

Système médical

L'invention se rapporte à un système médical.

En particulier, l'invention se rapporte à un système médical du type comprenant :

- 5 - un bras robotisé comportant une base et un organe effecteur, le bras robotisé étant configuré pour permettre un déplacement de l'organe effecteur par rapport à la base,
- une unité de commande connectée au bras robotisé et configurée pour délivrer un signal de commande qui commande le déplacement de l'organe effecteur par rapport à la base.

- 10 L'invention s'applique tout particulièrement au domaine de la chirurgie dans lequel le bras robotisé commandé par l'intermédiaire de l'unité de commande est utilisé pour assister un chirurgien dans la réalisation d'au moins une partie de ses gestes, au cours d'une intervention chirurgicale sur une structure anatomique. Le recours à un tel système médical vise notamment à améliorer la précision du geste et à prévenir une atteinte à des
- 15 tissus particulièrement sensibles de la structure anatomique.

- Par exemple, en chirurgie orthopédique ou en chirurgie de la colonne vertébrale, le système médical peut être utilisé pour contrôler un déplacement d'un dispositif médical, que ce soit un implant ou un outil ou un instrument médical ou chirurgical, par rapport à une structure osseuse comme structure anatomique. Le système médical peut alors limiter
- 20 les risques de dommage liés à l'atteinte de tissus fonctionnels, tels que des tissus du système nerveux, à proximité de la structure osseuse. L'importance de contrôler le déplacement du dispositif médical est d'autant plus grande qu'il peut s'agir de fixer un implant dans le pédicule d'une vertèbre de la colonne vertébrale, à proximité immédiate des tissus fonctionnels que sont la moelle épinière, les terminaisons nerveuses et les
- 25 structures vasculaires.

- Au cours de l'intervention chirurgicale, le déplacement du dispositif médical est généralement contrôlé par un système de navigation comprenant un dispositif de repérage et un dispositif d'affichage. Le dispositif de repérage comporte généralement des cibles, de toute nature appropriée, solidaires du dispositif médical et un ou plusieurs organes de
- 30 détection des cibles. L'unité de commande peut ainsi détecter une position du dispositif médical dans un référentiel déterminé par le dispositif de repérage et l'afficher sur le dispositif d'affichage en superposition à une représentation de la structure anatomique.

Toutefois, un tel système médical n'offre pas une fiabilité et une sécurité satisfaisante en ce qu'il ne fournit aucune information sur la position effective du dispositif

médical par rapport à la structure anatomique. Un décalage entre la position affichée sur le dispositif d'affichage et la position effective du dispositif médical peut avoir des conséquences désastreuses pour le patient.

De plus, un tel système médical nécessite un dispositif de navigation fournissant
5 une représentation très précise de la structure anatomique. Une telle représentation est généralement le résultat de l'acquisition d'un grand nombre d'images selon des modalités exposant le patient et le personnel médical à des quantités importantes de rayonnements nocifs, tels que des rayons X. Outre un traitement long et complexe des images pour obtenir la représentation appropriée que cela impose, le système médical connu présente un
10 risque pour la santé à plus ou moins long termes du patient et du personnel médical.

L'invention vise à pallier les problèmes évoqués ci-dessus.

A cet effet, l'invention propose un système médical du type précité comprenant en outre un dispositif médical destiné à pénétrer dans une structure anatomique, la structure anatomique comportant des milieux différents et présentant une caractéristique électrique
15 variable en fonction des capacités des milieux à conduire un courant électrique, le dispositif médical comprenant un corps adapté pour pénétrer dans la structure anatomique, le dispositif médical étant configuré pour émettre un signal d'avertissement variable en fonction de la caractéristique électrique lorsque le corps est déplacé dans la structure anatomique, le dispositif médical étant connecté à l'unité de commande,

20 dans lequel le corps du dispositif médical s'étend entre une extrémité distale destinée à venir en contact avec la structure anatomique et une extrémité proximale opposée à l'extrémité distale, et présente une surface extérieure, le corps comprenant :

- au moins une première électrode comportant une première surface de contact agencée sur la surface extérieure du corps, à l'extrémité distale, pour venir en contact avec
25 la structure anatomique,

- au moins une deuxième électrode comportant une deuxième surface de contact agencée sur la surface extérieure du corps, à l'extrémité distale, pour venir en contact avec la structure anatomique à distance de la première surface de contact,

dans lequel le dispositif médical comprend en outre :

30 - un générateur électrique connecté aux première et deuxième électrodes et adapté pour appliquer au moins un courant électrique de mesure entre les première et deuxième surfaces de contact,

- un dispositif de traitement connecté au générateur électrique et aux première et deuxième électrodes et adapté pour déterminer un paramètre de mesure relatif à la

caractéristique électrique à partir dudit au moins un courant électrique de mesure, et pour émettre le signal d'avertissement correspondant au paramètre de mesure,

et dans lequel l'unité de commande est configurée pour délivrer le signal de commande en fonction du signal d'avertissement.

- 5 Ainsi, l'invention permet de commander le déplacement du bras robotisé à partir d'une boucle de rétroaction basée sur un signal d'avertissement représentatif de la position relative du corps du dispositif médical et de la structure anatomique. Une telle commande réalisée à partir de la position effective du corps du dispositif médical par rapport à la structure anatomique permet d'améliorer la fiabilité et la sécurité du système médical. En
- 10 outre, il permet de s'affranchir de l'utilisation d'un dispositif de navigation ou, tout au moins, d'avoir recours à des dispositifs de navigation basés sur une représentation moins précise de la structure anatomique, par exemple résultant de l'acquisition d'images IRM ou ultrasonores. Il est ainsi possible de limiter voire de supprimer les rayonnements nocifs auxquels le patient et le personnel médical peuvent être soumis de sorte à réduire les
- 15 risques pour leur santé.

Le corps du dispositif médical peut s'étendre selon une direction de pénétration et le signal de commande peut comprendre des instructions pour :

- permettre un déplacement du corps du dispositif médical dans un sens d'avance de la direction de pénétration par rapport à la structure anatomique tant que le signal
- 20 d'avertissement n'atteint pas au moins un seuil critique,
- modifier le déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

Le déplacement du corps comprend une pluralité de paramètres de déplacement parmi lesquels la direction de pénétration, l'un du sens d'avance et d'un sens de recul

25 opposé au sens d'avance de la direction de pénétration, l'un d'une vitesse d'avance variable et d'un effort d'avance variable. Les dispositions précitées permettent notamment de modifier au moins l'un des paramètres de déplacement lorsqu'une position critique du corps du dispositif médical par rapport à la structure anatomique est détectée par l'intermédiaire du franchissement du seuil critique par le signal d'avertissement.

- 30 Le signal de commande peut comprendre des instructions pour arrêter le déplacement du corps du dispositif médical par rapport à la structure anatomique lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

En variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour déplacer le corps dans le sens de recul de la direction de pénétration lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

5 Selon une autre variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour limiter l'un de la vitesse d'avance et de l'effort d'avance du corps du dispositif médical dans le sens d'avance lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

Dans un mode de réalisation, le corps du dispositif médical peut être monté sur l'organe effecteur du bras robotisé et le signal de commande peut comprendre des instructions pour déplacer l'organe effecteur dans le sens d'avance tant que le signal
10 d'avertissement n'atteint pas le seuil critique.

Le signal de commande peut alors comprendre des instructions pour, tant que le signal d'avertissement n'atteint pas le seuil critique :

- déterminer une position courante dans laquelle se trouve le corps du dispositif médical,
- 15 - déplacer le corps vers une position de consigne située en aval dans le sens d'avance de la position courante du corps avec l'un d'une vitesse d'avance et d'un effort d'avance,

et pour, lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique :

- soit affecter la position courante à la position de consigne du corps et imposer au
20 corps l'un d'une vitesse nulle, d'un effort nul, d'une vitesse de recul opposée à la vitesse d'avance et d'un effort de recul opposé à l'effort d'avance,
- soit réduire l'un de la vitesse d'avance et de l'effort d'avance du corps dans le sens d'avance.

Dans un autre mode de réalisation, le système médical peut être mis en œuvre dans
25 le cadre d'une co-manipulation en étant adapté pour permettre le déplacement du corps du dispositif médical par une action extérieure exercée sur le dispositif médical. La co-manipulation s'entend ici comme la manipulation simultanée du corps du dispositif médical par le bras robotisé et un autre agent exerçant l'action extérieure. L'organe effecteur du bras robotisé peut alors comporter un élément de butée et le signal de
30 commande peut comprendre des instructions pour mettre l'élément de butée de l'organe effecteur en contact avec le dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

En particulier, le bras robotisé peut comprendre des segments et des articulations reliant les segments entre eux, au moins l'une des articulations étant équipée d'au moins un

actionneur réversible commandé par le signal de commande, le signal de commande comprenant des instructions pour permettre le déplacement de l'organe effecteur par une action extérieure exercée sur l'organe effecteur tant que le signal d'avertissement n'atteint pas le seuil critique.

5 Lorsque le corps du dispositif médical est déplacé par une action extérieure dans le sens d'avance avec l'un d'une vitesse d'avance et d'un effort d'avance qui n'est jusqu'alors pas commandé par l'unité de commande, le signal de commande peut comprendre des instructions pour, lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique :

- 10 - soit imposer au corps l'un d'une vitesse nulle, d'un effort nul, d'une vitesse de recul opposée à la vitesse d'avance et d'un effort de recul opposé à l'effort d'avance,
 - soit réduire l'un de la vitesse d'avance et de l'effort d'avance du corps dans le sens d'avance, qui devient commandé par l'unité de commande.

 L'organe effecteur du bras robotisé peut comporter un conduit adapté pour recevoir
15 le corps du dispositif médical.

 Une partie du conduit et en particulier un bord supérieur délimitant une ouverture supérieure au travers de laquelle le corps du dispositif médical est inséré dans le conduit peut former l'élément de butée utilisé pour contrôler le déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

20 Lorsque le corps du dispositif médical est monté sur l'organe effecteur du bras robotisé, l'organe effecteur peut comporter un support déplaçable par rapport au conduit et le corps du dispositif médical peut être monté sur le support, le signal de commande comprenant des instructions pour déplacer le support par rapport au conduit.

 Le système médical peut comporter un dispositif de mesure d'effort connecté à
25 l'unité de commande et configuré pour émettre un signal d'effort correspondant à un effort exercé sur le corps du dispositif médical, l'unité de commande étant configurée pour délivrer le signal de commande en fonction du signal d'effort.

 Le signal de commande peut comprendre des instructions pour :

- 30 - permettre le déplacement du corps du dispositif médical dans le sens d'avance tant que le signal d'effort n'atteint pas au moins un seuil d'effort,
 - modifier le déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal d'effort atteint le seuil d'effort.

Le signal de commande peut comprendre des instructions pour arrêter le déplacement du corps du dispositif médical par rapport à la structure anatomique lorsque le signal d'effort atteint le seuil d'effort.

En variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour déplacer
5 le corps dans le sens de recul de la direction de pénétration lorsque le signal d'effort atteint le seuil d'effort.

Selon une autre variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour limiter l'un d'une vitesse d'avance et d'un effort d'avance du corps du dispositif médical dans le sens d'avance lorsque le signal d'effort atteint le seuil d'effort.

10 Le système médical peut comporter un dispositif de détection de profondeur connecté à l'unité de commande et configuré pour émettre un signal de profondeur correspondant à une profondeur à laquelle le corps du dispositif médical a pénétré dans la structure anatomique, l'unité de commande étant configurée pour délivrer le signal de commande en fonction du signal de profondeur.

15 Le signal de commande peut comprendre des instructions pour :
- permettre le déplacement du corps du dispositif médical dans le sens d'avance tant que le signal de profondeur n'atteint pas au moins un seuil de profondeur,
- modifier le déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal de profondeur atteint le seuil de profondeur.

20 Le signal de commande peut comprendre des instructions pour arrêter le déplacement du corps du dispositif médical par rapport à la structure anatomique lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil de profondeur.

En variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour déplacer le corps dans le sens de recul de la direction de pénétration lorsque le signal de profondeur
25 atteint le seuil de profondeur.

Selon une autre variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour limiter l'un de la vitesse d'avance et de l'effort d'avance du corps du dispositif médical dans le sens d'avance lorsque le signal de profondeur atteint le seuil de profondeur.

30 Ces dispositions permettent de combiner le signal d'avertissement fournissant une information sur la caractéristique électrique du milieu avec au moins l'un des signaux d'effort et de profondeur pour discriminer différents milieux présentant des capacités à conduire le courant électrique analogues ou pour définir de manière plus précise une

position du corps par rapport à la structure anatomique de manière à pouvoir adapter le signal de commande en conséquence.

Une pluralité de signatures prédéfinies peut être enregistrée dans l'unité de commande, chaque signature comprenant un signal d'avertissement de référence résultant d'une variation d'un paramètre de mesure relatif à la caractéristique électrique au cours d'une pénétration du corps du dispositif médical dans une structure anatomique de référence. Le signal de commande peut comprendre une pluralité d'ensembles de paramètres de déplacement, chaque ensemble de paramètres de déplacement étant associé à l'une des signatures. L'unité de commande peut alors être configurée pour :

- 10 - au cours de la pénétration du corps du dispositif médical dans une structure anatomique, enregistrer en continu le paramètre de mesure et comparer la variation du paramètre de mesure aux signatures, et
- si la variation du paramètre de mesure correspond à l'une des signatures, délivrer le signal de commande avec l'ensemble de paramètres de déplacement associé à la signature.

Le cas échéant, chaque signature peut comprendre en outre au moins l'un de :

- un signal d'effort de référence résultant d'une variation d'un paramètre d'effort relatif à l'effort exercé sur le corps du dispositif médical au cours d'une pénétration du corps du dispositif médical dans la structure anatomique de référence,
- 20 - un signal de profondeur de référence résultant d'une variation d'un paramètre de profondeur relatif à la profondeur à laquelle le corps du dispositif médical a pénétré dans la structure anatomique de référence.

Les paramètres de déplacement de chaque ensemble peuvent être différents des paramètres de déplacement des autres ensembles.

- 25 Chaque signature peut notamment comprendre un ou plusieurs seuils critiques et, le cas échéant, un ou plusieurs seuils de profondeur et un ou plusieurs seuils d'effort.

La structure anatomique peut comprendre un premier milieu présentant une première capacité à conduire le courant électrique et un deuxième milieu présentant une deuxième capacité à conduire le courant électrique, la première capacité étant inférieure à la deuxième capacité. L'unité de commande peut alors être configurée pour détecter une interface entre le deuxième milieu et le premier milieu lorsque le signal d'avertissement varie dans un premier sens de variation et dépasse un premier seuil critique.

Par exemple, la structure anatomique peut être une structure osseuse avec de l'os cortical comme premier milieu et l'os spongieux comme deuxième milieu. Un paramètre

de mesure représentatif de la conductivité comme caractéristique électrique peut alors être choisi et l'interface entre l'os spongieux et l'os cortical peut être détectée lorsque le signal d'avertissement diminue en-dessous du premier seuil critique.

Le premier milieu peut former une frontière avec un troisième milieu comprenant
5 un fluide présentant une troisième capacité à conduire le courant, la troisième capacité étant supérieure aux première et deuxième capacités. L'unité de commande peut alors être configurée pour détecter une brèche dans le premier milieu lorsqu'après avoir varié dans le premier sens de variation par rapport au premier seuil critique, le signal d'avertissement varie dans un deuxième sens de variation opposé au premier sens de variation et dépasse
10 une valeur minimale du paramètre de mesure représentatif du deuxième milieu avec un écart déterminé.

L'unité de commande affecte une valeur initiale à la valeur minimale du paramètre de mesure et mesure en permanence une valeur courante du paramètre de mesure. Tant que le signal d'avertissement ne dépasse pas l'écart déterminé, si la valeur courante du
15 paramètre de mesure est inférieure à la valeur minimale du paramètre de mesure, l'unité de commande affecte la valeur courante du paramètre de mesure à la valeur minimale du paramètre de mesure.

Dans le cas d'une structure osseuse, l'os cortical peut former une frontière à un troisième milieu constitué de tissus mou et de sang. La brèche dans l'os cortical peut être
20 détectée lorsque le signal d'avertissement augmente au-dessus de la valeur minimale de la conductivité représentative de l'os spongieux et avec un écart déterminé.

Le corps du dispositif médical peut présenter un axe longitudinal et le dispositif médical peut comprendre en outre un dispositif d'entraînement configuré pour entraîner le corps en rotation autour de l'axe longitudinal, le signal de commande comprenant des
25 instructions pour :

- permettre une rotation du corps dans un premier sens de rotation à une vitesse d'entraînement, tant que le signal d'avertissement n'atteint pas un seuil critique,
- modifier la rotation du corps lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

30 Chaque signature peut comprendre au moins une vitesse d'entraînement

Le signal de commande peut comprendre des instructions pour interrompre la rotation du corps du dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

En variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour entraîner le corps dans un deuxième sens de rotation, le deuxième sens de rotation étant opposé au premier sens de rotation, lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

- 5 Selon une autre variante, le signal de commande peut comprendre des instructions pour limiter la vitesse d'entraînement du corps dans le premier sens de rotation lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

- Dans d'autres applications, par exemple pour lesquels les risques de dommage liés à l'atteinte de tissus fonctionnels sont limités voire inexistantes notamment du fait de
10 l'absence de tissus fonctionnels à proximité immédiate, le signal de commande pourrait comprendre des instructions pour augmenter la vitesse d'entraînement dans le premier sens de rotation lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique et/ou, le cas échéant, lorsque le signal d'effort atteint le seuil d'effort et/ou lorsque le signal de profondeur atteint le seuil de profondeur, afin notamment de faciliter la pénétration du corps dans la
15 structure anatomique.

- Le paramètre de mesure peut être une tension électrique, une intensité du courant électrique, la caractéristique électrique elle-même choisie parmi la conductivité et la résistivité, ou être le résultat d'un traitement, tel qu'une intégration, une moyenne ou autre,
20 une variation sur une période déterminée peut alors être comparée au seuil critique correspondant.

- Le courant électrique de mesure a une période de mesure inférieure au rapport d'une distance critique du corps du dispositif médical dans le sens d'avance de la direction de pénétration sur la vitesse d'avance du corps du dispositif médical, la distance critique
25 étant en particulier inférieure ou égale à 1 mm.

- Le générateur électrique peut être connecté à l'unité de commande et l'unité de commande peut être adaptée pour mesurer la vitesse d'avance du corps du dispositif médical et pour commander le générateur électrique pour appliquer le courant électrique de mesure.

- 30 Le bras robotisé peut s'étendre depuis la base jusqu'à une extrémité effectrice opposée à la base, l'organe effecteur étant disposé à l'extrémité effectrice du bras robotisé.

 L'invention peut être mise en œuvre dans un procédé de pénétration d'un corps d'un dispositif médical dans une structure anatomique comportant des milieux différents et

présentant une caractéristique électrique variable en fonction des capacités des milieux à conduire un courant électrique, le procédé de pénétration prévoyant de :

- émettre un signal d'avertissement variable en fonction de la caractéristique électrique lorsque le corps pénètre la structure anatomique, et
- 5 - commander un déplacement d'un organe effecteur d'un bras robotisé par rapport à une base du bras robotisé par une unité de commande délivrant un signal de commande en fonction du signal d'avertissement.

Le procédé de pénétration peut prévoir de :

- permettre un déplacement du corps du dispositif médical dans un sens d'avance
- 10 d'une direction de pénétration dans laquelle s'étend le corps par rapport à la structure anatomique tant que le signal d'avertissement n'atteint pas au moins un seuil critique,
- modifier le déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

Le procédé de pénétration peut prévoir d'arrêter le déplacement du corps du

15 dispositif médical par rapport à la structure anatomique lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

En variante, le procédé de pénétration peut prévoir de déplacer le corps dans un sens de recul de la direction de pénétration, le sens de recul étant opposé au sens d'avance, lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

20 Selon une autre variante, le procédé de pénétration peut prévoir de limiter l'un d'une vitesse d'avance et d'un effort d'avance du corps du dispositif médical dans le sens d'avance lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

Dans un mode de réalisation, le procédé de pénétration peut prévoir de monter le corps du dispositif médical sur l'organe effecteur du bras robotisé et de déplacer l'organe

25 effecteur dans le sens d'avance tant que le signal d'avertissement n'atteint pas le seuil critique.

Dans un autre mode de réalisation, le procédé de pénétration peut prévoir de permettre le déplacement du corps du dispositif médical par une action extérieure exercée sur le dispositif médical et de mettre un élément de butée de l'organe effecteur en contact

30 avec le dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

L'organe effecteur du bras robotisé peut comporter un conduit adapté pour recevoir le corps du dispositif médical.

Lorsque le corps du dispositif médical est monté sur l'organe effecteur du bras robotisé, l'organe effecteur peut comporter un support déplaçable par rapport au conduit et

le corps du dispositif médical peut être monté sur le support, le procédé de pénétration peut prévoir de déplacer le support par rapport au conduit.

Le système médical peut comporter un dispositif de mesure d'effort connecté à l'unité de commande et configuré pour émettre un signal d'effort correspondant à un effort exercé sur le corps du dispositif médical, le procédé de pénétration prévoyant de délivrer le signal de commande en fonction du signal d'effort.

Le procédé de pénétration peut prévoir de :

- permettre le déplacement du corps du dispositif médical dans le sens d'avance tant que le signal d'effort n'atteint pas au moins un seuil d'effort,
- modifier le déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal d'effort atteint le seuil d'effort.

Le système médical peut comporter un dispositif de détection de profondeur connecté à l'unité de commande et configuré pour émettre un signal de profondeur correspondant à une profondeur à laquelle le corps du dispositif médical a pénétré dans la structure anatomique, le procédé de pénétration prévoyant de délivrer le signal de commande en fonction du signal de profondeur.

Le procédé de pénétration peut prévoir de :

- permettre le déplacement du corps du dispositif médical dans le sens d'avance tant que le signal de profondeur n'atteint pas au moins un seuil de profondeur,
- modifier le déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal de profondeur atteint le seuil de profondeur.

Le procédé de pénétration peut prévoir d'entraîner le corps du dispositif médical en rotation autour d'un axe longitudinal du corps dans un premier sens de rotation à une vitesse d'entraînement.

Le procédé de pénétration peut prévoir d'interrompre la rotation du corps du dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

En variante, le procédé de pénétration peut prévoir d'entraîner le corps dans un deuxième sens de rotation, le deuxième sens de rotation étant opposé au premier sens de rotation, lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

Selon une autre variante, le procédé de pénétration peut prévoir de limiter la vitesse d'entraînement du corps dans le premier sens de rotation lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique.

D'autres objets et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description qui suit de modes de réalisation particuliers de l'invention donnés à titre d'exemple non limitatif, la description étant faite en référence aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 est une représentation d'un système médical selon un premier mode de réalisation de l'invention, le système médical comprenant un bras robotisé et un dispositif médical connectés à une unité de commande, le dispositif médical comprenant un corps adapté pour pénétrer dans une structure anatomique présentant une caractéristique électrique variable, le dispositif médical émettant un signal d'avertissement variable en fonction de la caractéristique électrique, le dispositif médical étant monté sur un organe effecteur du bras robotisé et l'unité de commande délivrant un signal de commande qui commande un déplacement de l'organe effecteur par rapport à une base du bras robotisé en fonction du signal d'avertissement, en particulier pour modifier un déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint un seuil critique,

- la figure 2 est une représentation du dispositif médical du système médical de la figure 1,

- la figure 3 est une représentation d'un système médical selon un deuxième mode de réalisation de l'invention, le corps du dispositif médical étant déplacé par une action extérieure exercée sur le dispositif médical, le corps du dispositif médical étant inséré dans un conduit monté sur l'organe effecteur, l'unité de commande délivrant le signal de commande en fonction du signal d'avertissement, en particulier pour modifier un déplacement du corps du dispositif médical lorsque le signal d'avertissement atteint le seuil critique,

- la figure 4 est une représentation d'un système médical selon un troisième mode de réalisation de l'invention, l'organe effecteur comportant un conduit et un support déplaçable par rapport au conduit, le corps du dispositif médical étant monté sur le support et le signal de commande comprenant des instructions pour déplacer le support par rapport au conduit,

- la figure 5 est une représentation de l'évolution d'au moins l'un des paramètres de déplacement choisi parmi une vitesse d'avance et une vitesse d'entraînement du corps du dispositif médical en rotation en fonction de l'évolution de la caractéristique électrique au cours de la pénétration du corps dans un pédicule vertébral depuis un point d'entrée dans une couche extérieure d'os cortical jusqu'à un premier point de sortie dans la couche extérieure d'os cortical en regard du point d'entrée,

- la figure 6 est une représentation de l'évolution d'au moins l'un des paramètres de déplacement choisi parmi une vitesse d'avance et une vitesse de rotation du corps du dispositif médical en fonction de l'évolution de la caractéristique électrique au cours de la pénétration du corps dans un pédicule vertébral depuis le point d'entrée dans la couche
5 extérieure d'os cortical jusqu'à un deuxième point de sortie dans une couche intérieure d'os cortical délimitant le foramen vertébral,

- la figure 7 est une représentation de l'évolution d'au moins l'un des paramètres de déplacement choisi parmi une vitesse d'avance et une vitesse de rotation du corps du dispositif médical en fonction de l'évolution de la caractéristique électrique au cours de la
10 pénétration du corps dans un pédicule vertébral depuis le point d'entrée dans la couche extérieure d'os cortical jusqu'à un seuil de profondeur,

- la figure 8 est une représentation illustrant une utilisation du signal d'avertissement pour détecter un glissement du corps du dispositif médical sur la couche extérieure d'os cortical et pour délivrer l'un des paramètres de déplacement choisi parmi
15 une vitesse d'avance et une vitesse de rotation du corps du dispositif médical correspondant,

- la figure 9 est une représentation illustrant une utilisation du signal d'avertissement pour détecter une traversée de l'une des apophyses transverses pour délivrer l'un des paramètres de déplacement choisi parmi une vitesse d'avance et une
20 vitesse de rotation du corps du dispositif médical correspondant,

- la figure 10 est une représentation illustrant une utilisation du signal d'avertissement pour détecter un passage du corps à la jonction entre le pédicule vertébral et le corps vertébral,

- la figure 11 est une représentation illustrant une utilisation du signal d'avertissement pour détecter la pénétration du corps dans la couche extérieure d'os cortical après qu'il a traversé l'une des apophyses transverses,
25

- la figure 12 est une représentation illustrant une utilisation d'un couplage du signal d'avertissement avec un signal d'effort correspondant à un effort résultant exercé sur le corps du dispositif médical par la structure anatomique pour discriminer deux positions
30 différentes du corps du dispositif médical.

Sur les figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou analogues.

Les figures 1 et 2 représentent un premier mode de réalisation d'un système médical 10 selon l'invention.

Sans y être limité, le système médical 10 représenté s'applique tout particulièrement au domaine de la chirurgie orthopédique et de la chirurgie de la colonne vertébrale pour offrir à un chirurgien une assistance au cours d'une intervention chirurgicale pour mettre en place un implant sur une ou plusieurs vertèbres 1 de la colonne vertébrale d'un patient. L'assistance du système médical 10 peut être partielle, en ne contrôlant qu'une partie des gestes du chirurgien, totale, en contrôlant les gestes à la place du chirurgien, ou une combinaison des deux. Le système médical 10 permet ainsi d'améliorer la précision des gestes et de prévenir les risques de dommage liés à une atteinte de tissus fonctionnels particulièrement sensibles, tels que la moelle épinière, les terminaisons nerveuses et les structures vasculaires.

Comme représenté sur les figures 5 à 12, une vertèbre 1 est une structure osseuse comportant intérieurement un foramen 2 dans lequel passe la moelle épinière et des structures vasculaires. Sur une face dorsale, la vertèbre 1 présente une apophyse épineuse 3 s'étendant dans un plan sagittal et deux apophyses transverses 4 s'étendant sensiblement de part et d'autre du foramen 2 dans un plan frontal, au voisinage desquelles passent les terminaisons nerveuses. La vertèbre 1 est délimitée extérieurement par une couche extérieure 5 d'os cortical. Le foramen 2 est lui-même délimité par une couche intérieure 6 d'os cortical. Entre les couches extérieure 5 et intérieure 6 d'os cortical se trouve de l'os spongieux 7. Les couches intérieure 6 et extérieure 5 d'os cortical constituent chacune un premier milieu présentant une première capacité à conduire un courant électrique. L'os spongieux constitue un deuxième milieu présentant une deuxième capacité à conduire un courant électrique, laquelle deuxième capacité est supérieure à la première capacité. Les tissus mous et les fluides, tels que le sang, entourant la couche extérieure 5 d'os cortical et à l'intérieur de la couche intérieure 6 d'os cortical constituent un troisième milieu présentant une troisième capacité à conduire le courant, la troisième capacité étant supérieure aux première et deuxième capacités.

L'invention décrite en relation avec une application à une vertèbre 1 et plus généralement à une structure osseuse n'est pas limitée à une telle application. Elle s'applique également à toute structure anatomique comportant des milieux différents et présentant une caractéristique électrique, telle qu'une conductivité ou une résistivité, variable en fonction des capacités des milieux à conduire un courant électrique.

Le système médical 10 comprend un bras robotisé 11 et un dispositif médical 25 connectés à une unité de commande 50 électronique.

Le bras robotisé 11 comporte une base 12 et un organe effecteur 14 agencé, dans le mode de réalisation représenté, à une extrémité effectrice opposée à la base 12. Le bras robotisé 11 est configuré pour permettre un déplacement de l'organe effecteur 14 par rapport à la base 12. En particulier, le bras robotisé 11 comprend plusieurs segments reliés entre eux par des articulations. Dans le mode de réalisation représenté, un premier segment constitue la base 12 sur laquelle une première extrémité d'un deuxième segment 13 est montée par l'intermédiaire d'une première articulation 16 présentant un nombre de degré de liberté approprié. Un troisième segment 15 portant l'organe effecteur 14 est monté sur la deuxième extrémité du deuxième segment 13 par l'intermédiaire d'une deuxième articulation 17 présentant elle aussi un nombre de degré de liberté approprié. Au moins l'une des articulations 16, 17 est équipée d'au moins un actionneur. Comme il apparaîtra de la suite de la description, les actionneurs des articulations peuvent être réversibles, c'est-à-dire qu'ils permettent un déplacement relatif des segments les uns par rapport aux autres sous l'effet d'une action extérieure exercée sur le bras robotisé 11 par un utilisateur du bras robotisé 11 et, en particulier, le chirurgien. Au moins l'un des actionneurs réversibles est commandé par l'unité de commande 50.

Le dispositif médical 25 est destiné à pénétrer dans une structure anatomique. S'agissant de pénétrer dans une vertèbre 1, il est important d'assurer un positionnement précis du dispositif médical 25 pour éviter d'endommager ou pire de traverser la couche intérieure 6 d'os cortical délimitant le foramen 2 ou la couche extérieure 5 d'os cortical au voisinage des terminaisons nerveuses. Le dispositif médical 25 est donc configuré pour émettre un signal d'avertissement variable en fonction de la caractéristique électrique lorsqu'il est déplacé dans la structure anatomique.

Dans le mode de réalisation représenté, le dispositif médical 25 est un dispositif de forage instrumenté fonctionnant selon un principe analogue à celui de l'outil à main décrit dans la demande de brevet WO 03/068076 et commercialisé sous le nom de PediGuard®. Bien que décrite en relation avec un dispositif de forage, l'invention n'est pas limitée à ce type de dispositif médical. En particulier, l'invention peut être mise en œuvre avec d'autres types d'outils ou instruments médicaux ou chirurgicaux, et notamment une sonde, une pointe carrée, une spatule, une curette ou un taraud. Le dispositif médical du système médical 10 pourrait également être l'implant lui-même à mettre en place dans la structure anatomique, tel qu'une vis et, en particulier, une vis pédiculaire.

Comme représenté sur la figure 2, le dispositif de forage 25 comprend un corps 26 sous la forme d'un foret adapté pour pénétrer dans la structure osseuse de la vertèbre 1. Le

foret 26 s'étend selon un axe longitudinal L entre une extrémité proximale 26a et une extrémité distale 26b formant une pointe 27 par laquelle il pénètre la structure osseuse. Le foret 26 présente une surface extérieure globalement cylindrique de section circulaire autour de l'axe longitudinal L et pourvue d'une ou plusieurs arêtes coupantes hélicoïdales
5 au voisinage de la pointe 27. Le corps 26 pourrait, toutefois, présenter toute autre forme, notamment cylindrique de section polygonale ou autre.

Le foret 26 comprend une première électrode 28, cylindrique et en matériau conducteur, s'étendant à l'intérieur du foret 26 parallèlement à l'axe longitudinal L. En particulier, la première électrode 28 est disposé dans un alésage central du foret 26 et
10 s'étend coaxialement à l'axe longitudinal L jusqu'à une extrémité libre présentant une première surface de contact 29 qui affleure la surface extérieure du foret 26 à la pointe 27.

Le foret 26 comprend également une deuxième électrode 30, annulaire et en matériau conducteur, s'étendant selon l'axe longitudinal L autour de la première électrode 28. En particulier, la deuxième électrode 30 est formée par une partie du foret 26 lui-même, alors réalisé en un matériau conducteur. La deuxième électrode 30 présente une
15 deuxième surface de contact 31 composée d'une portion cylindrique parallèle à l'axe longitudinal L correspondant à une surface latérale du foret 26, et une portion annulaire transversale par rapport à l'axe longitudinale L correspondant à une surface distale du foret 26.

20 Une couche de matériau électriquement isolant, non représentée, est interposée entre les première 28 et deuxième 30 électrodes de telle manière que les première 29 et deuxième 31 surfaces de contact puissent venir en contact à distance l'une de l'autre avec les tissus de la structure anatomique au cours de la pénétration du foret 26 dans la structure anatomique.

25 L'invention n'est toutefois pas limitée à la réalisation et à l'agencement précédemment décrits du corps 26, des première 28 et deuxième 30 électrodes et de la couche de matériau électriquement isolant. Les première 28 et deuxième 30 électrodes pourraient ne pas être agencées de manière coaxiale et, par exemple, être réalisées chacune par une tige en matériau conducteur plongée dans le corps 26. Par ailleurs, la première
30 électrode 28 et la deuxième électrode 30 pourraient chacune présenter une surface de contact 29, 31 ponctuelle ou autre affleurant la surface latérale ou la surface distale du corps 26. Le corps 26 pourrait encore supporter deux ou plus de deux premières électrodes 28 et deux ou plus de deux deuxièmes électrodes 30.

Le dispositif médical 25 comprend également un boîtier 35 auquel l'extrémité proximale 26a du foret 26 est solidarisée. Le boîtier 35 comporte un logement qui enferme les composants électroniques permettant au dispositif médical 25 d'émettre le signal d'avertissement approprié. Les composants comprennent notamment un générateur électrique 36 et un dispositif de traitement 37 électrique montés sur une carte électronique 38. Le générateur électrique 36 est connecté aux première 28 et deuxième 30 électrodes et adapté pour appliquer un ou plusieurs courants électriques de mesure entre les première 29 et deuxième 31 surfaces de contact. Le dispositif de traitement 37 est connecté au générateur électrique 36 et aux première 28 et deuxième 30 électrodes et adapté pour déterminer un paramètre de mesure relatif à la caractéristique électrique à partir du ou des courants électriques de mesure, et pour émettre le signal d'avertissement correspondant au paramètre de mesure.

Le paramètre de mesure peut notamment être une tension électrique, une intensité du courant électrique, la caractéristique électrique elle-même choisie parmi la conductivité et la résistivité, ou être le résultat d'un traitement, tel qu'une intégration, une moyenne ou autre, d'un ou plusieurs courants électriques de mesure.

Le boîtier 35 peut également enfermer un dispositif d'alimentation alimentant en énergie électrique le générateur électrique 36 et le dispositif de traitement 37. Il peut également inclure une interface de communication communiquant avec l'unité de commande 50 par tout moyen approprié, filaire ou sans fil.

Dans d'autres modes de réalisation, le générateur électrique 36 et le dispositif de traitement 37, de même que les autres composants électroniques du dispositif médical, pourraient être déportés par rapport au corps du dispositif médical. Ils pourraient par exemple être portés par le bras robotisé 11 ou être intégrés à l'unité de commande 50.

Pour entraîner le corps 26 en rotation autour de l'axe longitudinal L, le dispositif de forage 25 comprend un dispositif d'entraînement, tel qu'un ensemble motoréducteur.

Dans le premier mode de réalisation représenté, le dispositif d'entraînement est monté dans un carter 40 solidaire de l'organe effecteur 14 du bras robotisé 11 de sorte qu'une fois solidarisé au dispositif d'entraînement, le foret 26 du dispositif de forage est monté sur l'organe effecteur 14 du bras robotisé 11.

La figure 3 représente un deuxième mode de réalisation du système médical 10' selon l'invention. Ce deuxième mode de réalisation diffère du premier mode de réalisation essentiellement en ce qu'il est spécialement adapté pour être mis en œuvre dans le cadre d'une co-manipulation. Comme indiqué précédemment, le dispositif de forage 25 est

indépendant du bras robotisé 11 et le déplacement du foret peut être obtenu par une action extérieure exercée sur le dispositif de forage 25 par le chirurgien, par exemple.

Les actionneurs ou au moins une partie d'entre eux sont réversibles, c'est-à-dire qu'ils peuvent suivre le déplacement du foret imposés par l'action extérieure en dehors de situations particulières identifiées ultérieurement.

L'organe effecteur 14 du bras robotisé 11 comporte néanmoins un élément de butée permettant de contrôler le déplacement du foret 26 au moment opportun comme il apparaîtra de la suite de la description. Dans le mode de réalisation représenté, sans y être limité, l'organe effecteur 14 du bras robotisé 11 comporte un conduit 20 adapté pour recevoir le foret 26. Le conduit 20 peut servir de guide pour le foret 26 mais également d'élément de butée. Une partie du conduit 20 et, en particulier, un bord supérieur 21 délimitant une ouverture supérieure au travers de laquelle le foret 26 est inséré dans le conduit 20 peut former l'élément de butée qui viendra en contact avec le dispositif de forage pour en contrôler le déplacement au besoin.

Dans ce deuxième mode de réalisation, le dispositif d'entraînement du foret 26 est indépendant de l'organe effecteur 14 et peut être porté par une perceuse, non représentée, tenue à la main par le chirurgien.

Il est à noter qu'une co-manipulation peut également être obtenue avec le système médical 10 selon le premier mode de réalisation, le chirurgien exerçant l'action extérieure sur le dispositif de forage 25 soit directement, en manipulant le dispositif de forage 25, soit indirectement, en manipulant l'organe effecteur 14. Le dispositif de forage 25 pourrait également être manipulé en co-manipulation par l'intermédiaire d'un autre bras robotisé que le bras robotisé 11 comportant l'élément de butée. En outre, l'élément de butée peut être réalisé de toute autre manière appropriée pour venir en contact avec le dispositif de forage 25 et pouvoir contrôler le déplacement du foret 26.

Les autres caractéristiques du système médical 10' selon le deuxième mode de réalisation sont analogues à celles du système médical 10 selon le premier mode de réalisation et ne sont pas à nouveau décrites en détails. L'on se référera à la description qui en a déjà été faite pour plus de détails.

La figure 4 représente un système médical 10'' selon un troisième mode de réalisation de l'invention.

L'organe effecteur 14 du bras robotisé 11 comporte un conduit 20 analogue à celui précédemment décrit en relation avec le deuxième mode de réalisation.

L'organe effecteur 14 également comporte un support 22 déplaçable par rapport au conduit 20 et sur lequel le foret 26 est peut être monté. En particulier, dans le troisième mode de réalisation représenté, le support 22 est déplaçable en translation selon un axe central du conduit 20. En variante, tout autre déplacement du support 22 par rapport au conduit 20 pourrait être prévu. Le support 22 porte le carter 40 logeant le dispositif d'entraînement auquel le foret peut être solidarisé pour être entraîné en rotation au travers du conduit 20. Comme indiqué précédemment, le conduit 20 peut alors servir de guide et d'élément de butée.

Selon l'invention, l'unité de commande 50 est configurée pour délivrer un signal de commande qui commande le déplacement de l'organe effecteur 14 par rapport à la base 12 en fonction du signal d'avertissement émis par le dispositif de forage 25 lorsque le foret 26 pénètre la vertèbre 1.

La figure 5 illustre le signal de commande délivré au cours de la pénétration du foret 26 dans le pédicule 8 d'une vertèbre 1 depuis un point d'entrée A dans la couche extérieure 5 d'os cortical jusqu'à un premier point de sortie C dans la couche extérieure 5 d'os cortical en regard du point d'entrée A.

L'axe longitudinal L du foret 26 est placé selon une direction de pénétration T prédéterminée et la pointe 27 du foret 26 est mise en contact avec la couche extérieure 5 d'os cortical au niveau du point d'entrée A. Des exemples de détermination du point d'entrée et de direction de pénétration T du corps d'un dispositif médical destiné à pénétrer dans une structure anatomique sont décrits dans les documents FR 3 017 042 et FR 3 017 043.

Sur la figure 5, le paramètre de mesure représentatif de la caractéristique électrique pris en considération est une intensité d'un courant électrique de mesure circulant entre les première 29 et deuxième 31 surfaces de contact représentative d'une conductivité du milieu dans lequel se trouve la pointe 27 du foret 26. Le signal d'avertissement émis correspond donc à cette intensité.

Au niveau du point d'entrée A, la pointe 27 du foret 26 est en contact avec de l'os cortical. A l'approche de l'interface B entre l'os cortical et l'os spongieux de la couche extérieure 5 d'os cortical, la pointe 27 du foret 26 approche l'os spongieux. La conductivité de l'os cortical étant inférieure à celle de l'os spongieux, l'intensité pouvant circuler entre les première 29 et deuxième 31 surfaces de contact croît. Au cours de la traversée de l'os spongieux en passant par l'un des pédicules 8 et jusqu'à rencontrer la couche extérieure 5 d'os cortical au niveau du point de sortie C, l'intensité reste sensiblement inchangée et le

signal d'avertissement forme un palier. Au niveau du point de sortie C, lorsque la pointe 27 approche de l'os cortical et entame le forage de la couche extérieure 5 d'os cortical, l'intensité mesurée décroît. Au cours du forage de la couche extérieure 5 d'os corticale, la pointe 27 du foret 26 s'approche de l'interface D entre l'os cortical et le milieu constitué de
5 tissus mous et de fluides, tels que le sang, dont la conductivité est plus élevée que celles de l'os cortical et de l'os spongieux. L'intensité mesurée augmente donc jusqu'à atteindre un nouveau palier, lorsque le foret 27 a traversé la couche extérieure 5 d'os cortical.

Comme illustré sur la figure 6, un signal d'avertissement analogue peut être obtenu au cours de la pénétration du foret 26 dans le pédicule 8 d'une vertèbre 1 depuis le point
10 d'entrée A dans la couche extérieure 5 d'os cortical jusqu'à un deuxième point de sortie C' dans la couche intérieure 6 d'os cortical délimitant le foramen 2. En effet, le foret 26 traverse à nouveau successivement de l'os cortical dans la couche extérieure 5 d'os cortical, de l'os spongieux et de l'os cortical dans la couche intérieure 5 d'os cortical avant
15 d'atteindre un milieu constitué de tissus mous et de fluides, tels que le sang, dans le foramen 2.

Le signal d'avertissement peut alors être utilisé pour déterminer une position de la pointe 27 du foret 26 par rapport à la structure osseuse de la vertèbre 1.

En choisissant un ou plusieurs seuils critiques chacun représentatif d'une position critique de la pointe 27 du foret 26 par rapport à la structure osseuse de la vertèbre 1 et en
20 comparant une valeur absolue à chaque instant ou une variation sur une période déterminée du paramètre de mesure au seuil critique correspondant, il est possible de contrôler le déplacement du foret 26 par l'intermédiaire du signal de commande. Une position critique s'entend d'une position dont la discrimination par rapport à d'autres positions présente un intérêt. Il peut s'agir d'une position présentant un risque pour le patient mais pas
25 nécessairement. Afin de pouvoir réaliser la comparaison, le seuil critique est une valeur absolue ou une variation d'un paramètre de référence comparable au paramètre de mesure. Le paramètre de référence peut être prédéterminé à partir de résultats d'essais sur des structures anatomiques de référence, il peut être choisi par un utilisateur ou défini de toute manière appropriée.

30 Par exemple, l'unité de commande 50 peut détecter l'interface B entre l'os spongieux et l'os cortical lorsque le signal d'avertissement correspondant à l'intensité entre les première 29 et deuxième 31 surfaces de contact varie en décroissant et dépasse un premier seuil critique SC1. L'unité de commande 50 peut également détecter une brèche dans l'une des couches intérieure 6 et extérieure 5 d'os cortical lorsque le signal

d'avertissement croît à nouveau en dépassant une valeur minimale du paramètre de mesure représentatif de l'os spongieux avec un écart déterminé. L'écart par rapport à la valeur minimale du paramètre de mesure représentatif de l'os spongieux constitue un deuxième seuil critique SC2.

- 5 La valeur minimale du paramètre de mesure représentatif de l'os spongieux peut être définie de manière différentielle au cours du forage de la vertèbre 1. L'unité de commande 50 affecte une valeur initiale à la valeur minimale du paramètre de mesure et mesure en permanence une valeur courante du paramètre de mesure. Tant que le signal d'avertissement ne dépasse pas le premier seuil critique SC, si la valeur courante du
- 10 paramètre de mesure est inférieure à la valeur minimale du paramètre de mesure, l'unité de commande 50 affecte la valeur courante du paramètre de mesure à la valeur minimale du paramètre de mesure.

Plus généralement, lorsque la structure anatomique comprend :

- un premier milieu présentant une première capacité à conduire le courant
- 15 électrique,
- un deuxième milieu présentant une deuxième capacité à conduire le courant électrique, la deuxième capacité étant supérieure à la première capacité, et
- un troisième milieu délimité par le premier milieu et comprenant un fluide présentant une troisième capacité à conduire le courant, la troisième capacité étant
- 20 supérieure aux première et deuxième capacités,

l'unité de commande 50 peut être configurée pour :

- détecter une interface entre le deuxième milieu et le premier milieu lorsque le signal d'avertissement varie dans un premier sens de variation et dépasse un premier seuil critique,
- 25 - détecter une brèche dans le premier milieu lorsqu'après avoir varié dans le premier sens de variation par rapport au seuil, le signal d'avertissement varie dans un deuxième sens de variation opposé au premier sens de variation et dépasse une valeur minimale du paramètre de mesure représentatif du deuxième milieu avec un écart déterminé.

- 30 La valeur minimale du paramètre de mesure représentatif du deuxième milieu peut être obtenue comme décrit précédemment en relation avec la structure osseuse.

Le déplacement du foret 26 est défini par plusieurs paramètres de déplacement parmi lesquels la direction de pénétration T, l'un d'un sens d'avance (rapprochement par rapport à la structure osseuse) et d'un sens de recul (éloignement par rapport à la structure

osseuse) opposés l'un à l'autre de la direction de pénétration T, l'un d'une vitesse d'avance variable dans le sens d'avance, d'une vitesse de recul variable dans le sens de recul, d'un effort d'avance variable dans le sens d'avance et d'un effort de recul variable dans le sens de recul.

- 5 Tant que le signal d'avertissement n'atteint pas de seuil critique, l'unité de commande délivre un signal de commande autorisant un déplacement du foret dans le sens d'avance de la direction de pénétration T par rapport à la structure osseuse de la vertèbre 1.

 Dans le premier mode de réalisation de la figure 1, dans lequel le foret 26 est monté sur l'organe effecteur 14, l'unité de commande 50 autorise un déplacement du foret 26 en
10 commandant :

- un entraînement en rotation du foret 26 dans un premier sens de rotation à une vitesse d'entraînement de telle manière que les arêtes coupantes du foret 26 puissent enlever de la matière, et
- un déplacement de l'organe effecteur 14 dans le sens d'avance de telle sorte que
15 le foret 26 se déplace vers la structure osseuse.

 Pour déplacer l'organe effecteur 14, l'unité de commande 50 peut :

- déterminer une position courante dans laquelle se trouve le foret 26,
 - déplacer le foret 26 vers une position de consigne située en aval dans le sens d'avance de la position courante du foret 26 avec une vitesse d'avance.
- 20 Dans cas d'un pilotage en effort à la place d'un pilotage en vitesse comme décrit ci-dessus, le déplacement du foret 26 vers la position de consigne serait effectué avec un effort d'avance à appliquer lors de l'avance par rapport à la structure osseuse dans le sens d'avance de la direction de pénétration. L'effort d'avance peut alors être une ou plusieurs forces d'avance selon toutes directions appropriées, un ou plusieurs couples d'avance selon
25 toutes directions appropriées ou une combinaison de ceux-ci, en fonction du dispositif médical mis en œuvre.

 De façon similaire, dans le troisième mode de réalisation de la figure 4, dans lesquels le foret 26 est monté sur le support 22 de l'organe effecteur 14, l'unité de commande 50 autorise un déplacement du foret 26 en commandant :

- 30 - un entraînement en rotation du foret 26 dans le premier sens de rotation à la vitesse d'entraînement, et
- un déplacement du support 22 par rapport au conduit 20.

En co-manipulation, dans le deuxième mode de réalisation de la figure 3, dans lequel le foret 26 est déplacé par une action extérieure exercée sur le dispositif de forage 25, l'unité de commande 50 autorise un déplacement du foret 26 :

- soit en ne délivrant aucun signal de commande, les articulations 16, 17 étant libres d'être déplacés sous l'effet de l'action extérieure exercée sur le dispositif de forage 25,
- soit en commandant un entraînement des actionneurs des articulations 16, 17 pour qu'ils suivent l'action extérieure exercée sur le dispositif de forage 25.

Le foret 26 est alors déplacé avec une vitesse d'avance ou un effort d'avance imposé par le chirurgien.

- 10 En revanche, lorsque le signal d'avertissement atteint l'un des seuils critiques, l'unité de commande 50 commande une modification du déplacement du foret 26 en modifiant au moins l'un des paramètres de déplacement.

- 15 En particulier, sur les figures 5 et 6, le signal de commande peut comprendre des instructions pour réduire la vitesse d'avance du foret 26 dans le sens d'avance lorsque le signal d'avertissement atteint le premier seuil critique SC1. En outre, le signal de commande peut comprendre des instructions pour réduire la vitesse d'entraînement du foret 26 dans le premier sens de rotation lorsque le signal d'avertissement atteint le premier seuil critique SC1. Dans le cas du pilotage en effort, ce serait l'effort d'avance qui serait réduit.

- 20 Lorsque le signal d'avertissement atteint le deuxième seuil critique SC2 (écart par rapport à la valeur minimale du paramètre de mesure représentatif de l'os spongieux), le signal de commande peut comprendre des instructions pour arrêter le déplacement du foret 26 par rapport à la structure osseuse de la vertèbre 1 et interrompre la rotation du foret 26.

- 25 Dans les premier et troisième modes de réalisation des figures 1 et 4, dans lesquels le foret 26 est monté sur l'organe effecteur 14, l'unité de commande 50 peut arrêter le foret 26 en affectant la position courante à la position de consigne du foret 26, la position courante devenant ainsi la position de consigne, et en imposant au foret une vitesse nulle, en cas de pilotage en vitesse, ou un effort nul, en cas de pilotage en effort.

- 30 En co-manipulation, dans le deuxième mode de réalisation de la figure 3, le foret 26 étant inséré dans le conduit 20 monté sur l'organe effecteur 14 et le foret 26 étant déplacé par une action extérieure exercée sur le dispositif de forage 25, lors de la détection du franchissement du premier seuil critique SC1, le bord supérieur 21 du conduit 20 formant l'élément de butée peut être amené en butée contre le dispositif de forage 25 afin d'être

utilisé pour contrôler le déplacement du foret 26. En particulier, une fois l'élément de butée en contact avec le dispositif de forage 25, l'unité de commande 50 peut :

- réduire l'un de la vitesse d'avance et de l'effort d'avance du foret 26 dans le sens d'avance lors de la détection du franchissement du premier seuil critique SC1,
- 5 - imposer au foret 26 l'un d'une vitesse nulle et d'un effort nul lors de la détection du franchissement du deuxième seuil critique SC2.

En variante, l'unité de commande 50 pourrait commander un déplacement du foret 26 dans le sens de recul avec l'un de la vitesse de recul et de l'effort de recul lorsque le signal d'avertissement atteint le deuxième seuil critique SC2, de telle sorte que le foret 26
10 s'écarte de la structure osseuse. Le signal de commande pourrait également comprendre des instructions pour entraîner le foret 26 dans un deuxième sens de rotation, opposé au premier sens de rotation lorsque l'un des premier SC1 et deuxième SC2 seuils critiques est dépassé.

En variante, tout autre contrôle du déplacement du foret 26 et, plus généralement du
15 corps du dispositif médical, pourrait être prévu par la délivrance du signal de commande approprié avec les paramètres de déplacement correspondants. En particulier, lorsque le signal d'avertissement atteint un seuil critique correspondant à une brèche dans de l'os cortical, du type du deuxième seuil critique SC2 décrit précédemment, l'unité de commande 50 pourrait délivrer un signal de commande composant des instructions d'arrêt,
20 de déplacements dans le sens d'avance et dans le sens de recul sur des plages déterminées pour suivre des mouvements respiratoires du patient. Le signal de commande pourrait également être adapté en fonction des risques que représente l'atteinte à tel ou tel milieu. Par exemple, en l'absence de risque majeur immédiat, la détection de l'atteinte à une couche d'os cortical par le franchissement d'un seuil critique correspondant, du type du
25 premier seuil critique SC1 décrit précédemment, pourrait conduire l'unité de commande 50 à limiter la vitesse d'avance mais à augmenter la vitesse d'entraînement dans le premier sens de rotation pour tenir compte d'une dureté de l'os cortical supérieure à celle de l'os spongieux.

Afin d'assurer un contrôle en continu et en temps réel du déplacement du foret 26,
30 le courant électrique de mesure à une période de mesure inférieure au rapport d'une distance critique du foret 26 dans le sens d'avance de la direction de pénétration T sur la vitesse d'avance du foret 26, la distance critique étant en particulier inférieure ou égale à 1 mm. Le générateur électrique 36 du dispositif de forage 25 peut être alors connecté à l'unité de commande 50 et l'unité de commande 50 peut être adaptée pour mesurer la

vitesse d'avance du foret 26 et pour commander le générateur électrique 36 de telle manière qu'il applique le courant électrique de mesure approprié.

Pour améliorer le contrôle du déplacement du foret 26, outre le signal d'avertissement, l'unité de commande 50 peut délivrer le signal de commande en fonction d'un ou plusieurs autres signaux. La combinaison du signal d'avertissement fournissant une information sur la caractéristique électrique du milieu avec d'autres signaux peut permettre de discriminer différents milieux présentant des capacités à conduire le courant électrique analogues. La position effective du foret 26 par rapport à la structure osseuse de la vertèbre peut ainsi être définie de manière plus précise. Le signal de commande peut alors être adapté en conséquence.

Le système médical peut notamment comporter un dispositif de détection de profondeur connecté à l'unité de commande 50 et configuré pour émettre un signal de profondeur correspondant à une profondeur à laquelle le foret 26 a pénétré dans la structure osseuse de la vertèbre 1. Le dispositif de détection de profondeur est de tout type approprié. Le dispositif de détection de profondeur peut, par exemple, comprendre un ou plusieurs capteurs de position intégrés au bras robotisé 11 et permettant de déterminer la profondeur à partir des déplacements des actionneurs. En variante, le dispositif de détection de profondeur peut comprendre un ou plusieurs capteurs externes, par exemple optiques, repérant un marquage sur le foret 26.

Ainsi, sur les figures 5 et 6, à partir de la combinaison des signaux d'avertissement et de profondeur, l'unité de commande 50 peut déterminer laquelle des couches intérieure 6 et extérieure 5 d'os cortical est atteinte après avoir traversé de l'os spongieux et, le cas échéant, délivrer des signaux de commande différents en fonction de la couche d'os cortical atteinte. Par exemple, la réduction de la vitesse d'avance pourrait être plus importante lorsque la couche intérieure 6 d'os cortical est atteinte que lorsque la couche extérieure 5 d'os cortical est atteinte. Ou encore, il pourrait être prévu d'imposer une vitesse de recul et un entraînement dans le deuxième sens de rotation lors d'une atteinte à la couche intérieure 6 d'os cortical, là où il serait prévu une réduction de la vitesse d'avance et de la vitesse d'entraînement dans le premier sens de rotation lors d'une atteinte à la couche extérieure 5 d'os cortical.

La figure 7 illustre un exemple de signal de commande à partir d'un seuil de profondeur SP1 est atteint. Le signal de commande modifie alors le déplacement du foret 26 lorsque l'un d'un seuil critique SC1 et SC2 et du seuil de profondeur SP est atteint.

Le signal de commande peut comprendre des instructions pour permettre le déplacement du foret 26 dans le sens d'avance de la direction de pénétration T avec une vitesse d'avance, depuis le point d'entrée A de la couche extérieure 5 d'os cortical tant que le signal de profondeur n'atteint pas le seuil de profondeur SP1.

5 En l'absence de détection du dépassement de l'un des seuils critiques SC1, SC2 par le signal d'avertissement, le déplacement du foret 26 se poursuit jusqu'à ce que le signal de profondeur atteigne le seuil de profondeur SP1 indiquant que la pointe 27 du foret 26 est positionnée à une profondeur cible, par exemple correspondant à une longueur d'une vis
10 pédiculaire à implanter. Sur la figure 7, lorsque le seuil de profondeur SP1 est atteint, le signal de commande impose une vitesse nulle au foret 26 pour l'arrêter, étant entendu que toute autre modification du déplacement du foret 26 pourrait être prévue. Par exemple, le signal de commande pourrait comprendre des instructions pour déplacer le foret 26 dans le sens de recul de la direction de pénétration T, ou encore pour limiter l'un de la vitesse
15 d'avance et de l'effort d'avance du foret 26.

20 Selon des dispositions particulières, plusieurs signatures prédéfinies peuvent être enregistrée dans l'unité de commande 50. Chaque signature comprend un signal d'avertissement de référence résultant d'une variation du paramètre de mesure relatif à la caractéristique électrique au cours d'une pénétration du foret 26 dans une structure anatomique de référence.

25 Chaque signature peut également combiner le signal d'avertissement de référence avec un signal de profondeur de référence résultant d'une variation d'un paramètre de profondeur relatif à la profondeur à laquelle le foret 26 a pénétré dans la structure anatomique de référence.

A chaque signature peut correspondre un ensemble de paramètres de déplacement
25 dont au moins une partie peut différer des paramètres de déplacement des autres ensembles de paramètres de déplacement. Outre les paramètres de déplacements définis précédemment, chaque ensemble de paramètres de déplacement peut notamment comprendre le ou les seuils critiques, le ou les seuils de profondeur ou autre.

Le signal d'avertissement peut ainsi être analysé de manière différente, notamment
30 par rapport au dépassement de certains seuils critiques, en fonction de la position effective du foret 26 par rapport à la structure osseuse de la vertèbre 1.

L'unité de commande 50 peut alors être configurée pour :

- au cours de la pénétration du foret 26 dans la vertèbre 1, enregistrer en continu le paramètre de mesure et comparer la variation du paramètre de mesure aux signatures, et

- si la variation du paramètre de mesure correspond à l'une des signatures, délivrer le signal de commande avec l'ensemble de paramètres de déplacement correspondant à la signature.

Par exemple, la variation de l'intensité comme paramètre de mesure par rapport à la profondeur illustrée sur la figure 6 peut constituer une signature de brèche intérieure représentative d'un forage d'une vertèbre 1 depuis un point d'entrée en regard du pédicule 8 et selon une trajectoire conduisant à une brèche dans la couche intérieure 6 d'os cortical.

La variation de l'intensité comme paramètre de mesure par rapport à la profondeur illustrée sur la figure 7 peut constituer une signature attendue représentative d'un forage d'une vertèbre 1 pouvant être qualifié d'adapté pour la mise en place d'une vis pédiculaire depuis un point d'entrée en regard du pédicule 8 et selon une trajectoire conduisant à une profondeur déterminée au travers du pédicule 8.

La figure 8 illustre la détection d'un glissement du foret 26 sur la couche extérieure 5 d'os cortical à partir de l'une des signatures de brèche intérieure ou attendue précitées. La pointe 27 du foret 26 positionnée sur le point d'entrée A prédéterminé glisse et se retrouve à un autre emplacement A' sur la couche extérieure 6 d'os cortical, distant du point d'entrée A prédéterminé.

Conformément à la signature attendue représentée en trait mixte, l'intensité comme paramètre de mesure, devrait être constante à un niveau correspondant à celui de l'os cortical puis augmenter au niveau de l'intensité de l'os spongieux lorsque le signal de profondeur atteint un troisième seuil de profondeur SP3, par exemple de l'ordre de 5 mm, correspondant à l'interface entre l'os cortical et l'os spongieux.

Or dans le cas d'un glissement du foret 26, au lieu de se trouver dans l'os cortical, la pointe 27 du foret est dans les tissus mous et les fluides entourant la vertèbre 1 dont la conductivité est plus élevée que celle de l'os spongieux. Avant que le signal de profondeur n'ait atteint le troisième seuil de profondeur SP3 le signal d'avertissement dépasse le deuxième seuil critique SC2 représentatif d'une brèche dans l'os cortical et l'unité de commande impose une vitesse nulle au foret 26.

La figure 9 illustre la détection d'une traversée de l'une des apophyses transverses 4 à partir de l'une des signatures de brèche intérieure ou attendue précitées et représentée en trait mixte.

Selon la signature de brèche intérieure, aucune brèche ne devrait être détectée par un dépassement du deuxième seuil critique SC2 par le signal d'avertissement avant qu'un quatrième seuil de profondeur SP4 soit atteint.

Lors de la traversée de l'apophyse transverse 4, la pointe 27 du foret 26 est positionnée sur un emplacement A' prédéterminé mais la direction de pénétration T la conduit à traverser successivement la couche extérieure 5 d'os cortical, l'os spongieux et à nouveau la couche extérieure 5 d'os cortical de l'apophyse transverse 4. Le signal d'avertissement dépasse alors le deuxième seuil critique SC2 représentatif d'une brèche dans l'os cortical avant que le quatrième seuil de profondeur SP4 soit atteint. L'unité de commande, qui a pu imposer une vitesse d'avance réduite lorsque le premier seuil critique SC1 identifiant l'interface C'' entre l'os spongieux et l'os cortical est détecté, impose une vitesse nulle lorsque le deuxième seuil critique SC2.

La figure 10 illustre la signature d'un passage de la pointe 27 du foret 26 dans le pédicule 8 dans lequel la densité de l'os spongieux peut augmenter conduisant à une diminution de la conductivité. Cette diminution peut être identifiée par un troisième seuil critique SC3, par exemple défini de manière différentielle c'est-à-dire par une variation du paramètre de mesure, dans une fenêtre spatiale déterminée entre des cinquième SP5 et sixième SP6 seuils de profondeur. Dans cette fenêtre spatiale, le signal d'avertissement ne doit pas dépasser le deuxième seuil critique SC2 représentatif d'une brèche résultant de l'atteinte de l'une des couches intérieure 6 et extérieure 5 d'os corticale. Lors du passage du pédicule 8, la vitesse d'entraînement du foret 26 peut par exemple augmenter.

La figure 11 illustre la signature d'une traversée de l'une des apophyses transverses 4 suivie d'une nouvelle pénétration dans la couche extérieure 5 d'os cortical.

Bien que représentées sur les figures en fonction de la profondeur, les variations du paramètre de mesure pourraient être obtenues en fonction du temps.

Le système médical 10 peut également comporter un dispositif de mesure d'effort connecté à l'unité de commande 50 et configuré pour émettre un signal d'effort correspondant à un effort exercé sur le foret 26, lequel effort exercé sur le foret 26 peut comprendre une ou plusieurs forces selon toutes directions pertinentes, un ou plusieurs couples selon toutes directions pertinentes ou une combinaison de ceux-ci. Le dispositif de mesure d'effort peut être de tout type approprié. Il peut, par exemple, comprendre un ou plusieurs capteurs d'effort intégrés au bras robotisé 11 et permettant de déterminer l'effort sur le foret 26 à partir d'efforts et/ou de couples exercés par les actionneurs.

L'unité de commande 50 peut alors commander le déplacement du foret 26 en fonction du signal d'effort en plus de le commander en fonction du signal d'avertissement et, le cas échéant, du signal de profondeur. En particulier, l'unité de commande 50 peut permettre le déplacement du foret 26 dans le sens d'avance tant que le signal d'effort

n'atteint pas un seuil d'effort SF, et modifier le déplacement du foret 26 lorsque le signal d'effort atteint le seuil d'effort (SF). Un signal d'effort de référence résultant d'une variation d'un paramètre d'effort relatif à l'effort exercé sur le foret 26 au cours de la pénétration du foret 26 dans la structure anatomique de référence peut être prévu dans
5 chaque signature et combiné au signal d'avertissement de référence et, le cas échéant au signal de profondeur de référence.

La figure 12 est une représentation illustrant une combinaison des signaux d'avertissement et d'effort pour discriminer deux positions différentes du foret 26. Selon une première direction de pénétration T1, le foret 26 sort de la couche extérieure 5 d'os
10 cortical au niveau d'un point de sortie B en regard du pédicule 8. Selon une deuxième direction de pénétration T2, le foret 26 sort de la couche extérieure 5 d'os cortical au niveau d'un point de sortie D'' de l'une des apophyses transverses 4. La traversée de la couche extérieure 5 d'os cortical pour atteindre l'os spongieux selon la première direction de pénétration T1 et la traversée de la couche extérieure 5 d'os cortical pour atteindre des
15 tissus mous selon la deuxième direction de pénétration peuvent conduire à la délivrance de signaux d'avertissement analogues. En revanche, l'os spongieux dont la dureté est supérieure à celle des tissus mous va conduire à une augmentation du signal d'effort qui pourra être caractérisée par le dépassement du seuil d'effort SF déterminé. Dans ces conditions, lorsque le signal d'avertissement augmente du fait du passage de l'os cortical à
20 l'un de l'os spongieux et des tissus mous, le signal d'effort peut être suivi et si le signal d'effort FT2 ne dépasse le seuil d'effort SF après qu'un seuil de profondeur SP7, par exemple égale à 5 mm, l'unité de commande 50 détecte la position du foret 26 selon la deuxième direction T2 et modifie le déplacement, par exemple en imposant une vitesse VT2 nulle au foret 26.

25 Une telle discrimination peut être obtenue pour d'autres tissus que l'os spongieux et les tissus mous. Le signal d'effort peut, par exemple, être utilisé pour discriminer de l'os cortical et un kyste graisseux dont les conductivités sont voisines.

Exemple

30

Matériel

Le bras robotisé 11 est un bras Barrett Wam à 7 axes, et naturellement réversible. Cette réversibilité lui permet d'être manipulable à la main afin de pouvoir facilement le

placer dans la configuration souhaitée. Il est piloté par une unité de commande 50 constituée d'un PC de contrôle exploitant l'API propriétaire libbarrett, elle-même basée sur le système temps-réel Xenomai.

5 L'interface logicielle avec le dispositif de forage 25 se fait au travers d'une carte tinyTILE intégrant un microcontrôleur compatible Bluetooth. Cette carte communique avec le PC de contrôle via un port série virtuel USB.

Le foret 26 est entraîné par le dispositif d'entraînement comprenant un bloc motoréducteur fixé à l'extrémité effectrice du bras robotisé 11. Ce bloc se compose d'un moteur Maxon EC45 Flat (ref. 350910) et d'un réducteur SGP67S 50:1. Ses
10 caractéristiques sont les suivantes :

- Vitesse nominale en charge : 78 tours par minutes
- Couple nominal : 2,80 N.m
- Courant nominal : 3A

15 Le bras robotisé 11 est commandé pour permettre :

1. Le positionnement de l'instrument par le chirurgien « à la main », avant l'insertion (mode co-manipulé)
2. L'insertion automatique de l'instrument, grâce à une boucle de rétroaction (contre-réaction ou feedback) de la mesure de conductivité du tissu produite en temps réel
20 par le dispositif de forage 25.

L'intervention réalisée est la suivante.

Avant la manipulation, le foret 26 est monté sur une perceuse montée d'avance sur le bras robotisé 11 et dont la vitesse peut être modulée. Le chirurgien est placé à côté de la
25 vertèbre 1 et du bras robotisé 11. Le bras robotisé est en mode « bloqué », il maintient le dispositif de forage 25 en place.

Pour la manipulation, le chirurgien attrape le dispositif de forage 25 et appuie sur une pédale pour « débloquer » le bras robotisé 11. Il peut alors modifier librement la position et l'orientation du foret 26 par co-manipulation. Le chirurgien place l'instrument
30 « prêt à percer » (alignement dans la direction de pénétration, au contact du point d'entrée). Lorsque la position est correcte, il lâche la pédale et le bras robotisé 11 repasse en mode bloqué.

Au besoin, des ajustements peuvent être apportés au point d'entrée et à la direction de pénétration.

Via l'interface (éventuellement avec un opérateur), le chirurgien déclenche l'insertion en mode automatique. Le dispositif d'entraînement est lancé à la vitesse d'entraînement ω_1 (par exemple, 300 tours/minute). Le robot avance selon le sens d'avance de la direction de pénétration à la vitesse d'avance v_1 (par exemple, 1 mm/s) et lance la

5 surveillance du signal d'avertissement

Au cours des 5 premiers mm, la valeur du signal d'avertissement peut diminuer pour atteindre une valeur stable, dite de référence. L'unité de commande 50 identifie cette référence en ligne car elle peut varier d'un patient à l'autre.

L'unité de commande suit en continu le signal d'avertissement et commande

10 l'avance tant que le signal d'avertissement est proche de la référence et la variation du signal d'avertissement est « assez lente ».

Lorsque ces conditions ne sont plus respectées : un arrêt du bras robotisé et un ralentissement de la vitesse d'entraînement ω_2 (par exemple, 100 tr/min) sont commandés.

La position est enregistrée et un perçage de la corticale est initié.

15 Le perçage de la corticale, par exemple à une vitesse d'avance v_2 de 0,2 mm/s, est réalisé jusqu'à détecter une brèche qui commande l'arrêt du bras robotisé 11 et de la perceuse.

Le dispositif de forage est retiré de la vertèbre.

20 Contrôle-commande

Deux contrôleurs ont été développés.

Lors des phases de placement manuel et de repositionnement, le bras robotisé 11 ne fait que compenser son propre poids. Il est donc librement déplaçable à la main du fait

25 de la grande réversibilité de son système de transmission à câbles.

Pour la réalisation du perçage, un schéma de commande spécifique a été développé. Le schéma de l'asservissement prend en entrée une orientation désirée, une position initiale désirée et une vitesse d'avance.

30 Les modes de fonctionnement qu'il met en œuvre sont les suivants.

A la mise en route, la position X_{ini} et l'orientation θ_{ini} du robot sont enregistrées.

Les positions et orientations désirées sont initialisées (resp. $X_{des} \leftarrow X_{ini}$ et $\theta_{des} \leftarrow \theta_{ini}$).

Tant que la force appliquée par le bras robotisé 11 sur la vertèbre 1 (force estimée via les courants moteurs et un modèle cinématique du robot) est inférieure à une valeur seuil F , la position désirée est incrémentée, de la manière suivante :

$$X_{des} \leftarrow X_{des} + V_{des} \Delta T$$

- 5 V_{des} étant la vitesse d'avance du perçage définie par l'utilisateur (vecteur orienté selon l'axe du perçage), et ΔT étant le temps de cycle du contrôleur du robot (2ms).

Le contrôleur calcule ensuite une force à appliquer via un correcteur proportionnel dérivé :

$$F \leftarrow K_{pp} (X_{des} - X) - K_{dp} V$$

- 10 où K_{pp} et K_{dp} sont les gains proportionnel et dérivé en position, respectivement.

Cette force est ensuite comparée à F_{max} puis saturée si elle dépasse cette valeur.

Enfin, les couples articulaires pour le contrôle de la position sont calculés via le modèle de transmission statique du robot :

$$\tau_P \leftarrow (J^T)_{13} F$$

- 15 où $(J^T)_{13}$ représente les trois premières colonnes de la transposée de la matrice jacobienne naturelle du robot.

Le contrôle de l'orientation est réalisé avec un correcteur PD indépendant calculant le moment M :

$$M \leftarrow K_{po} \epsilon_\theta - K_{do} \omega$$

- 20 $\tau_\theta \leftarrow (J^T)_{46} M$

où K_{po} et K_{do} sont les gains proportionnel et dérivé en orientation, respectivement, ϵ_θ est l'erreur en orientation, ω est la vitesse de rotation, $(J^T)_{46}$ représente les trois premières colonnes de la transposée de la matrice jacobienne naturelle du robot.

- 25 Les gains sont réglés pour obtenir une raideur appropriée (maintien en ligne de la perceuse) et un bon amortissement, par essais-erreurs. Valeurs de gains réglés :

- Contrôleur en orientation : $K_{po} = 18$ et $K_{do} = 0,087$

- Contrôleur en position : $K_{pp} = 5000$ et $K_{dp} = 60$

Lorsque le perçage commence, la vitesse d'avance est demandée au robot.

- 30 Le contact entre l'instrument et l'os produit un effort résistant. Cet effort crée une erreur de suivi. Les vitesses étant faibles, on peut estimer que :

$$F = K_{pp} (X_{des} - X) - K_{dp} V \approx K_{pp} (X_{des} - X)$$

Donc l'erreur est proportionnelle à la force appliquée. Ainsi la position désirée se situe en avant de la pointe et le correcteur proportionnel est assimilable à un ressort qui

« tire » l'instrument. Lorsque la force résistante devient grande, cela correspond à une grande erreur, il est inutile de continuer à faire progresser la position désirée à pleine vitesse, c'est pourquoi la force est saturée.

- 5 Le signal d'avertissement mesuré par le foret 26 est filtré avant d'être envoyé via Bluetooth. Ce filtre se présente sous la forme:

$$\sigma(t) = \alpha s(t) + (1 - \alpha) \sigma(t - T)$$

avec $\alpha = 1/3$, $s(t)$ étant le signal brut mesuré au temps t , $\sigma(t)$ la valeur du signal filtré au temps t et T la période d'acquisition (environ 200 ms).

- 10 On souhaite arrêter la progression du robot lorsque des variations rapides du signal sont observées et un retard de plus d'une seconde peut engendrer une brèche en fin de perçage. On intègre donc dans la commande du robot en prétraitement du signal un algorithme qui inverse le filtre :

$$s(t) = \frac{\sigma(t) - (1 - \alpha)\sigma(t - 1)}{\alpha}$$

- 15 Ceci permet de retrouver la valeur brute du signal à l'instant t à partir du signal filtré et, par la même occasion, d'annuler les retards.

Le signal d'avertissement est utilisé pour arrêter le bras robotisé juste avant qu'une brèche soit faite. L'algorithme retenu est le suivant.

- 20 On détecte une pénétration dans la corticale lorsque le signal d'avertissement descend en dessous d'un seuil critique sc_1 .

Lorsque l'on a pénétré la corticale, on détecte l'imminence d'une brèche quand le signal remonte au-dessus de sa valeur minimale s_{min} avec un écart supérieur à un seuil sc_2 .

- 25 Dans les expériences réalisées, les seuils sc_1 et sc_2 sont imposés avant l'expérience (réglage effectué à partir de premiers essais). En revanche la valeur minimale de référence s_{min} n'est pas très répétable d'un perçage à l'autre ; elle est donc calculée automatiquement en ligne.

L'interprétation du signal de l'instrument peut être décrite par le pseudo-code suivant :

- 30 Initialisation : $s_{min} \leftarrow \infty$; $flag_{cortical} = 0$

En boucle, pour chaque nouvelle valeur reçue du signal $s(t)$:

1. Calculer la valeur minimale du signal :

Si $s(t) < s_{min}$, alors $s_{min} \leftarrow s(t)$

2. Détecter l'entrée dans la corticale :

Si $s(t) < s_1$ et $flag_{cortical} = 0$, alors $flag_{cortical} \leftarrow 1$

3. Dans la corticale, détecter l'imminence d'une brèche :

Si $flag_{cortical} = 1$ et $(s(t) - s_{min}) > s_2$, alors arrêt du perçage.

5 Les seuils ont été réglés à : $s_1 = 0,15$ V et $s_2 = 0,3$ V

Lors du perçage, la vitesse de rotation du moteur n'est pas contrôlée explicitement : on envoie au moteur une commande égale à 24 Volts qui correspond à une vitesse à vide du moteur de l'ordre de 80 tours par minutes. Cette commande reste en boucle ouverte pendant tout le perçage. Il est à noter que lorsque le foret est beaucoup enfoncé, la
10 résistance est forte et la vitesse de rotation diminue. Un des intérêts de la limitation de la force axiale est que cela limite aussi (mécaniquement) le couple résistant au perçage ce qui permet d'éviter que le foret ne se bloque.

Déclencher le perçage revient donc simplement à fixer une vitesse d'avance positive.

15 Arrêt de l'alimentation du moteur de mise en rotation du foret.

Affectation de la position désirée du robot à la position courante, ce qui a pour effet d'arrêter immédiatement l'application d'une force.

Un recul du bras robotisé 11 peut alors être observé.