

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第6651192号  
(P6651192)

(45) 発行日 令和2年2月19日(2020.2.19)

(24) 登録日 令和2年1月24日(2020.1.24)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 34/37 (2016.01)** A 6 1 B 34/37  
**B 2 5 J 9/16 (2006.01)** B 2 5 J 9/16  
 A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32 5 1 0

請求項の数 15 外国語出願 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2019-133644 (P2019-133644)</p> <p>(22) 出願日 令和1年7月19日(2019.7.19)</p> <p>審査請求日 令和1年8月13日(2019.8.13)</p> <p>(31) 優先権主張番号 201910113251.3</p> <p>(32) 優先日 平成31年2月14日(2019.2.14)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 中国 (CN)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 519264070                  ベイジン エスエムティーピー テクノロ                  ジー カンパニー, リミテッド                  中華人民共和国, 100083 ベイジン                  , ハイディエン ディストリクト, ジョン                  グワンツン サウス ストリート ナンバ                  ー6, エレクトロニック インフォメーシ                  ョン マンション, ルーム 1001</p> <p>(74) 代理人 100079108                  弁理士 稲葉 良幸</p> <p>(74) 代理人 100109346                  弁理士 大貫 敏史</p> <p>(74) 代理人 100117189                  弁理士 江口 昭彦</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムであって、  
 超音波オステオトーム動力源付きシステムであって：  
 電気エネルギーを機械的エネルギーへ変換するための超音波トランスデューサ；及び  
 前記機械的エネルギーを、切断されるべき骨へ送達するための超音波オステオトーム  
 を含む、超音波オステオトーム動力源付きシステムと；

ロボット支援型手術システムであって：

ベース；及び

前記ベースに装着された固定端部を有するロボットアームであって、前記超音波オス  
 テオトーム動力源付きシステムが前記ロボットアームの可動端部に取り外し自在に接続さ  
 れており、並びに前記ロボットアームは、前記超音波オステオトーム動力源付きシステム  
 の切断端部の位置、空間角度、及び前記切断されるべき骨へ切断端部によって加えられる  
 力を制御するために使用される、ロボットアーム  
 を含む、ロボット支援型手術システムと；

前記超音波オステオトーム動力源付きシステムの出力パワーを制御するために、前記超  
 音波オステオトーム動力源付きシステムに通信接続される、コントローラと  
 を含み、

前記コントローラは、以下の式に従って、前記超音波オステオトーム動力源付きシステ  
 ムの出力パワー  $P$  を制御し、

10

20

$$P = P_0 \times$$

(式中、 $P_0$ は、前記超音波オステオトーム動力源付きシステムの基準出力パワーであり、及び  $\alpha$  は、パワーの補正係数であり、 $0 < \alpha < 1$  である)

前記  $\alpha$  は、少なくとも以下のパラメータ 1) ~ 6) のうちの 1 つ以上によって、決定され、

- 1) 骨の残りの切断厚さ；
- 2) 骨の密度；
- 3) 切断方向にある、骨の下側にある組織のタイプであって、少なくとも血管組織、脊髄組織、及び神経組織を含むタイプ；
- 4) 前記超音波オステオトームの前記切断端部の温度；
- 5) 切断中の骨の構造のタイプであって、少なくとも皮質骨及び海綿骨を含むタイプ；及び

6) 前記超音波オステオトームが骨に切込んだ深さ

前記  $\alpha$  は、前記パラメータ 1) ~ 6) に基づいて、以下のように制御される：

- (1) 前記パラメータ 1) が薄くなるにつれて減少する；
- (2) 前記パラメータ 2) が低下するにつれて減少する；
- (3) 前記パラメータ 3) が血管組織である場合、脊髄組織である場合の値以上となる、又は、前記パラメータ 3) が脊髄組織である場合、神経組織である場合の値以上となる

；

- (4) 前記パラメータ 4) が上昇するにつれて減少する；
- (5) 前記パラメータ 5) が皮質骨である場合、海綿骨である場合の値以上となる；
- (6) 前記パラメータ 6) が増すにつれて減少する、

ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

#### 【請求項 2】

は、さらに、前記超音波オステオトームの前記切断端部が切刃を有するか否かによって、及び / 又は前記超音波オステオトームが冷却構造を有するか否かによって、決定され、

前記  $\alpha$  は、

前記超音波オステオトームの前記切断端部が切刃を有する場合、切刃を有さない場合より、小さくなるように制御され；

前記超音波オステオトームが前記冷却構造を備える場合、前記冷却構造を備えない場合より、大きくなるように制御される、

請求項 1 に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

#### 【請求項 3】

前記コントローラは、さらに、前記超音波オステオトームの位置、空間角度、及び前記ロボットアームによって前記超音波オステオトームに加えられる力を制御するために、前記ロボット支援型手術システムに通信接続される、請求項 1 又は 2 に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

#### 【請求項 4】

前記超音波オステオトーム動力源付きシステムは、前記切断端部の温度を検出し且つ前記温度を示す信号を前記コントローラへ送信するための温度センサーを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

#### 【請求項 5】

前記超音波オステオトーム動力源付きシステム及び / 又は前記ロボット支援型手術システムは、前記超音波オステオトームの前記切断端部によって骨に加えられる力を検出し且つ前記力を示す信号を前記コントローラへ送信するための力センサーを含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

#### 【請求項 6】

前記コントローラは、以下の式に従って、前記ロボットアームによって、実質的に切断方向において前記超音波オステオトームの前記切断端部へ加えられる力  $F$  を制御し、

10

20

30

40

50

$$F = F_0 \times$$

(式中、 $F_0$ は、前記ロボットアームによって前記超音波オステオームへ加えられる基準力であり、及び  $\alpha$  は、力の補正係数であり、 $0 < \alpha < 1$ である)

前記  $\alpha$  は、少なくとも以下のパラメータ 1) ~ 6) のうちの 1 つ以上によって、決定され、

- 1) 骨の残りの切断厚；
- 2) 骨の密度；
- 3) 切断方向にある、骨の下側にある組織のタイプであって、少なくとも血管組織、脊髄組織、及び神経組織を含むタイプ；
- 4) 前記超音波オステオームの前記切断端部の温度；
- 5) 切断中の骨の構造のタイプであって、少なくとも皮質骨及び海綿骨を含むタイプ；及び

6) 前記超音波オステオームが骨に切込んだ深さ

前記  $\alpha$  は、前記パラメータ 1) ~ 6) に基づいて、以下のように制御される：

- (1) 前記パラメータ 1) が薄くなるにつれて減少する；
- (2) 前記パラメータ 2) が低下するにつれて減少する；
- (3) 前記パラメータ 3) が血管組織である場合、脊髄組織である場合の値以上となる、又は、前記パラメータ 3) が脊髄組織である場合、神経組織である場合の値以上となる；
- (4) 前記パラメータ 4) が上昇するにつれて減少する；
- (5) 前記パラメータ 5) が皮質骨である場合、海綿骨である場合の値以上となる；
- (6) 前記パラメータ 6) が増すにつれて減少する、

請求項 3 に記載のロボット支援型超音波オステオーム動力源付きシステム。

【請求項 7】

は、さらに、前記超音波オステオームの前記切断端部が切刃を有するか否かによって、及び / 又は前記超音波オステオームが冷却構造を有するか否かによって、決定され、

前記  $\alpha$  は、

前記超音波オステオームの前記切断端部が切刃を有する場合、切刃を有さない場合より、小さくなるように制御され；

前記超音波オステオームが前記冷却構造を備える場合、前記冷却構造を備えない場合より、大きくなるように制御される、請求項 6 に記載のロボット支援型超音波オステオーム動力源付きシステム。

【請求項 8】

前記コントローラは、切断中に骨の種類によって異なる前記超音波オステオーム動力源付きシステムの周波数オフセットの大きさを検出することによって、切断中の前記骨部分が、皮質骨であるか、又は海綿骨であるかを決定する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載のロボット支援型超音波オステオーム動力源付きシステム。

【請求項 9】

前記コントローラは、前記切断されるべき骨の 3 次元モデルを獲得するための外部入力データ及び / 又は寸法データ及び / 又は密度データを受信するためのデータ受信部を含む、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載のロボット支援型超音波オステオーム動力源付きシステム。

【請求項 10】

前記外部入力データは、前記切断されるべき骨の CT データ、MR データ、及び密度データのうちの 1 つ以上を含む、請求項 9 に記載のロボット支援型超音波オステオーム動力源付きシステム。

【請求項 11】

前記コントローラは、前記超音波オステオーム動力源付きシステムの振動の振幅及び / 又は周波数を変更することによって、前記出力パワーを制御する、請求項 1 ~ 10 のい

10

20

30

40

50

ずれか 1 項に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

【請求項 1 2】

前記出力パワー、及び/又は前記切断されるべき骨に前記超音波オステオトームによって加えられる力は、前記切断されるべき骨の所定の範囲の残りの切断厚さによって、一次関数的、二次関数的又は指数関数的に減衰する、請求項 1 ~ 1 1 のいずれか 1 項に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

【請求項 1 3】

前記コントローラは、前記残りの切断厚さが閾値厚さを下回るときにのみ、前記出力パワー及び/又は前記力の制御を開始する、請求項 1 ~ 1 2 のいずれか 1 項に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

10

【請求項 1 4】

前記超音波オステオトーム動力源付きシステム及び/又は前記超音波オステオトームは交換可能である、請求項 1 ~ 1 3 のいずれか 1 項に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

【請求項 1 5】

前記超音波オステオトーム動力源付きシステム及び/又は前記超音波オステオトームは電子的識別タグを含み、前記電子的識別タグは、前記コントローラによって読み取られて、前記超音波オステオトーム動力源付きシステム及び/又は前記超音波オステオトームの特性パラメータを識別できる、請求項 1 ~ 1 4 のいずれか 1 項に記載のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

技術分野

本発明は、ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム (robot-assisted ultrasonic osteotome powered system) に関し、ここでは、特に、超音波オステオトーム動力源付きシステムは、骨の整形及び切断 (cutting) などの外科手術を行うために、ロボットによって正確に操作され、且つまた、内視鏡下で整形及び切断などの外科手術を行うのに有用である。

【背景技術】

30

【0002】

背景技術

骨切り手術では、超音波オステオトーム動力源付きシステムが切断に使用されることが多い。超音波オステオトーム動力源付きシステムは、超音波トランスデューサによって電気エネルギーを機械的エネルギーに変換し、高周波の超音波振動によって、接触した骨組織を完全に破壊するが、振動の振幅は一般的に約 100  $\mu\text{m}$  であるため、血管及び神経組織への損傷は少ない。それゆえ、脊椎・神経手術 (spinal and neurological surgery) などの適用例における手術の安全性が高い。

【0003】

しかしながら、現在のところ、整形・神経外科手術 (orthopedic and neurological surgery) の完了は、主に、医師の超音波オステオトーム動力源付きシステムの手動操作に頼っている。医師は、操作中、必然的に、骨に対して実質的に垂直な、縦方向の圧力を加えるため、その手動操作は、縦方向での制御が乏しいという問題を有し、超音波オステオトーム動力源付きシステムが骨を切断するとき、医師によって加えられる縦力が大きすぎて、骨の下側にある神経、脊髄及び他の組織を簡単に損傷させ得るため、ある一定の手術のリスクがある。さらに、医師の手動操作の最中の超音波振動と骨との間の相互作用、及び骨自体の不規則な湾曲形状に起因して、超音波オステオトーム動力源付きシステムは、切断中、ある一定の横方向の振動及び変位を生じ、これは、医師が超音波オステオトーム動力源付きシステムを正確に制御することを困難にし、それにより切断の精度が低下してしまうこととなる。

40

50

## 【 0 0 0 4 】

ロボット支援型手術システムは、高精度のフィードバック制御を達成するように電気モータを制御するために、主に、ポジションセンサー、角度センサー、及び力フィードバックセンサーなどの感知技術に頼っており、これにより、制御性が劣る問題、及び医師の手動操作に存在するジッターを効果的に解決し、並びに外科手術の安全性を高めることができる。しかしながら、伝統的なロボット手術システムは、効果的な骨組織切断器具 (bone tissue cutting tools) が欠如しているため、整形外科手術、特に整形外科最小侵襲手術を完了することがほとんどできない。

## 【 0 0 0 5 】

それゆえ、超音波オステオトーム動力源付きシステム及びロボット手術システムを組み込む、ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムが必要とされている。

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 6 】

## 発明の概要

本発明の目的は、超音波オステオトーム動力源付きシステム及びロボット手術システムを組み込んだ、ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムを提供することにある。ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムは、以下の技術的な問題の1つ以上を少なくとも部分的に解決又は軽減することができる：

1) 超音波オステオトーム動力源付きシステムのカフィードバックの問題：現在のところ、整形外科手術の骨切り手術は、医師の臨床経験及び感覚に完全に頼っており、これは、特に危険な部位において、例えば、脊椎・神経手術において、効果的に伝達することが困難であるが、これは、患者の骨組織の機械的性質がかなり異なり、特にいくつかの石灰化部位においては硬さが高い一方で、他の部位は、カルシウム密度に起因してあまり硬くないことがあるためであり、医師の経験にのみ頼って超音波オステオトーム動力源付きシステムを制御することにより、過剰圧力を加える傾向があり、超音波カッターヘッドが急速に骨に侵入し、骨の下側にある神経、脊髄及び他の組織への損傷を引き起こし、並びに医療事故を生じる；

2) 超音波オステオトーム動力源付きシステムの切断ジッター問題：超音波オステオトーム動力源付きシステムを切断に使用する場合、医師が骨組織を切断するためにハンドルを操作するとき、骨の不規則な湾曲形状のために、超音波システムの振動によって、超音波カッターヘッドを簡単に横方向へ摺動させる。超音波振動と骨との間の相互作用下では、超音波オステオトーム動力源付きシステムは、ある一定の横振動を有する。それゆえ、医師は、カッターヘッドの横の動きを防止するようにハンドルを保持するために大きな力を加える必要がある。この横の動きは、骨の切開部のサイズを大きくしがちであり、患部の機械的性質に幾分影響を及ぼし、及び切断部位に横方向の損傷を引き起こす可能性が高い；及び

3) 伝統的な整形外科手術ロボットは、効果的な骨組織切断器具が欠如しており、及び依然として伝統的な骨組織切断器具を使用しており、その結果、大きな圧力又は回転摩擦を切断中に加える必要がある。それゆえ、安全上の大きな問題があり、及び整形外科手術、特に整形外科最小侵襲手術を成功裏に完了することが困難であり、これは、伝統的な骨組織切断器具を使用する骨手術ロボットを広く適用することを困難にする。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、

ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムであって、  
超音波オステオトーム動力源付きシステムであって：

電気エネルギーを機械的エネルギーへ変換するための超音波トランスデューサ；及び  
前記機械的エネルギーを、切断されるべき骨へ送達するための超音波オステオトームを含む、超音波オステオトーム動力源付きシステムと；

10

20

30

40

50

ロボット支援型手術システムであって：

ベース；及び

前記ベースに装着された固定端部を有するロボットアームであって、前記超音波オステオトーム動力源付きシステムが前記ロボットアームの可動端部に取り外し自在に接続されており、並びに前記ロボットアームは、前記超音波オステオトーム動力源付きシステムの切断端部の位置、空間角度、及び前記切断されるべき骨へ切断端部によって加えられる力を制御するために使用される、ロボットアーム

を含む、ロボット支援型手術システムと；

前記超音波オステオトーム動力源付きシステムの出力パワーを制御するために、前記超音波オステオトーム動力源付きシステムに通信接続される、コントローラと

10

を含み、  
前記コントローラは、以下の式に従って、前記超音波オステオトーム動力源付きシステムの出力パワー  $P$  を制御し、

$$P = P_0 \times$$

(式中、 $P_0$  は、前記超音波オステオトーム動力源付きシステムの基準出力パワーであり、及び  $\alpha$  は、パワーの補正係数であり、 $0 < \alpha < 1$  である)

前記  $\alpha$  は、少なくとも以下のパラメータ 1) ~ 6) のうちの 1 つ以上によって、決定され、

- 1) 骨の残りの切断厚さ；
- 2) 骨の密度；
- 3) 切断方向にある、骨の下側にある組織のタイプであって、少なくとも血管組織、脊髄組織、及び神経組織を含むタイプ；
- 4) 前記超音波オステオトームの前記切断端部の温度；
- 5) 切断中の骨の構造のタイプであって、少なくとも皮質骨及び海綿骨を含むタイプ；及び

20

6) 前記超音波オステオトームが骨に切込んだ深さ

前記  $\alpha$  は、前記パラメータ 1) ~ 6) に基づいて、以下のように制御される：

- (1) 前記パラメータ 1) が薄くなるにつれて減少する；
- (2) 前記パラメータ 2) が低下するにつれて減少する；
- (3) 前記パラメータ 3) が血管組織である場合、脊髄組織である場合の値以上となる、又は、前記パラメータ 3) が脊髄組織である場合、神経組織である場合の値以上となる；
- (4) 前記パラメータ 4) が上昇するにつれて減少する；
- (5) 前記パラメータ 5) が皮質骨である場合、海綿骨である場合の値以上となる；
- (6) 前記パラメータ 6) が増すにつれて減少する、

30

ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムを提供する。

【0008】

図面の簡単な説明

本発明の技術的な解決法を、以下で、好ましい実施形態及び添付図面と併せて、さらに詳細に説明する。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態によるロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムの概略的な構造図である。

【図2】ロボット支援型手術システムのロボットアームの可動端部、及びその端部に固定される超音波オステオトーム動力源付きシステムを示す、図1に示すロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムの部分拡大図である。

【図3】異なる骨構造（すなわち、皮質骨及び海綿骨）によって引き起こされる超音波オステオトーム動力源付きシステムの周波数オフセットの大きさを示す。

【図4】残りの骨組織の厚さにわたる、正規化された切断パワーレベルの典型的な曲線を

50

示す。

【図5】本発明のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムの動作の概略図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0010】

実施形態の詳細な説明

まず第1に、本発明の整形外科手術を支援するための機器の基本的な構造、特性及び利点は、下記で、例として具体的に説明されるが、その記載は全て説明のためであり、本発明をなんら限定するとみなされるべきではないことに留意すべきである。さらに、本明細書に記載された様々な実施形態で説明若しくは暗示されるいずれの単一の技術的な特徴も、又は図面に図示若しくは暗示されるいずれの単一の技術的な特徴も、本明細書では直接的に記載されていない可能性のある本発明のさらなる実施形態を得るために、これらの技術的な特徴（又はその均等物）を任意の組み合わせにしてもよいし、又はこれらの中で削除されてもよい。

【0011】

図1及び図2は、本発明の実施形態によるロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム1を示す。ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム1は、超音波オステオトーム動力源付きシステム10、ロボット支援型手術システム20、及びコントローラ（図示せず）を含む。

【0012】

超音波オステオトーム動力源付きシステム10は、電気エネルギーを機械的エネルギーへ変換する超音波トランスデューサ（図示せず）と、その機械的エネルギーを、切断されるべき骨へ送達する超音波オステオトーム11とを含む。超音波オステオトーム動力源付きシステム10の構造は、よく知られているかもしれないが、例えば、超音波オステオトーム動力源付きシステム10は、CN109152577A号及びCN106068104A号に説明されている構造を有し得る。

【0013】

ロボット支援型手術システム20は、ベース21、ロボットアーム22、及びディスプレイ23を含む。ロボットアーム22の固定端部22aはベース21に装着され、及び超音波オステオトーム動力源付きシステム10は、ロボットアーム22の可動端部22bに固定式に接続される。ロボットアーム22は、超音波オステオトーム動力源付きシステム10の超音波オステオトーム11の切断端部11aの位置、空間角度、及び切断されるべき骨へ切断端部によって加えられる力を制御するために使用される。ロボット支援型手術システム20の構造は、よく知られているかもしれないが、例えば、ロボット支援型手術システム20は、多関節型ロボットシステム（例えば、CN109171977A号参照）又は線形ロボットシステム（例えば、CN109152616A号参照）とし得る。ロボット支援型手術システム20は、2～7運動自由度、好ましくは6運動自由度、及び最も好ましくは7運動自由度を有し得る。図2は、ロボットアーム22の可動端部22b、及び超音波オステオトーム動力源付きシステム10を示す。

【0014】

コントローラは、超音波オステオトーム動力源付きシステム10の切断パワーを制御するために、超音波オステオトーム動力源付きシステム10及びロボット支援型手術システム20に通信接続されている。コントローラは、有線又は無線で超音波オステオトーム動力源付きシステム10及びロボット支援型手術システム20に通信接続され得ることに留意されたい。超音波オステオトーム動力源付きシステム10の切断パワーは、超音波オステオトーム動力源付きシステム10の出力パワー、及び超音波オステオトーム動力源付きシステム10の超音波オステオトーム11の切断端部11aによって、切断されるべき骨に加えられる圧力によって決定され、並びに超音波オステオトーム動力源付きシステム10の出力パワーは、超音波トランスデューサによって出力される機械的エネルギーの振動の周波数及び振幅によって決定される。それゆえ、切断パワーは、超音波オステオトーム

10

20

30

40

50

動力源付きシステム 10 の出力振動の周波数及びノ又は振幅を調整することによって調整されることができ、並びに切断パワーはまた、超音波オステオーム 11 の切断端部 11a によって、切断されるべき骨に加えられる圧力を調整することによって調整されることができる。当業者には、コントローラはまた、超音波オステオーム動力源付きシステム 10 にのみ通信接続され得る一方で、ロボット支援型手術システム 20 は、別個のコントローラによって制御されることが理解される。この場合、超音波オステオーム動力源付きシステム 10 を制御するためのコントローラ、及びロボット支援型手術システム 20 を制御するためのコントローラは、超音波オステオーム動力源付きシステム 10 及びロボット支援型手術システム 20 を協調して制御するために、互いに通信できることが好ましい。

10

#### 【0015】

上述のロボット支援型超音波オステオーム動力源付きシステム 1 では、コントローラは、以下の式に従って、超音波オステオーム動力源付きシステム 10 の出力パワー  $P$  を制御する。

$$P = P_0 \times$$

(式中、 $P_0$  は、超音波オステオーム動力源付きシステム 10 の基準出力パワーであり、及び  $\alpha$  は、パワーの補正係数であり、 $0 < \alpha < 1$  である)

$\alpha$  は、少なくとも以下のパラメータ 1) ~ 6) のうちの 1 つ以上によって、決定される。

#### 1) 骨の残りの切断厚さ

$\alpha$  は、残りの切断厚さが減少するにつれて、 $\alpha$  は減少するように制御される。それにより、残りの切断厚さが薄いときに、超音波オステオームが急速に骨に侵入して、骨の下側にある血管、神経、及び脊髄などの組織を損傷させる大きな出力パワーを依然として加えるのを回避する。

20

#### 2) 骨の密度

$\alpha$  は、骨の密度が低下するにつれて、 $\alpha$  は減少するように制御される。

3) 切断方向にある、骨の下側にある組織のタイプであって、少なくとも血管組織、脊髄組織、及び神経組織を含むタイプ

$\alpha$  は、組織のタイプが血管組織である場合、脊髄組織である場合の  $\alpha$  の値以上となるように制御され、並びに、 $\alpha$  は、組織のタイプが脊髄組織である場合、神経組織である場合の  $\alpha$  の値以上となるように制御される。例として、組織のタイプは、解剖学的構造によって決定され得、及び手術の開始前にコントローラに入力され、このようにして、パワーの補正係数  $\alpha$  の値は、よりきめ細かく設定され、これにより、切断方向にある骨の下側にある組織に悪影響を及ぼすリスクを回避し得る又は低下させ得る一方で、好適な切断速度を維持する。

30

#### 4) 超音波オステオームの切断端部の温度

$\alpha$  は、温度が上昇するにつれて、 $\alpha$  は減少するように制御される。それにより、非標的切断組織、例えば神経、血管、及び脊髄などに悪影響を及ぼす高温が生成するのを回避する。

#### 5) 切断中の骨の構造のタイプであって、少なくとも皮質骨及び海綿骨を含むタイプ

$\alpha$  は、切断中の骨の構造のタイプが皮質骨である場合、海綿骨である場合の  $\alpha$  の値以上となるように制御され、皮質骨及び海綿骨など、切断中の骨の構造のタイプを区別することによって、出力パワーがよりきめ細かく制御され得る。

40

#### 6) 超音波オステオームが骨に切込んだ深さ

$\alpha$  は、該深さが増すにつれて、 $\alpha$  は減少するように制御される。超音波オステオームが骨組織にかなりの深さで切込んだとき、液体の流れを冷却することは困難であり、並びに生成された熱も、対流及び輻射によって骨組織から簡単には放散されないため、局所的な高温領域を形成する可能性が高く、これは、骨及び神経にとって不都合である。切断深さを増すことによってパワーの補正係数  $\alpha$  の値を減少させることによって、局所的な高温領域の形成が回避され得る。

#### 【0016】

50

超音波オステオトーム動力源付きシステム10の基準出力パワーは、固定値でも、又は使用される超音波オステオトーム11のタイプに依存して変化する値でもよいことに留意すべきである。本明細書では、超音波オステオトーム11のタイプは、限定されるものではないが、超音波オステオトームの切断端部の形状、材料、寸法、及び超音波オステオトーム11が冷却構造を有するか否かを含む。好ましい実施形態として、超音波オステオトーム動力源付きシステム10及び/又は超音波オステオトーム11は、無線周波数識別(RFID)タグなどの電子的識別タグを含み得、超音波オステオトーム動力源付きシステム10及び/又は超音波オステオトーム11がロボット支援型手術システム20に装着された後、コントローラが、電子的識別タグを読み取って、超音波オステオトーム動力源付きシステム10及び/又は超音波オステオトーム11の特性パラメータを識別できるようにし、その後、好適な制御パラメータ、例えば超音波オステオトーム動力源付きシステム10の振動の周波数及び振幅、並びに切断されるべき骨に超音波オステオトーム11の切断端部11aによって加えられる圧力を選択するようにする。さらに、コントローラが、超音波オステオトーム動力源付きシステム10及び/又は超音波オステオトーム11の1つ又は複数の電子的識別タグを読み取ることができないとき、又は超音波オステオトーム動力源付きシステム10及び/又は超音波オステオトーム11から読み取られた1つ又は複数の電子的識別タグが適合しないとき、コントローラは、ディスプレイ23を介して医師に警告情報を表示し、並びにロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム1全体の動作を禁止する。

10

**【0017】**

20

ディスプレイ23はまた、切断されるべき骨の3次元モデル、超音波オステオトーム11の切断端部11aの位置及び向き、骨の残りの切断厚さ、骨の密度、切断方向にある骨の下側にある組織のタイプ、出力パワー、ロボットアームによって超音波オステオトームに加えらる力F、並びに切断パワーなどの情報を表示できるため、医師及び/又は他のオペレータは、外科的処置をリアルタイムで監視できる。

**【0018】**

考えられる好ましい実施形態として、出力パワーの補正係数は、さらに、超音波オステオトーム11の切断端部11aの形状によって、及び/又は超音波オステオトーム11が冷却構造を有するか否かによって、決定され、同じ切断パワーでは、切断速度がより高速である切断端部の形状のほど、出力パワーの補正係数は小さい；並びに、冷却構造を備える超音波オステオトームに関する補正係数は、冷却構造を備えない超音波オステオトームに関する補正係数よりも大きい。当業者に公知であるように、超音波オステオトーム11、特に超音波オステオトーム11の切断端部11aは、異なる形状、寸法及び構造を有し得る(例えば、冷却構造を備える又は備えない)。異なる形状、寸法及び構造を有する超音波オステオトームは、本出願人の特許出願公報、CN107744401A号、CN107582128A号、CN107518929A号、CN107320151A号、CN206183334U号、CN205234577U号、CN203354609U号、CN202920294U号、CN202821536U号、CN202740089U号、CN202740088U号、CN102475568A号、CN202161377U号、CN202146334U号などに開示されている。それゆえ、超音波オステオトーム11の詳細については本明細書で説明しない。一般的に、同じ切断パワーでは、切歯を有する切断端部11a(例えば、上述のCN205234577U号参照)は、切歯を備えない切断端部11aよりも骨を高速で切断し、及び切断速度がより高速である超音波オステオトーム11は、より小さい値の補正係数を使用し、それにより、切断プロセスのより正確且つ円滑な制御を可能にする。さらに、冷却構造を有しない超音波オステオトーム11は、切断プロセスにおいてより高温を生じ、及び冷却構造を有する超音波オステオトーム11(例えば、上述のCN107518929A号参照)よりも、周囲組織に対する熱リスクが大きい。それゆえ、冷却構造を有しない超音波オステオトーム11に対して補正係数を、冷却構造を有する超音波オステオトーム11に対する補正係数よりも小さくなるように設定することによって、切断領域の温度を過度に上昇させ

30

40

50

て周囲組織に対して影響を与えることを防止することを可能にする。

【0019】

上述の通り、超音波オステオトーム動力源付きシステム10の制御に加えて、コントローラはまた、超音波オステオトーム11の切断端部11aの位置、空間角度、及びそれに対してロボットアーム22によって加えられる力を制御するために、有線又は無線でロボット支援型手術システム20に通信接続され得る。本明細書では、力は、主に、実質的に切断部位に対する法線に沿って、切断端部11aによって骨に加えられる縦力を指し、これは、超音波オステオトーム動力源付きシステム10の出力パワーと相俟って切断パワーを決定する。好ましくは、コントローラは、以下の式に従って、ロボットアーム22によって、超音波オステオトーム11の切断端部11aに対して実質的に切断方向において加えられる力（縦力）Fを制御する。

$$F = F_0 \times$$

（式中、 $F_0$ は、ロボットアーム22によって超音波オステオトーム11に加えられる基準縦力であり、及び  $\alpha$  は、力の補正係数であり、 $0 < \alpha < 1$  である）

$\alpha$  は、少なくとも以下のパラメータ1)~6)のうちの1つ以上によって、決定される。

1) 骨の残りの切断厚さ

$\alpha$  は、残りの切断厚さが減少するにつれて減少するように制御される。それにより、残りの切断厚さが薄いときに、超音波オステオトームが迅速に骨に侵入して、組織、例えば骨の下側にある血管、神経、及び脊髄への損傷を引き起こす、さらに大きな切断力を加えることを回避する。

2) 骨の密度

$\alpha$  は、骨の密度が低下するにつれて減少するように制御される。

3) 切断方向にある、骨の下側にある組織のタイプであって、少なくとも血管組織、脊髄組織、及び神経組織を含むタイプ

$\alpha$  は、組織のタイプが血管組織である場合、脊髄組織である場合の  $\alpha$  の値以上となるように制御され、並びに、 $\alpha$  は、組織のタイプが脊髄組織である場合、神経組織である場合の  $\alpha$  の値以上となるように制御される。例として、組織のタイプは解剖学的構造によって決定され得、このようにして、力の補正係数  $\alpha$  の値は、よりきめ細かく設定され、これにより、切断方向にある骨の下側にある組織に悪影響を及ぼすリスクを回避又は低下できる一方で、好適な切断速度を維持する。

4) 超音波オステオトーム11の切断端部11aの温度

$\alpha$  は、温度が上昇するにつれて減少するように制御される。それにより、非標的切断組織、例えば神経、血管、及び脊髄に悪影響を及ぼす高温の生成を回避する。

5) 切断中の骨の構造のタイプであって、少なくとも皮質骨及び海綿骨を含むタイプ

$\alpha$  は、切断中の骨の構造のタイプが皮質骨である場合、海綿骨である場合の  $\alpha$  の値以上となるように制御される。切断中の骨の構造のタイプ、例えば皮質骨及び海綿骨を区別することによって、力の大きさをよりきめ細かく制御できる。

6) 超音波オステオトームが骨に切込んだ深さ

$\alpha$  は、該深さが増すにつれて減少するように制御される。超音波オステオトームが骨組織にかなりの深さで切込んだら、液体の流れを冷却することは困難であり、並びに生成される熱も、対流及び輻射によって骨組織から簡単には放散されないため、局所的な高温領域を形成する可能性が高く、これは、骨及び神経にとって不都合である。切断深さが増すにつれて力の補正係数  $\alpha$  の値を減少させることによって、局所的な高温領域の形成が回避され得る。

【0020】

好ましい実施形態として、出力パワーの補正係数  $\alpha$  と同様に、力の補正係数  $\beta$  は、さらに、超音波オステオトーム11の切断端部11aの形状によって、及び/又は超音波オステオトーム11が冷却構造を有するか否かによって、決定され得、同じ切断パワーでは、切断速度がより高速である切断端部の形状のほど、 $\beta$  は小さい；並びに、冷却構造を備え

10

20

30

40

50

る超音波オステオトームに対する は、冷却構造を備えない超音波オステオトームに対する よりも大きい。

#### 【 0 0 2 1 】

超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 は、切断端部 1 1 a の温度を検出し、且つその温度を示す信号をコントローラへ送信する温度センサー（図示せず）を含む。超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 及び / 又はロボット支援型手術システム 2 0 は、超音波オステオトーム 1 1 の切断端部 1 1 a によって骨に加えられる縦力を検出し、且つその縦力を示す信号をコントローラへ送信する力センサー（図示せず）を含む。さらに、力センサーはまた、縦力に対して実質的に垂直な、超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 に対してロボットアームによって加えられる横力を検出でき、並びにその横力 10 を示す信号をコントローラへ送信して、より良好に横力を制御するようにし、それにより、切断端部の位置及び空間角度の制御の安定性を改善する。切断中に、切断端部の温度、縦力、及び横力を検出することによって、コントローラは、切断プロセス全体をより正確に制御でき、それにより、手術の安全性を高める。

#### 【 0 0 2 2 】

例として、コントローラは、切断中に骨によって引き起こされる超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 の周波数オフセットの大きさを検出することによって、切断中の骨部分が皮質骨であるか又は海綿骨であるかを決定できる。図 3 に示すように、海綿骨と皮質骨との超音波振動特性の差に起因して、超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 が圧力を加えて 2 つの骨組織を切断するとき、骨組織によって引き起こされる超音波 20 オステオトーム動力源付きシステム 1 0 の周波数オフセットの大きさは、異なる。図 3 では、 $F_0$  は、超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 の特性共振周波数であり、 $F_1$  は、海綿骨を切断しているときの超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 の特性共振周波数であり、及び  $F_2$  は、皮質骨を切断しているときの超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 0 の特性共振周波数である。切断中の骨組織が皮質骨であるか又は海綿骨であるかを決定することによって、コントローラは、出力パワー、及びロボットアーム 2 2 によって超音波オステオトーム 1 1 へ加えられる縦力をより適切に制御できる。

#### 【 0 0 2 3 】

骨の残りの切断厚さを決定し、且つ骨に対する超音波オステオトーム 1 1 の切断端部 1 1 a の位置、空間角度などを制御するために、コントローラは、3次元モデルを獲得するための外部入力データ及び / 又は切断されるべき骨の寸法データを受信するためのデータ受信部を含み、例えば、外部入力データは、切断されるべき骨の CT データ、MR データなどを含み得、これにより、骨の 3次元構造を反映することができる。さらに、コントローラはまた、データ受信部によって骨の密度データを受信し得る。 30

#### 【 0 0 2 4 】

好ましくは、出力パワー、及び / 又は切断されるべき骨に超音波オステオトーム 1 1 によって加えられる力は、残りの切断厚さと直線関係又は放物線関係又は指数関数的減衰関係にある。図 4 は、残りの骨組織の厚さにわたる、正規化された切断パワーレベルの典型的な曲線を示し、出力パワーの大きさは、残りの骨組織の厚さと直線、又は放物線関係にあるとし得る。残りの骨組織の厚さにわたってロボットアーム 2 2 によって加えられる圧力 40 の典型的な曲線は、図 4 に示す出力パワーの曲線と同様であり、及びまた、指数関数的減衰関係にあるとし得る。

#### 【 0 0 2 5 】

好ましい実施形態として、コントローラは、残りの切断厚さが閾値厚さ（例えば、2 ~ 5 mm、好ましくは 2 mm）を下回るときにのみ、出力パワー及び縦力の制御を開始する。

#### 【 0 0 2 6 】

図 5 は、本発明のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム 1 の動作プロセスを示す概略図である。動作前、患者の骨の 3次元画像が CT 又は MR によって再構築され、切断される骨組織の 3次元形状、厚さ、密度及び他の関連のパラメータが抽出さ 50

れ、並びにこれらのパラメータが、ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム1のコントローラに入力されて、骨と共に超音波オステオトーム11の切断端部11aの3次元登録を達成する。骨切りプロセスでは、コントローラは、超音波オステオトーム動力源付きシステム10の出力パワー、並びに超音波オステオトーム11の切断端部11aの位置及び空間定位を制御し、並びに上述のように、ロボットアームによって超音波オステオトームに加えられる力Fを制御し、それにより、骨及び骨付近の敏感な組織（例えば、血管、神経、又は骨髄）に対する機械的及び熱的損傷のリスクを回避するか又は少なくとも著しく低下させて、手術の安全な動作を達成する。

#### 【0027】

本発明のロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステムは、圧力及び振動出力パワーの双方を制御することによって、超音波オステオトーム動力源付きシステムの使用安全性を著しく高める。具体的には、圧力制御の主な機能は、残りの骨組織が比較的薄い（すなわち、残りの切断厚さが比較的薄い）ときに、過剰圧力を加えることに起因する骨組織の断裂によって直接引き起こされる機械的損傷を回避することである。振動出力パワーの制御の機能は、切断深さが比較的深く且つ骨が比較的硬いとき、比較的大きい切断パワーによって、骨に隣接する神経、血管及び他の組織に熱的損傷を引き起こし得ること、並びに残りの骨組織が比較的薄い（すなわち、残りの切断厚さが比較的薄い）とき、同じパワーの条件下の切断効果が、超音波オステオトーム動力源付きシステムの共振周波数を調整することによって、向上され得ることにある。

#### 【0028】

当業者は、本発明の趣旨及び範囲から逸脱せずに、本発明が様々な他の実施形態を有し得ること、当業者は、本発明に従って様々な変更及び修正を行うことができること、並びにこれらそれぞれの変更及び修正は、本発明の添付の特許請求の保護範囲に入るものとするを理解する。例えば、パワーの補正係数及び力の補正係数に影響を及ぼす、骨の残りの切断厚さ、骨の密度、骨の下側にある組織のタイプ、切断部位の温度、骨の構造のタイプ、及び切断深さなどのパラメータのみを上記でリストしたが、これらのパラメータに直接又は間接的に関連する他のパラメータを使用するパワーの補正係数及び力の補正係数を調整するための技術的な解決法はまた、本発明の添付の特許請求の範囲によって定義される保護範囲に入るべきであることを理解すべきである。

#### 【符号の説明】

#### 【0029】

- 1 ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム
- 10 超音波オステオトーム動力源付きシステム
- 11 超音波オステオトーム
- 11a 切断端部
- 20 ロボット支援型手術システム
- 21 ベース
- 22 ロボットアーム
- 22a 固定端部
- 22b 可動端部
- 23 ディスプレイ

#### 【要約】（修正有）

【課題】ロボット支援型超音波オステオトーム動力源付きシステム外科手術の安全性及び精度を向上させる。

【解決手段】オステオトーム動力源付きシステム10は、超音波トランスデューサと、超音波オステオトーム11とを含み、ロボット支援型手術システム20は、ベース21、及びロボットアーム22を含み、オステオトーム動力源付きシステムは、ロボットアームの可動端部に取り外し自在に接続され、並びにロボットアームは、オステオトーム動力源付きシステムの切断端部の位置、空間角度、及び切断されるべき骨へ切断端部によって加えられる力を制御するために使用され、並びにコントローラは、オステオトーム動力源付き

10

20

30

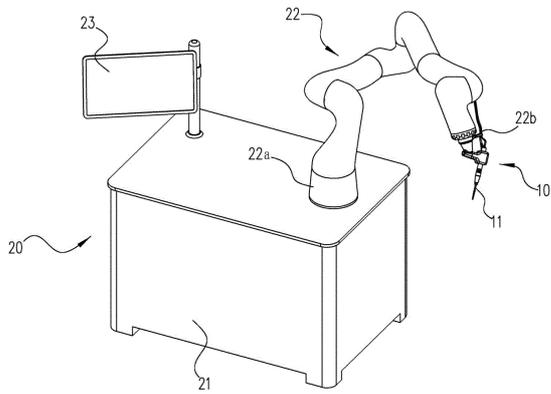
40

50

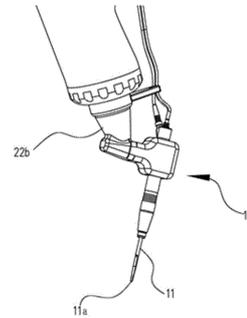
システムの切断パワーを制御するために、オステオトーム動力源付きシステムに通信接続され、コントローラは、骨の残りの切断厚さ及び密度、隣接する組織のタイプなどに基づいて、オステオトーム動力源付きシステムの出力パワーを制御する。

【選択図】図 1

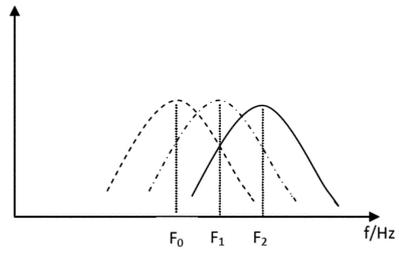
【図 1】



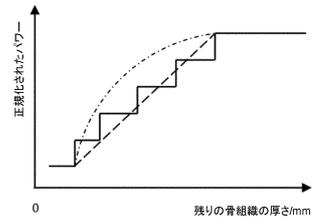
【図 2】



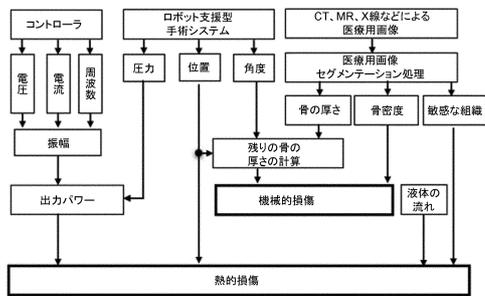
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



## フロントページの続き

(74)代理人 100134120

弁理士 内藤 和彦

(72)発明者 ツァオ, チュン

中華人民共和国, 100083 ベイジン, ハイディエン ディストリクト, ジョングワンツン  
サウス ストリート ナンバー6, エレクトロニック インフォメーション マンション, ルーム  
1001

(72)発明者 ジャン, ソンタオ

中華人民共和国, 100083 ベイジン, ハイディエン ディストリクト, ジョングワンツン  
サウス ストリート ナンバー6, エレクトロニック インフォメーション マンション, ルーム  
1001

(72)発明者 フー, シャオミン

中華人民共和国, 100083 ベイジン, ハイディエン ディストリクト, ジョングワンツン  
サウス ストリート ナンバー6, エレクトロニック インフォメーション マンション, ルーム  
1001

審査官 山口 賢一

(56)参考文献 中国特許出願公開第104066389(CN, A)

中国特許出願公開第106068104(CN, A)

中国特許出願公開第109259863(CN, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 34/37

B25J 9/16

A61B 17/32

专利名称(译)	具有电源的机器人辅助超声截骨系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP6651192B1</a>	公开(公告)日	2020-02-19
申请号	JP2019133644	申请日	2019-07-19
[标]发明人	フーシャオミン		
发明人	ツアオ,チュン ジャン,ソクタオ フー,シャオミン		
IPC分类号	A61B34/37 B25J9/16 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/16 A61B17/320068 A61B17/3209 A61B34/30 A61B34/70 A61B2017/00022 A61B2017/00084 A61B2090/064 A61B17/1626 A61B17/1628 A61B17/1657 A61B17/1703 A61B34/77 A61B2017/00123 A61B2017/00402 A61B2017/1651 A61B2017/320075 A61B17/164 A61B17/1642 A61B34/74 A61B2017/320052		
FI分类号	A61B34/37 B25J9/16 A61B17/32.510		
代理人(译)	江口明彦 内藤一彦		
审查员(译)	山口健一		
优先权	201910113251.3 2019-02-14 CN		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

公开了一种机器人辅助超声骨刀驱动系统，包括超声骨刀驱动系统，机器人辅助手术系统和控制器，其中所述骨刀驱动系统包括用于将电能转换为机械能的超声换能器以及用于递送的超声骨刀 骨骼的机械能； 机器人辅助手术系统包括基座和安装在基座上的机器人臂，超声骨刀动力系统可拆卸地连接到机器人臂的可移动端，并且该机器人臂用于控制空间角度的位置 由超声骨刀动力系统的切割端施加到待切割的骨头上的力，所述控制器通信连接至所述超声骨刀动力系统，用于控制所述超声骨刀动力系统的切割功率，其中，所述控制器基于剩余的切割厚度和骨头的密度来控制所述超声骨刀动力系统的输出功率。 本发明的由机器人辅助的超声骨刀供电的系统提高了整形外科手术，特别是微创整形外科手术的系统的安全性和准确性。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B1)	(11) 特許番号 特許第6651192号 (P6651192)
(45) 発行日 令和2年2月19日 (2020. 2. 19)	(24) 登録日 令和2年1月24日 (2020. 1. 24)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 34/37 (2016. 01) B 2 5 J 9/16 (2006. 01) A 6 1 B 17/32 (2006. 01)	F I A 6 1 B 34/37 B 2 5 J 9/16 A 6 1 B 17/32 S I O	
請求項の数 15 外国語出願 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2019-133644 (P2019-133644)	(73) 特許権者 519264070	
(22) 出願日 令和1年7月19日 (2019. 7. 19)	ベイジン エスエムティービー テクノロ	
審査請求日 令和1年8月13日 (2019. 8. 13)	ジー カンパニー、リミテッド	
(31) 優先権主張番号 201910113251.3	中華人民共和国、1 0 0 0 8 3	
(32) 優先日 平成31年2月14日 (2019. 2. 14)	、ハイダイエン ディストリクト、ジョン	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 中国 (CN)	グワンツン サウス ストリート ナンバ	
早期審査対象出願	ー6、エレクトロニック インフォメーシ	
	ョン マンション、ルーム 1 0 0 1	
	(74) 代理人 100079108	
	弁理士 稲葉 良幸	
	(74) 代理人 100108346	
	弁理士 大貫 敬史	
	(74) 代理人 100117189	
	弁理士 江口 昭彦	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 ロボット支援型超音波オステオーム動力源付きシステム