



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년01월03일
(11) 등록번호 10-2062008
(24) 등록일자 2019년12월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 17/16 (2006.01) A61B 17/17 (2006.01)
A61B 17/32 (2006.01) A61B 34/00 (2016.01)
A61B 34/30 (2016.01) A61B 90/00 (2016.01)
(52) CPC특허분류
A61B 17/1626 (2013.01)
A61B 17/1628 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0097756
(22) 출원일자 2019년08월09일
심사청구일자 2019년08월09일
(30) 우선권주장
201910113251.3 2019년02월14일 중국(CN)
(56) 선행기술조사문헌
CN206315150 U*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
베이징 에스엠티피 테크놀로지 씨오., 엘티디.
중국 베이징 100083 하이디안 디스트릭트 중관춘
사우쓰 스트리트 넘버6 일렉트로닉 인포메이션 맨
션 룬 1001
(72) 발명자
차오, 킨
중국 베이징 100083 하이디안 디스트릭트 중관춘
사우쓰 스트리트 넘버6 일렉트로닉 인포메이션 맨
션 룬 1001
잔, 송타오
중국 베이징 100083 하이디안 디스트릭트 중관춘
사우쓰 스트리트 넘버6 일렉트로닉 인포메이션 맨
션 룬 1001
후, 샤오밍
중국 베이징 100083 하이디안 디스트릭트 중관춘
사우쓰 스트리트 넘버6 일렉트로닉 인포메이션 맨
션 룬 1001
(74) 대리인
안제성, 김한솔, 김준식, 김세환

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 최성수

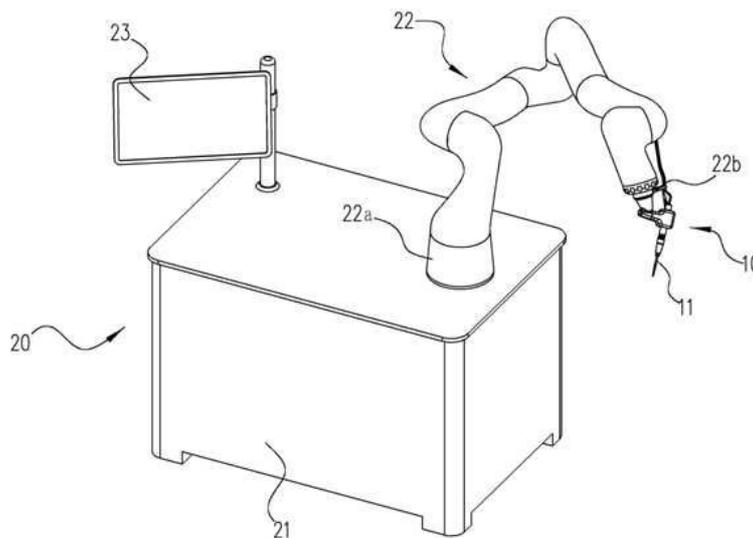
(54) 발명의 명칭 **로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템**

(57) 요약

본 발명은 초음파 오스테오톰 구동 시스템, 로봇 보조 수술 시스템 및 제어기를 포함하는 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템에 관한 것으로서, 오스테오톰 구동 시스템은 전기 에너지를 기계 에너지로 변환하는 초음파 변환기 및 기계 에너지를 뼈에 전달하는 초음파 오스테오톰을 포함하고, 로봇 보조 수술 시스템은 베이스 및 베

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



이스에 장착된 로봇 팔을 포함하고, 초음파 오스테오톨 구동 시스템은 로봇 팔의 이동 가능한 타단에 탈착 가능하도록 연결되고, 로봇 팔은 초음파 오스테오톨 구동 시스템의 절단부의 위치 및 공간적 각도, 및 초음파 오스테오톨 구동 시스템의 절단부에 의해 절단할 뼈에 작용하는 힘을 제어하기 위해 사용되고, 제어기는 초음파 오스테오톨 구동 시스템에 통신 가능하도록 연결되며, 초음파 오스테오톨 구동 시스템의 절단력을 제어하고, 제어기는 남은 절단 두께, 굴밀도 및 인접한 조직의 유형에 기초하여 초음파 오스테오톨 구동 시스템의 출력 전력을 제어할 수 있다. 본 발명의 로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템은 정형외과 수술, 특히 최소 침습 정형외과 수술의 안정성 및 정확성을 향상시킬 수 있다.

(52) CPC특허분류

- A61B 17/1657* (2013.01)
- A61B 17/1703* (2013.01)
- A61B 17/320068* (2013.01)
- A61B 34/30* (2016.02)
- A61B 34/77* (2016.02)
- A61B 2017/00084* (2013.01)
- A61B 2017/00123* (2013.01)
- A61B 2017/00402* (2013.01)
- A61B 2017/320075* (2017.08)

(56) 선행기술조사문헌

- KR1020180038498 A*
- KR1020120093273 A
- KR1020130095444 A
- KR1020080027224 A
- JP2000175911 A
- JP2014030509 A
- KR1020150126838 A
- CN109152577 A
- CN109171977 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템에 있어서,

전기 에너지를 기계 에너지로 변환하기 위한 초음파 변환기; 및

상기 기계 에너지를 절단할 뼈에 전달하기 위한 초음파 오스테오톰을 포함하는 초음파 오스테오톰 구동 시스템;
베이스; 및

상기 베이스에 고정된 일단이 장착되고, 상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템에 탈착 가능하도록 연결되는 이동 가능한 타단이 장착되며, 상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 절단부의 위치 및 공간적 각도, 및 상기 절단부에 의해 상기 절단할 뼈에 작용하는 힘을 제어하는 로봇 팔을 포함하는 로봇 보조 수술 시스템; 및

상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템에 통신 가능하도록 연결되며, 상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 출력 전력을 제어하는 제어기를 포함하고,

상기 제어기는 다음 식에 따라 상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 출력 전력 P을 제어하며,

$$P = P_0 \times a$$

여기서, P₀는 상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 기준 출력 전력이고, a는 전력 보정 계수로서, a는 1보다 작거나 같으며, a는,

- 1) 뼈의 남은 절단 두께 - 상기 남은 절단 두께가 감소할수록 a의 값은 감소함 -;
- 2) 골밀도 - 상기 골밀도가 감소할수록 a의 값은 감소함 -;
- 3) 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직의 유형 - 상기 조직의 유형은 혈관 조직, 척수 조직 및 신경 조직 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 혈관 조직에 대한 a의 값은 상기 척수 조직에 대한 a의 값보다 크거나 같고, 상기 척수 조직에 대한 a의 값은 상기 신경 조직에 대한 a의 값보다 크거나 같음 -;
- 4) 상기 초음파 오스테오톰의 상기 절단부의 온도 - 상기 온도가 증가할수록 a의 값은 감소함 -;
- 5) 절단되는 뼈 구조의 유형 - 상기 구조의 유형은 피질골 및 해면골 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 피질골에 대한 a가 상기 해면골에 대한 a보다 크거나 같음 -; 및
- 6) 상기 초음파 오스테오톰이 뼈를 절단하는 깊이 - 상기 깊이가 증가할수록 a의 값은 감소함 -;

을 포함하는 파라미터들 중 적어도 하나로부터 적어도 부분적으로 결정되며,

상기 a는 상기 초음파 오스테오톰의 상기 절단부의 형상 및 상기 초음파 오스테오톰이 냉각 구조를 가지는지 여부 중 적어도 하나에 의해 추가적으로 결정되고, 절단력이 동일할 경우, 상기 절단부의 상기 형상에 대한 절단 속도가 빠를수록, a는 작아지고, 상기 냉각 구조를 갖는 상기 초음파 오스테오톰의 a는 상기 냉각 구조가 없는 상기 초음파 오스테오톰의 a보다 큰,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제어기는 상기 로봇 보조 수술 시스템에 통신 가능하도록 추가적으로 연결되어, 상기 초음파 오스테오톰의

위치 및 공간적 각도, 및 상기 로봇 팔에 의해 상기 초음파 오스테오톰에 작용하는 힘을 제어하는, 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템은 상기 절단부의 온도를 감지하고, 상기 온도를 나타내는 신호를 상기 제어기에 전송하는 온도 센서를 포함하는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템 및 상기 로봇 보조 수술 시스템 중 적어도 하나는 상기 초음파 오스테오톰의 상기 절단부에 의해 뼈에 작용하는 힘을 감지하고, 상기 힘을 나타내는 신호를 상기 제어기에 전송하는 힘 센서를 포함하는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 제어기는 상기 로봇 팔에 의해 상기 초음파 오스테오톰의 상기 절단부에 대하여 절단 방향으로 실질적으로 작용하는 힘(F)을 다음 식에 따라 제어하고,

$$F = F_0 \times \beta$$

여기서, F₀는 상기 로봇 팔에 의하여 상기 초음파 오스테오톰에 작용하는 기준 힘이고, β는 힘 보정 계수로서, β는 1보다 작거나 같고, β는,

- 1) 뼈의 남은 절단 두께 - 상기 뼈의 남은 절단 두께가 감소할수록 β의 값은 감소함 -;
- 2) 골밀도 - 상기 골밀도가 감소할수록 β의 값은 감소함 -;
- 3) 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직의 유형 - 상기 조직의 유형은 혈관 조직, 척수 조직 및 신경 조직 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 혈관 조직에 대한 β의 값은 상기 척수 조직에 대한 β의 값보다 크거나 같고, 상기 척수 조직에 대한 β의 값은 상기 신경 조직에 대한 β의 값보다 크거나 같음 -;
- 4) 상기 초음파 오스테오톰의 상기 절단부의 온도 - 상기 온도가 증가할수록 β의 값은 감소함 -;
- 5) 절단되는 뼈 구조의 유형 - 상기 구조의 유형은 피질골 및 해면골 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 피질골에 대한 β가 상기 해면골에 대한 β보다 크거나 같음 -; 및
- 6) 상기 초음파 오스테오톰이 뼈를 절단하는 깊이 - 상기 깊이가 증가할수록 β의 값은 감소함 -;

을 포함하는 파라미터들 중 적어도 하나로부터 적어도 부분적으로 결정되는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 β 는 상기 초음파 오스테오톰의 상기 절단부의 형상 및 상기 초음파 오스테오톰이 냉각 구조를 갖는지 여부 중 적어도 하나에 따라 추가적으로 결정되고, 절단력이 동일할 경우, 상기 절단부의 상기 형상에 대한 절단 속도가 빠를수록, β 는 작아지고, 상기 냉각 구조를 갖는 상기 초음파 오스테오톰의 β 는 상기 냉각 구조가 없는 상기 초음파 오스테오톰의 β 보다 큰,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 8

제1항 및 제3항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어기는 절단 시 뼈에 의해 야기되는 상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 진동수 오프셋의 크기를 감지함으로써 상기 절단되는 뼈 부분이 피질골인지 또는 해면골인지 결정하는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템

청구항 9

제1항 및 제3항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어기는 외부 입력 데이터를 수신하는 데이터 수신부를 포함하고, 상기 외부 입력 데이터로부터 절단할 뼈의 3차원 모델, 치수 데이터 및 밀도 데이터 중 적어도 하나를 얻는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 외부 입력 데이터는 절단할 뼈에 대한 CT 데이터, MR 데이터 및 밀도 데이터 중 적어도 하나를 포함하는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 11

제1항 및 제3항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어기는 상기 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 진동의 진폭 및 진동수 중 적어도 하나를 변화시킴으로써 상기 출력 전력을 제어하는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 12

제1항 및 제3항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 출력 전력 및 상기 초음파 오스테오톰에 의해 절단할 뼈에 작용하는 힘 중 적어도 하나는, 남은 절단 두께에 대하여 선형 관계, 포물선 관계, 지수 함수적으로 감소하는 관계 중 어느 하나의 관계를 가지는,

로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템.

청구항 13

제1항 및 제3항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어기는 남은 절단 두께가 임계 두께보다 작은 경우에만 출력 전력 및 힘 중 적어도 하나를 제어하기 시작하는,

로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템.

청구항 14

제1항 및 제3항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 오스테오톨 구동 시스템 및 상기 초음파 오스테오톨 중 적어도 하나는 교체할 수 있는,

로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템.

청구항 15

제1항 및 제3항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 오스테오톨 구동 시스템 및 상기 초음파 오스테오톨 중 적어도 하나는 전자 식별 태그를 포함하고, 상기 전자 식별 태그는 상기 제어기에 의해 판독되어, 상기 초음파 오스테오톨 구동 시스템 및 상기 초음파 오스테오톨 중 적어도 하나의 특성 파라미터들을 확인할 수 있는,

로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템에 관한 것으로서, 특히, 초음파 오스테오톨 구동 시스템은 로봇에 의해 정밀하게 조작되어, 뼈의 성형 및 절단과 같은 외과 수술을 수행하고, 또한 내시경을 이용하여 성형 및 절단과 같은 외과 수술 작업을 수행하는 데에 사용될 수 있다.

배경 기술

[0003] 절골 수술에서, 초음파 오스테오톨 구동 시스템이 종종 뼈를 절단하기 위해 사용된다. 초음파 오스테오톨 구동 시스템은 초음파 변환기를 통해 전기 에너지를 기계 에너지로 변환하고, 접촉된 뼈 조직은 고주파 초음파 진동에 의해 완전히 파괴되며, 진동의 진폭은 일반적으로 약 100 μm이므로, 혈관 및 신경 조직에 미치는 손상은 약하다. 따라서 초음파 오스테오톨 구동 시스템은 척추 및 신경 외과 수술과 같은 응용 분야에서 높은 수술 안전성을 갖는다.

[0004] 그러나, 종래의 정형외과 및 신경외과 수술은 초음파 오스테오톨 구동 시스템을 수동으로 조작하는 의사에 주로 의존하여 완료된다. 의사는 수술하는 동안 뼈에 실질적으로 수직인 종 방향의 압력을 가할 수밖에 없어서, 이에 따라 수동 수술은 종 방향에 대한 제어가 좋지 않다는 문제가 있다. 즉, 초음파 오스테오톨 구동 시스템에서 뼈를 절단할 때 의사에 의해 작용하는 종 방향의 힘이 너무 커서, 뼈 아래의 신경, 척수 및 기타 조직을 쉽게 손상시키므로, 수술에 있어서 상당한 위험이 있다. 나아가, 의사의 수동 조작 시 초음파 진동과 뼈의 상호 작용 및 뼈의 불규칙한 곡면 형태로 인해, 절단하는 동안 초음파 오스테오톨 구동 시스템은 일정한 횡 방향의 진동과 변위를 가지게 되므로, 의사가 초음파 오스테오톨 구동 시스템을 정확하게 제어하기 어렵게 하고, 그로 인해 절단의 정확도가 감소한다.

[0005] 로봇 보조 수술 시스템은 주로 위치 센서, 각도 센서 및 힘 피드백 센서와 같은 감지 기술을 통하여, 전기 모터를 제어하고, 정밀도가 높은 피드백 제어를 구현하므로, 의사의 수동 조작으로 인해 존재하는 제어 불량 문제 및 지터(jitter) 문제를 효과적으로 해결하고, 외과 수술의 안전성을 향상시킨다. 그러나 전통적인 로봇 수술 시스템은 효과적으로 뼈 조직을 절단하는 장치를 갖고 있지 않으며, 정형외과 수술, 특히 최소 침습 수술은 거의 수행할 수 없다.

[0006] 따라서, 초음파 오스테오톨 구동 시스템과 로봇 수술 시스템을 통합한 로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스

템이 필요하다.

발명의 내용

[0008] 본 발명의 목적은 초음파 오스테오톰 구동 시스템 및 로봇 수술 시스템을 통합한 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템을 제공하는 것이고, 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템은 하나 이상의 다음과 같은 기술적 문제를 적어도 부분적으로 해결하거나 경감시킬 수 있다.

[0009] 1) 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 힘 피드백 문제: 종래의 정형외과 수술의 절골 수술은 의사의 임상 경험과 느낌에 전적으로 의존하고 있고, 예를 들어 척추 및 신경외과 수술에서처럼, 특히 위험한 영역으로는 힘 피드백이 효과적으로 전달되기 어렵고, 또한 환자의 뼈 조직의 물리적 성질은 상당히 다르며, 특히 일부 석회화된 부위에서 경도는 더 큰 반면, 다른 부위는 칼슘 결핍으로 인한 경도가 더 작을 수 있는데, 의사의 경험에만 의존하여 초음파 오스테오톰 구동 시스템을 제어하면 과도한 압력을 가하게 되는 경향이 있어서, 초음파 커터 헤드 가 뼈를 빠르게 관통하여 뼈 아래의 신경, 척수 및 기타 조직에 손상을 입히고 의료 사고를 초래할 수 있다.

[0010] 2) 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 커팅 지터 문제: 절단 시 초음파 오스테오톰 구동 시스템이 사용될 경우, 의사가 손잡이를 조작하여 뼈 조직을 절단할 때, 뼈의 불규칙한 곡면 형태로 인해, 초음파 시스템의 진동은 쉽게 초음파 커터 헤드를 횡 방향으로 미끄러지게 한다. 초음파 진동과 뼈의 상호 작용 하에서, 초음파 오스테오톰 구동 시스템은 일정한 횡 방향의 진동을 갖게 된다. 따라서 의사는 커터 헤드의 횡 방향 이동을 방지하기 위해 큰 힘을 주어 핸들을 잡을 필요가 있다. 이와 같은 횡 방향의 움직임은 뼈 절개의 크기가 커지기 쉽고, 질병 부위의 물리적 성질에 다소 영향을 미치며, 절단 부위에 횡 방향의 손상을 야기할 가능성이 높다.

[0011] 3) 전통적인 정형외과 수술 로봇은 효과적으로 뼈 조직을 절단하는 장치가 부족하고, 여전히 종래의 뼈 조직 절단 장치를 사용하기 때문에, 결과적으로, 절단하는 동안 큰 압력이나 회전 마찰이 필수적으로 적용된다. 따라서 안전에 있어서 큰 위험이 있어서, 정형외과 수술, 특히 최소 침습 정형외과 수술을 성공적으로 수행하기가 어렵고, 이에 따라 전통적인 뼈 조직 절단 장치를 사용하는 뼈 수술 로봇을 널리 적용하기 어렵다.

[0012] 본 발명은 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템에 있어서, 전기 에너지를 기계 에너지로 변환하기 위한 초음파 변환기; 및 기계 에너지를 절단할 뼈에 전달하기 위한 초음파 오스테오톰을 포함하는 초음파 오스테오톰 구동 시스템; 베이스; 및 베이스에 고정된 일단이 장착되고, 초음파 오스테오톰 구동 시스템에 탈착 가능하도록 연결되는 이동 가능한 타단이 장착되며, 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 절단부의 위치 및 공간적 각도, 및 절단부에 의해 절단할 뼈에 작용하는 힘을 제어하는 로봇 팔을 포함하는 로봇 보조 수술 시스템; 및 초음파 오스테오톰 구동 시스템에 통신 가능하도록 연결되며, 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 출력 전력을 제어하는 제어기를 포함하고, 제어기는 다음 식에 따라 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 출력 전력 P을 제어하며,

[0013] $P = P_0 \times \alpha$

[0014] 여기서, P₀는 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 기준 출력 전력이고, α는 전력 보정 계수로서, α는 1보다 작거나 같으며, α는, 1) 뼈의 남은 절단 두께 - 남은 절단 두께가 감소할수록 α의 값은 감소함 -; 2) 골밀도 - 골밀도가 감소할수록 α의 값은 감소함 -; 3) 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직의 유형 - 조직의 유형은 혈관 조직, 척수 조직 및 신경 조직 중 적어도 하나를 포함하고, 혈관 조직에 대한 α의 값은 척수 조직에 대한 α의 값보다 크거나 같고, 척수 조직에 대한 α의 값은 신경 조직에 대한 α의 값보다 크거나 같음 -; 4) 초음파 오스테오톰의 절단부의 온도 - 온도가 증가할수록 α의 값은 감소함 -; 5) 절단되는 뼈 구조의 유형 - 구조의 유형은 피질골 및 해면골 중 적어도 하나를 포함하고, 피질골에 대한 α가 해면골에 대한 α보다 크거나 같음 -; 및 6) 초음파 오스테오톰이 뼈를 절단하는 깊이 - 깊이가 증가할수록 α의 값은 감소함 -; 을 포함하는 파라미터들 중 적어도 하나로부터 적어도 부분적으로 결정되는, 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템을 제공한다.

도면의 간단한 설명

[0016] 본 발명의 기술적 해결책은 바람직한 실시예들 및 첨부 도면들과 관련하여 이하에서 더 상세히 기술될 것이다.

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 개략적인 구조도이다.

도 2는 도 1에 도시된 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 부분을 확대한 도면으로, 로봇 보조 수술 시스템의 로봇 팔의 이동 가능한 타단 및 이에 고정된 초음파 오스테오톰 수술 시스템을 나타내는 도면이다.

도 3은 상이한 뼈 구조(예를 들어, 피질골 및 해면골)에 의해 야기되는 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 진동

수 오프셋의 크기를 나타내는 도면이다.

도 4는 남아있는 뼈 조직의 두께에 대한 표준화된 절단력 수준의 전형적인 곡선을 도시한다.

도 5는 본 발명의 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템의 작동 과정을 나타내는 개략도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0017] 우선, 본 발명의 정형 외과 수술 보조 장치의 기본 구조, 특징 및 이점을 실시예에 의해 구체적으로 설명하지만, 모든 설명은 단지 예시를 위한 것이며, 본 발명을 제한하는 것으로 해석되지는 않는다. 또한, 본 개시에 언급된 다양한 실시예들에서 설명되거나 암시된 임의의 단일 기술적 특징 또는 도면에 표시되거나 암시된 모든 기술적 특징은 본 개시에서 직접 언급되지 않은 추가 실시예들을 얻기 위하여 기술적 특징들(또는 동일한 요소) 사이에서 여전히 조합되거나 삭제될 수 있다.
- [0018] 도 1 및 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템(1)을 도시한다. 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템(1)은 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10), 로봇 보조 수술 시스템(20) 및 제어기(도시되지 않음)를 포함한다.
- [0019] 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)은 전기 에너지를 기계 에너지로 변환하기 위한 초음파 변환기(도시되지 않음)와, 기계 에너지를 절단할 뼈에 전달하기 위한 초음파 오스테오톰(11)을 포함할 수 있다. 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 구조는 잘 알려져 있으며, 예를 들어, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)은 CN 109152577 A 및 CN 106068104 A에 개시된 구조를 가질 수 있다.
- [0020] 로봇 보조 수술 시스템(20)은 베이스(21), 로봇 팔(22) 및 디스플레이(23)를 포함할 수 있다. 로봇 팔(22)의 고정된 일단(22a)은 베이스(21)에 장착되고, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)은 로봇 팔(22)의 이동 가능한 타단(22b)에 고정적으로 연결되어, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a) 위치 및 공간적 각도, 절단부(11a)에 의해 절단할 뼈에 작용하는 힘을 제어하는 데에 사용된다. 로봇 보조 수술 시스템(20)은 잘 알려져 있으며, 예를 들어, 로봇 보조 수술 시스템(20)은 관절형 로봇 시스템(예를 들어, CN 109171977 A 참조) 또는 선형 로봇 시스템일 수 있다(예를 들어, CN 109152616 A). 로봇 보조 수술 시스템(20)은 2-7도의 자유도를, 바람직하게는 6도의 자유도, 가장 바람직하게는 7도의 자유도를 가질 수 있다. 도 2는 로봇 팔 (22)의 이동 가능한 타단 (22b) 및 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)을 나타낸다.
- [0021] 제어기는 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및 로봇 보조 수술 시스템(20)과 통신 가능하도록 연결되어, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 절단력을 제어할 수 있다. 제어기는 유선 또는 무선의 방식으로 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및 로봇 보조 수술 시스템(20)과 통신 가능하도록 연결될 수 있다. 초음파 오스테오톰 구동 시스템 (10)의 절단력은 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 출력 전력 및 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)에 의해 절단할 뼈에 작용하는 압력에 의해 결정되고, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 출력 전력은 초음파 변환기에 의해 출력된 기계 에너지의 진동의 진동수 및 진폭에 의해 결정된다. 따라서, 절단력은 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 출력 진동의 진동수 및/또는 진폭을 조정함으로써 조정될 수 있고, 또한 절단력은 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)에 의해 절단할 뼈에 작용하는 압력을 조정함으로써 조정될 수도 있다. 당업계의 통상의 기술자는, 제어기는 초음파 오스테오톰 구동 시스템 (10)과만 통신 가능하도록 연결될 수 있고, 반면에 로봇 보조 수술 시스템(20)은 별도의 분리된 제어기에 의해 제어될 수도 있음을 쉽게 이해할 수 있다. 이 경우, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)을 제어하는 제어기와 로봇 보조 수술 시스템(20)을 제어하는 제어기는 서로 통신하여, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)과 로봇 보조 수술 시스템(20)을 조율하도록 제어할 수 있는 것이 바람직하다.
- [0022] 전술한 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템(1)에서, 제어기는 다음 식에 따라 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 출력 전력 P를 제어할 수 있다.
- [0023]
$$P = P_0 \times \alpha$$
- [0024] 여기서, P₀는 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 기준 출력 전력이고, α는 전력 보정 계수로서, α는 1보다 작거나 같으며, α는
- [0025] 1) 뼈의 남은 절단 두께 - 남은 절단 두께가 감소할수록 α의 값이 감소하여, 남은 절단 두께가 얇을 경우, 초음파 오스테오톰이 뼈를 빠르게 관통하여 뼈 아래에 있는 혈관, 신경 및 척수와 같은 조직들을 손상시킬 수 있는 큰 출력 전력이 작용하는 것을 피하게 함 -;

- [0026] 2) 골밀도 - 골밀도가 감소할수록 α 의 값은 감소함 -;
- [0027] 3) 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직의 유형 - 조직의 유형은 혈관 조직, 척수 조직 및 신경 조직 중 적어도 하나를 포함하고, 혈관 조직에 대한 α 의 값은 척수 조직에 대한 α 의 값보다 크거나 같고, 척수 조직에 대한 α 의 값은 신경 조직에 대한 α 의 값보다 크거나 같으며, 예를 들어, 해부학적으로 결정되는 조직의 유형은 수술 시작 전에 제어기에 입력되어, 전력 보정 계수 α 의 값을 보다 정밀하게 설정할 수 있고, 이를 통해 적절한 절단 속도를 유지하여, 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직에 악영향을 미치는 위험을 피하거나 줄일 수 있음 -;
- [0028] 4) 초음파 오스테오톰의 절단부의 온도 - 온도가 증가할수록 α 의 값이 감소하여, 이로 인해, 신경, 혈관 및 척수 등과 같은 비표적 절단 조직에 악영향을 미칠 수 있는 고온의 발생을 피할 수 있음 -;
- [0029] 5) 절단되는 뼈 구조의 유형 - 구조의 유형은 피질골 및 해면골 중 적어도 하나를 포함하고, 피질골에 대한 α 의 값은 해면골에 대한 α 의 값보다 크거나 같고, 절단되는 뼈 구조의 유형을 피질골 및 해면골과 같이 식별함으로써, 출력 전력을 보다 정밀하게 제어할 수 있음 -; 및
- [0030] 6) 초음파 오스테오톰이 뼈를 절단하는 깊이 - 깊이가 증가할수록 α 의 값이 감소한다. 초음파 오스테오톰이 뼈 조직을 깊게 절단할 경우, 액체의 흐름은 쉽게 냉각되지 않고, 발생하는 열은 대류 및 복사로 인하여 뼈 조직으로부터 쉽게 소멸되지 않아서, 국소적으로 고온의 영역을 형성하기 쉽고, 이는 뼈와 신경에 이롭지 않다. 절단 깊이가 증가함에 따라 전력 보정 계수 α 의 값을 감소시킴으로써, 국소적으로 고온의 영역이 형성되는 것을 피할 수 있음 -; 을 포함하는 파라미터들 중 적어도 하나로부터 적어도 부분적으로 결정될 수 있다.
- [0031] 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 기준 출력은 고정값이거나 사용되는 초음파 오스테오톰(11)의 유형에 따라 변하는 값일 수 있음을 알아야 한다. 여기서, 초음파 오스테오톰(11)의 유형은 초음파 오스테오톰의 절단부의 형상, 재질, 치수 및 초음파 오스테오톰(11)이 냉각 구조를 갖는지 여부를 포함하지만, 이에 한정되는 것은 아니다. 바람직한 실시예로서, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및/또는 초음파 오스테오톰(11)은 무선 진동수 식별 (RFID) 태그와 같은 전자 식별 태그를 포함할 수 있고, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및/또는 초음파 오스테오톰(11)이 로봇 보조 수술 시스템(20)에 장착되면, 제어기는 전자 식별 태그를 판독하여, 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및/또는 초음파 오스테오톰(11)의 특정 파라미터들을 확인할 수 있고, 그 다음 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 진동의 진동수 및 진폭 및 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)에 의해 절단할 뼈에 작용하는 압력과 같은 적절한 제어 파라미터들을 선택할 수 있다. 또한, 제어기가 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및/또는 초음파 오스테오톰(11)의 전자 식별 태그를 판독할 수 없거나 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및/또는 초음파 오스테오톰(11)으로부터 판독된 전자 식별 태그가 상응하지 않으면, 제어기는 디스플레이(23)를 통해 의사에게 경고 정보를 표시하고, 로봇 보조 초음파 오스테오톰 구동 시스템(1) 전체가 작동하는 것을 금지할 수 있다.
- [0032] 또한, 디스플레이(23)는 절단할 뼈의 3D 모델, 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)의 위치 및 방향, 뼈의 남은 절단 두께, 골밀도, 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직의 유형, 출력 전력, 로봇 팔에 의해 초음파 오스테오톰에 가해지는 힘 F 및 절단력과 같은 정보를 표시할 수 있고, 이에 따라, 의사 및/또는 기타 조작자는 실시간으로 수술 과정을 모니터링할 수 있다.
- [0033] 또한 바람직한 실시예로서, 출력 전력 보정 계수 α 는 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)의 형상 및/또는 초음파 오스테오톰(11)이 냉각 구조를 갖는지 여부에 의해 추가적으로 결정된다. 절단력이 동일할 경우, 절단부의 형상에 대한 절단 속도가 빠를수록, 출력 전력 보정 계수 α 는 감소한다. 냉각 구조를 갖는 초음파 오스테오톰에 대한 보정 계수 α 는 냉각 구조가 없는 초음파 오스테오톰에 대한 보정 계수 α 보다 크다. 당업계의 통상의 기술자에게 공지된 바와 같이, 초음파 오스테오톰(11), 특히 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)는 상이한 형상, 치수 및 구조(예를 들어, 냉각 구조를 갖거나 갖지 않음)를 가질 수 있다. 상이한 형상, 치수 및 구조를 갖는 초음파 오스테오톰은 본 출원인의 특허 출원 공개 공보 CN 107744401 A, CN 107582128 A, CN 107518929 A, CN 107320151 A, CN 206183334 U, CN 205234577 U, CN 203354609 U, CN 202920294 U, CN 202821536 U, CN 202740089 U, CN 202740088 U, CN 102475568 A, CN 202161377 U, CN 202146334 U 등에서 개시하고 있다. 따라서, 초음파 오스테오톰(11)의 상세한 설명은 생략한다. 일반적으로, 절단력이 동일할 경우, 절단 티스를 갖는 절단부(11a)(예를 들어, 전술한 CN 205234577 U 참조)는 절단 티스가 없는 절단부 (11a)보다 뼈를 빠르게 절단할 수 있고, 보다 빠른 절단 속도를 갖는 초음파 오스테오톰(11)은 보다 작은 값의 보정 계수 α 를 사용하므로 전체 절단 과정에서 보다 정확하고 부드럽게 제어할 수 있게 한다. 나아가, 냉각 구조를 갖지 않는 초음파 오스테오톰(11)은 절단 과정에서 냉각 구조를 갖는 초음파 오스테오톰(11)보다 더 높은 온도를 발생시키고, 주변 조

직에 더 큰 열 위험을 가질 수 있다(예를 들면, 전술한 CN 107518929 A 참조). 따라서, 냉각 구조를 갖지 않는 초음파 오스테오톰(11)의 보정 계수 α 를 냉각 구조를 갖는 초음파 오스테오톰(11)의 보정 계수 α 보다 작게 설정함으로써, 절단 부위의 온도가 과도하게 상승하여, 주변 조직에 영향을 미치는 것을 방지할 수 있다.

[0034] 전술한 바와 같이, 제어기는 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)을 제어할 뿐만 아니라, 유선 또는 무선의 방식으로 로봇 보조 수술 시스템(20)에 통신 가능하도록 연결되어, 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)의 위치 및 공간적 각도 및 로봇 팔(22)에 의해 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)에 작용하는 힘을 제어할 수 있다. 여기서, 힘은 주로 절단 부위의 법선을 따라 절단부(11a)에 의해 실질적으로 뼈에 가해지는 종 방향의 힘을 말하며, 이러한 종 방향의 힘은 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 출력 전력과 함께 절단력을 결정한다. 바람직하게는, 제어기는 다음 식에 따라 로봇 팔(22)에 의해 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)에 절단 방향으로 실질적으로 작용하는 힘(종 방향의 힘) F 를 제어할 수 있다.

[0035] $F = F_0 \times \beta$

[0036] 여기서 F_0 는 로봇 팔(22)에 의하여 초음파 오스테오톰(11)에 종 방향으로 작용하는 기준 힘이고, β 는 힘 보정 계수로서, β 는 1보다 작거나 같고, β 는,

[0037] 1) 뼈의 남은 절단 두께 - 뼈의 남은 절단 두께가 감소할수록 β 의 값이 감소하여, 뼈의 남은 두께가 얇을 경우, 초음파 오스테오톰이 뼈를 빠르게 관통하여 뼈 아래에 있는 혈관, 신경 및 척수와 같은 조직들에 손상을 초래하는 큰 절단력이 적용되는 것을 피할 수 있음 -;

[0038] 2) 골밀도 - 골밀도가 감소할수록 β 의 값은 감소함 -;

[0039] 3) 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직의 유형 - 조직의 유형은 혈관 조직, 척수 조직 및 신경 조직 중 적어도 하나를 포함하고, 혈관 조직에 대한 β 의 값은 척수 조직에 대한 β 의 값보다 크거나 같고, 척수 조직에 대한 β 의 값은 신경 조직에 대한 β 의 값보다 크거나 같으며, 일 예로, 해부학적으로 결정되는 조직의 유형은 수술 시작 전에 제어기에 입력되어, 힘 보정 계수 β 의 값을 보다 정밀하게 설정할 수 있고, 이를 통해 적절한 절단 속도를 유지하여, 절단 방향에서 뼈 아래에 있는 조직에 악영향을 미치는 위험을 피하거나 줄일 수 있음 -;

[0040] 4) 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)의 온도 - 온도가 증가할수록 β 의 값이 감소하여, 이로 인해, 신경, 혈관 및 척수와 같은 비표적 절단 조직에 악영향을 미칠 수 있는 고온의 발생을 피할 수 있음 -;

[0041] 5) 절단되는 뼈 구조의 유형 - 뼈 구조의 유형은 피질골 및 해면골 중 적어도 하나를 포함하고, 피질골에 대한 β 의 값은 해면골에 대한 β 의 값보다 크거나 같고, 절단되는 뼈 구조의 유형을 피질골 및 해면골과 같이 식별함으로써, 힘의 크기를 보다 정밀하게 제어할 수 있음 -; 및

[0042] 6) 초음파 오스테오톰이 뼈를 절단하는 깊이 - 깊이가 증가할수록 β 의 값이 감소한다. 초음파 오스테오톰이 뼈 조직을 깊게 절단할 경우, 액체의 흐름은 쉽게 냉각되지 않고, 발생하는 열은 대류 및 복사로 인하여 뼈 조직으로부터 쉽게 소멸되지 않아서, 국소적으로 고온의 영역을 형성하기 쉽고, 이는 뼈와 신경에 이롭지 않으므로, 절단 깊이가 증가함에 따라 힘 보정 계수 β 의 값을 감소시킴으로써, 국소적으로 고온의 영역이 형성되는 것을 피할 수 있음 -; 을 포함하는 파라미터들 중 적어도 하나로부터 적어도 부분적으로 결정될 수 있다.

[0043] 바람직한 실시예로서, 출력 보정 계수 α 와 유사하게, 힘 보정 계수 β 는 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)의 형상 및/또는 초음파 오스테오톰(11)이 냉각 구조를 갖는지 여부에 따라 추가적으로 결정되고, 절단력이 동일할 경우, 절단부의 형상에 대한 절단 속도가 빠를수록 β 는 작아지고; 냉각 구조를 갖는 초음파 오스테오톰의 β 는 냉각 구조가 없는 초음파 오스테오톰의 β 보다 크다.

[0044] 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)은 절단부(11a)의 온도를 감지하고, 온도를 나타내는 신호를 제어기에 전송하는 온도 센서(도시되지 않음)를 포함한다. 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10) 및/또는 로봇 보조 수술 시스템(20)은 초음파 오스테오톰(11)의 절단부(11a)에 의해 뼈에 작용하는 종 방향의 힘을 감지하고, 종 방향의 힘을 나타내는 신호를 제어기에 전송하는 힘 센서(도시되지 않음)를 포함한다. 나아가, 힘 센서는 종 방향의 힘에 실질적으로 수직이면서, 로봇 팔에 의해 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)에 작용하는 횡 방향의 힘을 감지하고, 횡 방향의 힘을 나타내는 신호를 제어기에 전달하여, 횡 방향의 힘을 더 잘 제어하여, 이로 인해, 절단부의 위치 및 공간적 각도에 대한 제어 안정성을 향상시킨다. 절단하는 동안, 절단부의 온도, 종 방향의 힘 및 횡 방향의 힘을 감지함으로써, 제어기는 전체 절단 과정을 보다 정확하게 제어할 수 있고, 이에 따라, 수술의 안전성을 향상시킬 수 있다.

[0045] 예를 들어, 제어기는 절단하는 동안 뼈에 의해 야기되는 초음파 오스테오톰 구동 시스템(10)의 진동수 오프셋의

크기를 감지함으로써, 절단되는 뼈 부분이 피질골인지 또는 해면골인지를 결정할 수 있다. 도 3에 도시된 바와 같이, 초음파 오스테오톨 구동 시스템(10)이 해면골과 피질골을 절단하기 위해 압력을 가하면, 해면골과 피질골의 초음파 진동 특성의 차이로 인하여, 양 뼈 조직에 의해 야기되는 초음파 오스테오톨 구동 시스템(10)의 진동수 오프셋의 크기는 다를 수 있다. 도 3에서, F0는 초음파 오스테오톨 구동 시스템(10)의 고유의 공명 진동수고, F1은 해면골을 절단할 때의 초음파 오스테오톨 구동 시스템(10)의 고유의 공명 진동수며, F2는 피질골을 절단할 때의 초음파 오스테오톨 구동 시스템(10)의 고유의 공명 진동수다. 절단되는 뼈 조직이 피질골인지 또는 해면골인지 여부를 결정함으로써, 제어기는 출력 전력 및 로봇 팔(22)에 의해 초음파 오스테오톨(11)에 작용하는 종 방향의 힘을 보다 적절하게 제어할 수 있다.

[0046] 뼈의 남은 절단 두께를 결정하고, 뼈에 대한 초음파 오스테오톨(11)의 절단부(11a)의 위치 및 공간적 각도 등을 제어하기 위하여, 제어기는 외부 입력 데이터를 수신하는 데이터 수신부를 포함하여, 절단할 뼈에 대한 3차원 모델 및/또는 크기 데이터를 획득할 수 있고, 이 때 외부 입력 데이터는, 예를 들어, 절단할 뼈에 대한 CT 데이터, MR 데이터 등을 포함할 수 있는데, 이러한 외부 입력 데이터는 뼈의 3차원 구조를 반영할 수 있다. 또한, 제어기는 데이터 수신부를 통하여 골밀도 데이터를 수신할 수도 있다.

[0047] 바람직하게는, 출력 전력 및/또는 초음파 오스테오톨(11)에 의해 절단할 뼈에 작용하는 힘은 선형 관계, 포물선 관계 또는 남은 절단 두께와 지수 함수적으로 감소하는 관계를 가질 수 있다. 도 4는 남은 뼈 조직 두께에 대하여 표준화된 절단력 수준의 전형적인 곡선을 나타내고 있고, 출력 전력의 크기는 남은 뼈 조직 두께와 선형 관계 또는 포물선 관계를 가질 수 있다. 남은 뼈 조직 두께에 대하여 로봇 팔(22)에 의해 작용하는 압력의 전형적인 곡선은 도 4에 도시된 출력 전력 곡선과 유사하고, 또한 지수 함수적으로 감소하는 관계에 있을 수도 있다.

[0048] 바람직한 실시예로서, 제어기는 남은 절단 두께가 임계 두께(예를 들어, 2-5mm, 바람직하게는 2 mm)보다 작을 경우에만, 출력 전력 및 종 방향의 힘을 제어하기 시작할 수 있다.

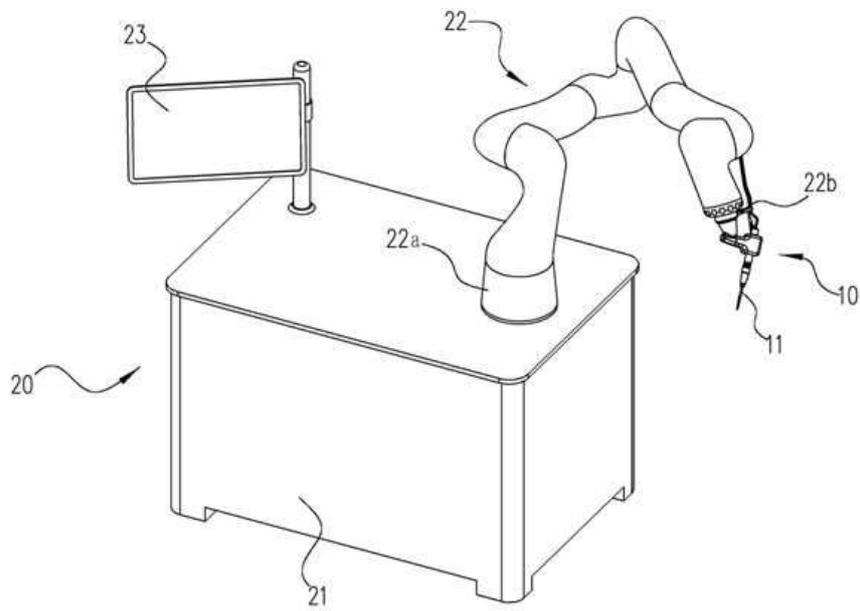
[0049] 도 5는 본 개시의 로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템(1)의 작동 과정을 나타내는 개략도이다. 수술 전에, CT나 MR에 의하여 환자의 뼈에 대한 3차원 영상을 재구성하고, 절단할 뼈 조직의 3 차원 형상, 두께, 밀도 및 기타 관련 파라미터들을 추출할 수 있다. 이와 같은 파라미터들을 로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템(1)의 제어기에 입력하여, 뼈와 초음파 오스테오톨(11)의 절단부(11a)를 3차원적으로 정합할 수 있다. 절골 과정에서, 제어기는 초음파 오스테오톨 구동 시스템(10)의 출력 전력 및 초음파 오스테오톨(11)의 절단부(11a)의 위치 및 방향을 제어하고, 전술한 바와 같이, 로봇 팔에 의해 초음파 오스테오톨에 작용하는 힘을 제어하여, 이로 인해, 뼈 및 뼈 주변의 민감한 조직(예를 들어, 혈관, 신경 또는 골수)들에 가해질 수 있는 물리적 손상 및 열적 손상을 피하거나 또는 적어도 현저히 감소시켜서, 안전하게 수술을 수행할 수 있다.

[0050] 본 개시의 로봇 보조 초음파 오스테오톨 구동 시스템은 압력 및 진동 출력 전력을 모두 제어함으로써, 초음파 오스테오톨 구동 시스템을 사용하는데 있어서 안전성을 크게 향상시킨다. 특히, 압력 제어의 기능은, 주로 남은 뼈 조직이 비교적 얇을 때(즉, 남은 절단 두께가 상대적으로 얇은 경우), 과도한 압력이 직접적으로 작용하여 뼈 조직이 파열됨에 따른 물리적 손상을 피하게 하는 것이다. 절단 깊이가 상대적으로 깊고 뼈가 상대적으로 단단할 때, 비교적 큰 절단력은 뼈에 인접한 신경, 혈관 및 다른 조직들에 열 손상을 야기할 수 있는데, 따라서, 진동 출력 전력 제어를 통해, 남은 뼈 조직이 상대적으로 얇을 때(예를 들어, 남은 절단 두께가 상대적으로 작을 때), 초음파 오스테오톨 구동 시스템의 공명 진동수를 조정함으로써 절단 효과를 증가시킬 수 있다.

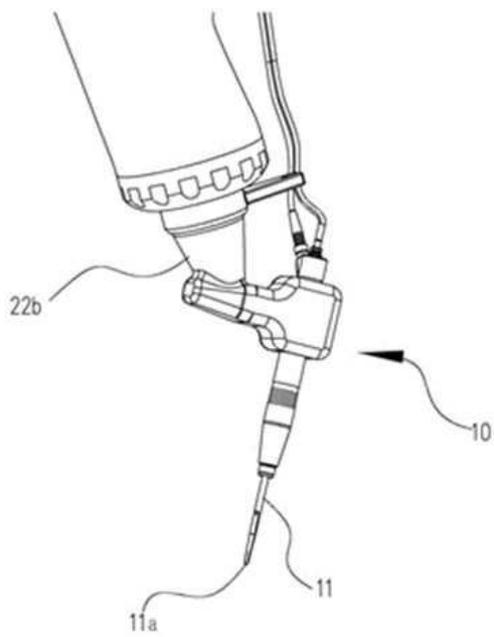
[0051] 당업계의 통상의 기술자는 본 발명이 본 발명의 사상 및 범위를 벗어나지 않고 다양한 다른 실 예를 가질 수 있음을 인식할 것이며, 당업계의 통상의 기술자라면 본 발명에 따라 다양한 변경 및 수정을 행할 수 있고, 이들 각각의 변경 및 수정은 본 발명의 첨부된 청구 범위의 보호범위 내에 있는 것으로 보아야 할 것이다. 예를 들어, 위에서는 뼈의 남은 절단 두께, 골밀도, 뼈 아래에 있는 조직의 유형, 절단 부위의 온도, 뼈 구조의 유형, 절단 깊이, 전력 보정 계수 α 및 힘 보정 계수 β 에 영향을 미치는 파라미터들만이 개시되어 있으나, 이러한 파라미터들과 직접 또는 간접적으로 연관된 다른 파라미터들을 사용하여, 전력 보정 계수 α 및 힘 보정 계수 β 를 조정하는 기술적 해결책도 첨부된 청구항에 의해 정의된 보호범위 내에 있는 것으로 이해되어야 한다.

도면

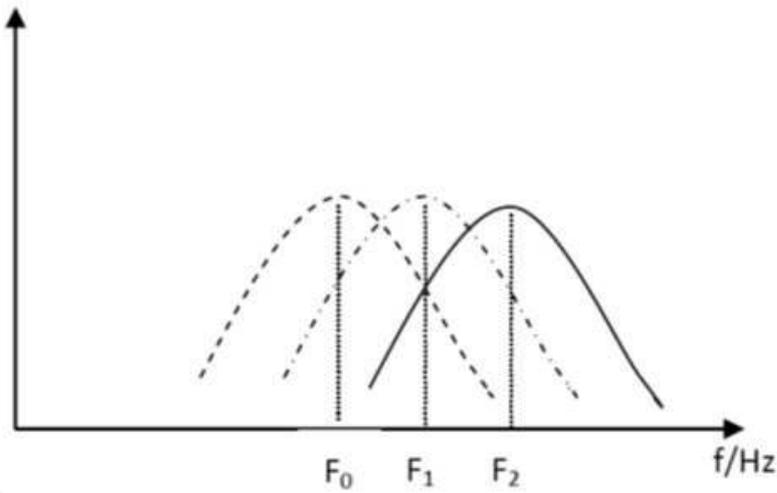
도면1



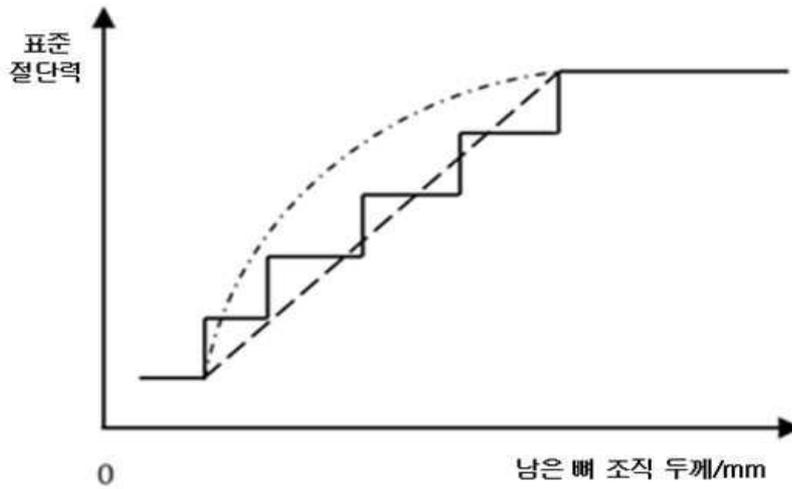
도면2



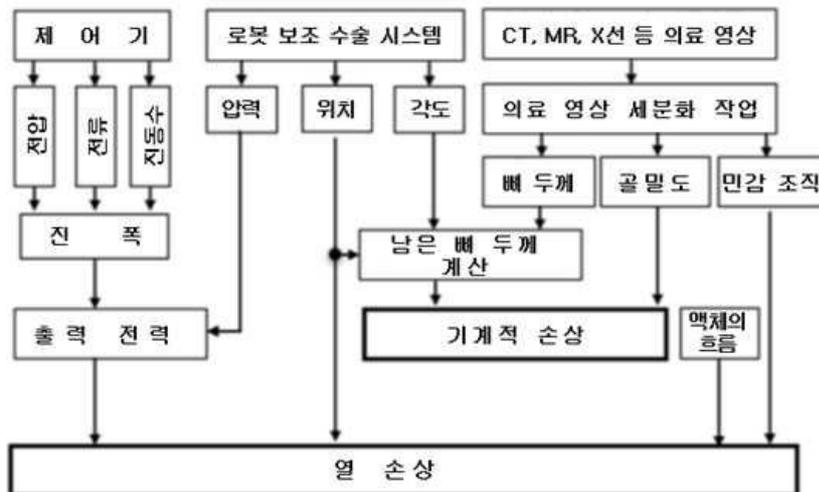
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	机器人辅助超声骨刀动力系统		
公开(公告)号	KR102062008B1	公开(公告)日	2020-01-03
申请号	KR1020190097756	申请日	2019-08-09
发明人	차오, 촌 잔, 송타오 후, 샤오밍		
IPC分类号	A61B17/16 A61B17/17 A61B17/32 A61B34/00 A61B34/30 A61B90/00		
CPC分类号	A61B17/1626 A61B17/1628 A61B17/1657 A61B17/1703 A61B17/320068 A61B34/30 A61B34/77 A61B2017/00084 A61B2017/00123 A61B2017/00402 A61B2017/320075 A61B17/16 A61B17/3209 A61B34/70 A61B2017/00022 A61B2090/064 A61B2017/1651 A61B17/164 A61B17/1642 A61B34/74 A61B2017/320052		
代理人(译)	没有溶剂 金汉率 Gimjunsik 김세환		
审查员(译)	蔡, 宋 - 洙		
优先权	201910113251.3 2019-02-14 CN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

机器人辅助超声骨刀驱动系统技术领域本发明涉及一种机器人辅助超声骨刀驱动系统，其包括超声骨刀驱动系统，机器人辅助手术系统和控制器。超声骨刀驱动系统包括：超声换能器，用于将电能转换为机械能；以及超声换能器。超声骨刀用于将机械能传递到骨骼。机器人辅助手术系统包括基座和安装在基座上的机械臂。超声骨刀驱动系统可拆卸地连接到机械臂的可移动的一端。机械臂用于控制超声骨刀驱动系统的切割部分的位置和空间角度，以及施加到要被超声骨刀驱动系统的切割部分切割的骨骼上的力。控制器通信地连接到超声骨刀驱动系统，并控制超声骨刀驱动系统的切割力。而且，控制器可以基于剩余的切割厚度，骨密度和相邻组织的类型来控制超声骨刀驱动系统的输出功率。因此，本发明的机器人辅助超声骨刀驱动系统可以提高整形外科手术特别是微创整形外科手术的稳定性和准确性。

