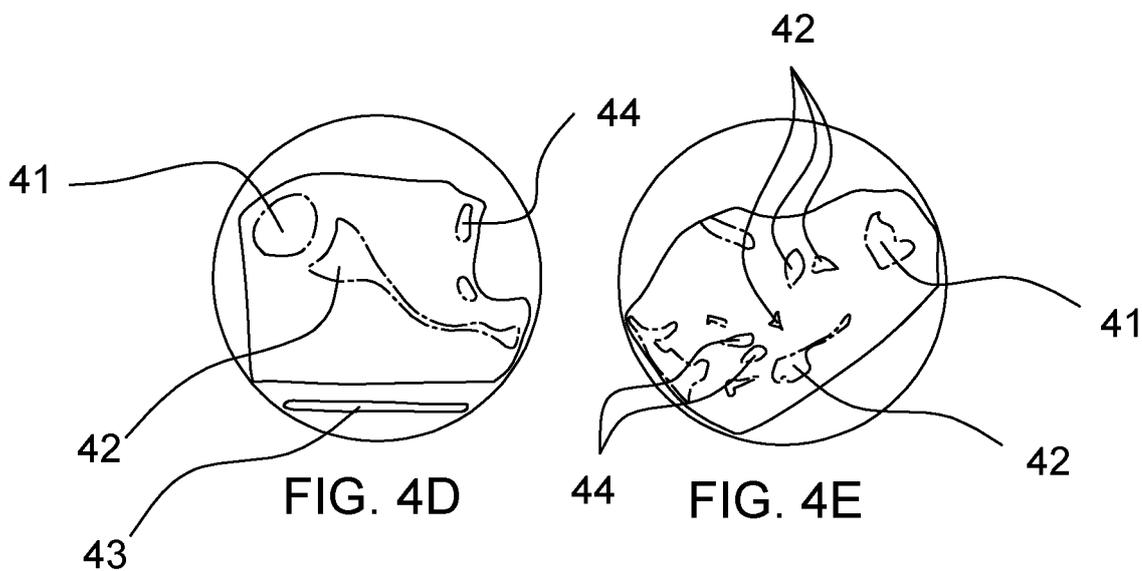
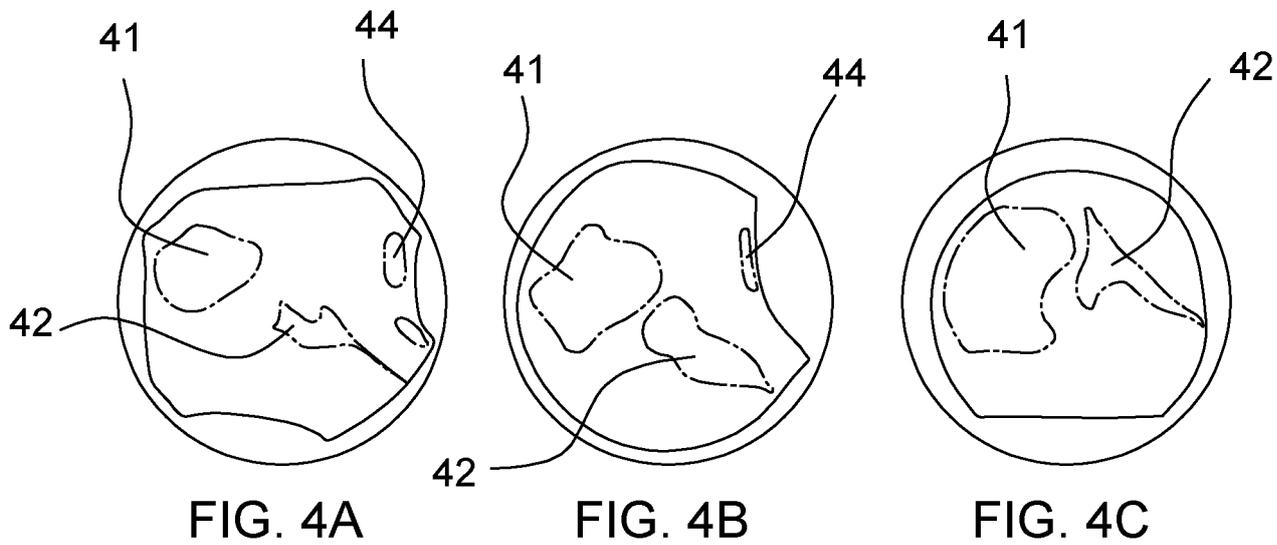


FIG. 3



5/5

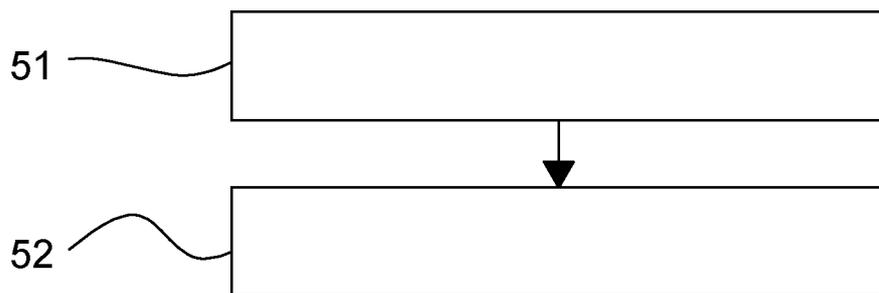


FIG. 5

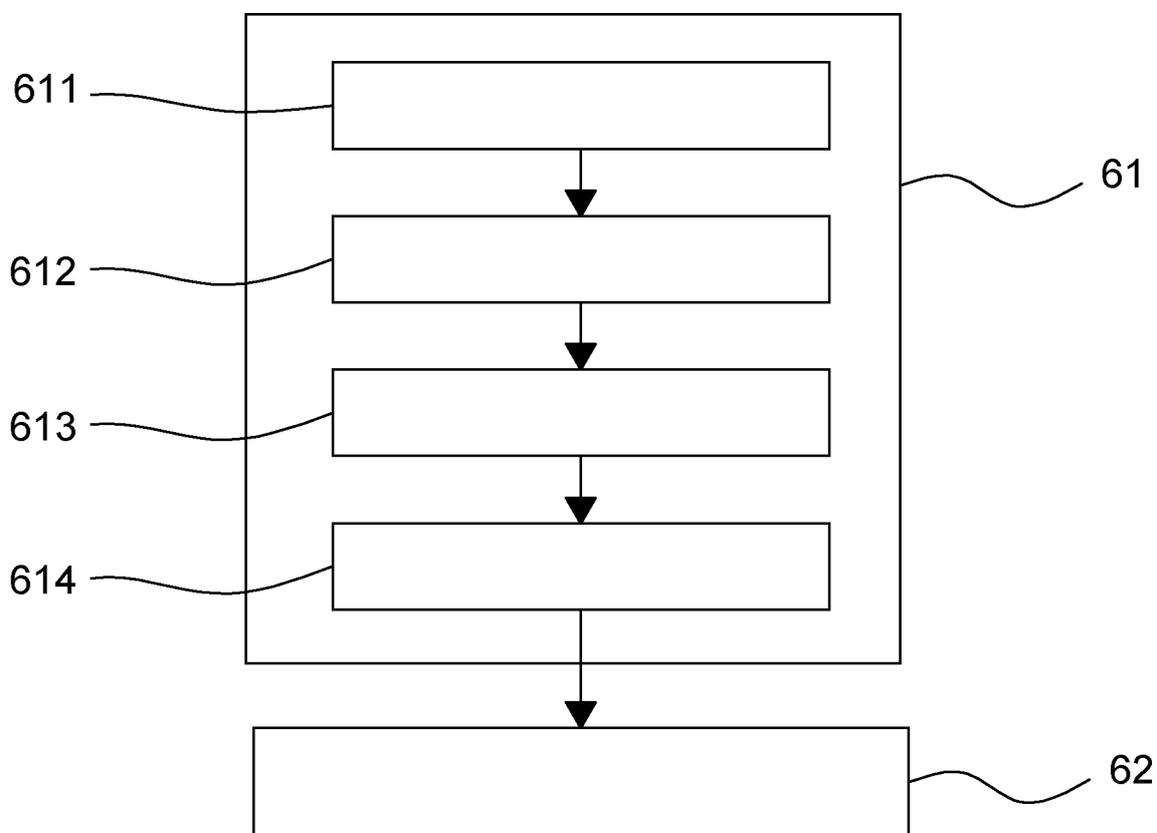


FIG. 6