



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0067682
(43) 공개일자 2011년06월22일

(51) Int. Cl.

G01L 5/00 (2006.01) G01L 1/22 (2006.01)

A61C 19/05 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0124375

(22) 출원일자 2009년12월15일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

이화여자대학교 산학협력단

서울 서대문구 대현동 11-1 이화여자대학교내

(72) 발명자

전윤식

서울특별시 광진구 광장동 극동A 3-1303

박선형

서울특별시 용산구 이촌1동 미주아파트 A동 505호

박지만

서울특별시 양천구 신정6동 신시가지 14단지아파트 1409동 903호

(74) 대리인

지현조

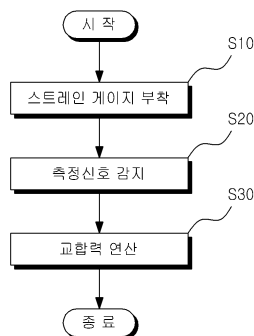
전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 치아의 교합력 측정장치 및 방법

(57) 요약

치아의 교합력을 실시간으로 측정할 수 있으며, 치과 치료 전후의 교합력을 객관화 및 정량화할 수 있는 치아의 교합력 측정장치 및 방법이 개시된다. 환자의 치아 교합력을 연속적으로 측정하기 위한 치아의 교합력 측정방법은, 목적된 치아의 측면에 스트레인 게이지를 부착하는 단계, 목적된 치아의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 제공하는 단계, 및 측정신호를 이용하여 목적된 치아에 작용하는 교합력을 산출하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

환자의 치아 교합력을 연속적으로 측정하기 위한 치아의 교합력 측정방법에 있어서,

목적된 치아의 측면에 스트레인 게이지를 부착하는 단계;

상기 목적된 치아의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 상기 스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 제공하는 단계; 및

상기 측정신호를 이용하여 상기 목적된 치아에 작용하는 교합력을 산출하는 단계;

를 구비하는 치아의 교합력 측정방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 제공하는 단계는,

상기 목적된 치아의 반복된 저작에 대응하여 상기 스트레인 게이지의 전기적 저항 신호의 변화를 연속적으로 검출하는 단계;

검출된 상기 저항 신호를 전압 신호로 변환하는 단계; 및

상기 전압 신호를 증폭하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 교합력 측정방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 스트레인 게이지는 상기 목적된 치아의 측면에 적어도 1지점 이상에 부착되는 것을 특징으로 하는 치아의 교합력 측정방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 목적된 치아에 복수개의 상기 스트레인 게이지를 부착하는 경우,

상기 각 스트레인 게이지는 상기 치아의 순측 표면 및 설측 표면에 각각 부착되며,

상기 각 스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 이용하여 상기 목적된 치아에 작용하는 교합력을 산출하는 것을 특징으로 하는 치아의 교합력 측정방법.

청구항 5

환자의 치아 교합력을 연속적으로 측정하기 위한 치아의 교합력 측정장치에 있어서,

목적된 치아의 측면에 부착되는 스트레인 게이지; 및

상기 목적된 치아의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 상기 스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 이용하여, 상기 치아의 교합력을 측정하는 제어부;

를 포함하는 치아의 교합력 측정장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 목적된 치아의 반복된 저작에 대응되는 상기 스트레인 게이지의 전기적 저항 신호의 변화를 전압 신호로 변환하는 변환부; 및

상기 전압 신호를 증폭하는 증폭부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아의 교합력 측정장치.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 치아의 교합력 측정장치 및 방법에 관한 것으로서, 보다 자세하게는 스트레인 게이지를 이용하여 치아의 교합력을 실시간으로 측정할 수 있는 치아의 교합력 측정장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 치과용 임플란트(Dental Implant)는 자연 치아가 충치나 풍치, 외상, 사고 등으로 인해서 부분적 또는 전체적으로 상실된 경우 상실된 자연 치아를 대신하거나, 치아의 뒤틀림 및 부정교합(malocclusion) 상태를 교정하기 위해 환자의 치조골(잇몸뼈)에 식립되어 사용될 수 있다.

[0003] 한편, 개인에 따라 음식을 저작(씹기)하는 효율과 저작압이 다르고, 이갈이 및 이악물기 등과 같은 구강악습관(oral parafunction)이 있거나, 교근(masseter muscle)이 발달하여 교합압이 큰 사람의 경우, 측방 하중에 취약한 임플란트의 예후에 부정적인 영향을 줄 수 있다.

[0004] 따라서, 임플란트를 식립한 환자의 시술 전후 교합압을 측정하여 교합압의 양상에 따라 환자 개개인에 맞는 교합 디자인을 적용함으로써 임플란트 수복물의 장기적인 예후를 개선시킬 필요가 있다.

[0005] 기존에 알려진 교합압 측정장비로서는, 압력을 감지하는 기록 재료를 사용하는 "Dental Prescale system", "Photoocclusion" 및 "T-Scan" 등이 있다. 그런데, 기존 교합압 측정장비는 상하악 치아 사이에 기록지를 개재하여야 하므로, 교합을 하는 최대감합의 순간만을 기록할 수 있는 단점이 있으며, 기록지가 구겨지기 때문에 교합압 측정 회수에 제약이 따르게 되는 문제점이 있다.

[0006] 더욱이, "T-Scan"과 같은 기존 교합압 측정장비는 최대 교합력을 단회성 반복 측정만 가능하기 때문에, 교합의 동적이면서 연속적인 특성을 측정하기 어려운 문제점이 있고, 표시되는 교합력의 세기 또한 구체적인 수치로 정량화되기 어려운 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0007] 본 발명은 치아의 교합력을 실시간으로 측정할 수 있는 치아의 교합력 측정장치 및 방법을 제공한다.

[0008] 특히, 본 발명은 스트레인 게이지를 이용하여 동적인 성질의 교합력을 실시간으로 측정할 수 있는 치아의 교합력 측정장치 및 방법을 제공한다.

[0009] 또한, 본 발명은 실제 저작 과정을 대상으로 치과 치료 전후의 교합력을 객관화 및 정량화할 수 있는 치아의 교합력 측정장치 및 방법을 제공한다.

[0010] 또한, 본 발명은 정확한 교합력을 측정을 가능하게 하고, 임플란트 수복물의 장기적인 예후의 개선에 기여할 수 있는 치아의 교합력 측정장치 및 방법을 제공한다.

과제 해결수단

[0011] 상술한 본 발명의 목적들을 달성하기 위한 본 발명의 바람직한 실시예에 따르면, 환자의 치아 교합력을 연속적으로 측정하기 위한 치아의 교합력 측정방법은, 목적된 치아의 측면에 스트레인 게이지를 부착하는 단계, 목적된 치아의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 제공하는 단계, 및 측정신호를 이용하여 목적된 치아에 작용하는 교합력을 산출하는 단계를 포함한다.

[0012] 스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 제공하는 단계는, 목적된 치아의 반복된 저작에 대응하여 스트레인 게이지의 전기적 저항 신호의 변화를 연속적으로 검출하는 단계, 검출된 저항 신호를 전압 신호로 변환하는 단계, 및 전압 신호를 증폭하는 단계를 포함한다.

[0013] 아울러, 스트레인 게이지는 목적된 치아의 측면에 단 한 지점에 하나만 부착될 수 있으며, 다르게는 복수의 지

점에 여러개가 부착될 수도 있다. 또한, 목적된 치아에 복수개의 스트레인 게이지를 부착하는 경우, 상기 각 스트레인 게이지는 치아의 순측 표면 및 설측 표면에 각각 부착될 수 있다.

[0014] 본 발명의 다른 바람직한 실시예에 따르면, 환자의 치아 교합력을 연속적으로 측정하기 위한 치아의 교합력 측정장치는 목적된 치아의 측면에 부착되는 스트레인 게이지, 및 목적된 치아의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 스트레인 게이지로부터 발생하는 측정신호를 이용하여 치아의 교합력을 측정하는 제어부를 포함한다. 아울러, 제어부는 목적된 치아의 반복된 저작에 대응되는 스트레인 게이지의 전기적 저항 신호의 변화를 전압 신호로 변환하는 변환부, 및 전압 신호를 증폭하는 증폭부를 포함한다.

효 과

[0015] 본 발명에 따른 치아의 교합력 측정장치 및 방법에 의하면, 치아의 교합력을 실시간으로 측정할 수 있다.

[0016] 특히, 본 발명에 따르면 스트레인 게이지를 이용하여 동적인 성질의 교합력을 실시간으로 측정할 수 있다.

[0017] 더욱이, 본 발명에 따르면 치아의 최대 교합력을 단회성으로 측정하는 것이 아니라, 실제 저작 과정을 대상으로 치과 치료 전후의 교합력을 객관화 및 정량화하여 비교할 수 있기 때문에, 환자 개개인 별로 객관적이며 전문적인 치료를 가능하게 한다.

[0018] 또한, 본 발명에 따르면 정확한 교합력의 측정을 가능하게 하고, 임플란트 수복물의 장기적인 예후의 개선에 기여할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0019] 이하 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 본 발명을 설명함에 있어서, 공지된 기능 혹은 구성에 대해 구체적인 설명은 본 발명의 요지를 명료하게 하기 위하여 생략될 수 있다.

[0020] 도 1은 본 발명에 따른 치아의 교합력 측정방법을 설명하기 위한 블록도이고, 도 2는 본 발명에 따른 치아의 교합력 측정장치의 장착 구조를 설명하기 위한 도면이며, 또한, 도 3은 본 발명에 따른 치아의 교합력 측정장치의 제어블록도이다.

[0021] 또한, 도 4 및 도 5는 본 발명에 따른 치아의 교합력 측정장치를 이용하여 교합력을 측정하는 과정을 설명하기 위한 도면이고, 도 6은 본 발명에 따른 치아의 교합력 측정장치에 의해 측정된 교합력을 도시한 그래프이다.

[0022] 도 1 내지 도 3에서 도시한 바와 같이, 본 발명에 따른 환자의 치아 교합력을 연속적으로 측정하기 위한 치아의 교합력 측정방법은, 목적된 치아(10)의 측면에 스트레인 게이지(20)를 부착하는 단계, 상기 목적된 치아(10)의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 스트레인 게이지(20)로부터 발생하는 측정신호를 제공하는 단계, 및 상기 측정신호를 이용하여 목적된 치아(10)에 작용하는 교합력을 산출하는 단계를 포함한다.

[0023] 참고로, 본 발명에서 목적된 치아라 함은 자연 치아를 포함함은 물론 임플란트 보철물을 모두 포함할 수 있다.

[0024] 먼저, 스트레인 게이지(20)를 목적된 치아(10)의 측면에 부착한다. 참고로, 치아(10)의 측면이라 함은 치아(10)의 순측 표면(labial surface)(14) 또는 설측(lingual surface) 표면(12)을 의미하며, 스트레인 게이지(20)는 목적된 치아(10)의 표면을 깨끗하게 정리한 후 통상의 부착방법을 통해 부착될 수 있다.

[0025] 아울러, 상기 스트레인 게이지(20)는 목적된 치아(10)의 측면에 단 한 지점에 하나만 부착될 수 있으며, 다르게는 복수의 지점에 여러개가 부착될 수도 있다. 또한, 목적된 치아(10)에 복수개의 스트레인 게이지(20)를 부착하는 경우, 상기 각 스트레인 게이지(20)는 치아(10)의 순측 표면(12) 및 설측 표면(14)에 각각 부착될 수 있다.

[0026] 상기 스트레인 게이지(strain gauge)(20)는 가해진 힘에 의해 구조체(치아)가 변형되는 상태와 양을 측정하기 위한 것으로서, 크게 전기식으로 측정하는 전기식 스트레인 게이지(electrical strain gage)와 기계식으로 측정하는 기계식 스트레인 게이지(mechanical strain gage)로 구분될 수 있다.

[0027] 이하에서는 상기 스트레인 게이지(20)로서, 통상의 전기식 금속 스트레인 게이지가 적용된 예를 들어 설명하기로 한다. 이러한 전기식 스트레인게이지는 구조체(치아)가 변형을 일으킬 때에 전기적 저항이 변하며 이를 통해 변형률(스트레인)을 측정할 수 있다.

[0028] 일 예로, 상기 스트레인 게이지(20)는 변형량 감지 저항체(Strain Sensing Alloys), 베이스 재질부(Backing),

탭(Tab)부를 포함하여 구성될 수 있다. 변형량 감지 저항체는 실제적인 변형량을 감지하는 부분으로서 여러 가닥의 저항선을 한 방향으로 배열하여 직렬 연결한 형태로 제공될 수 있으며, 용도에 따라 그 재질은 용도에 따라서 콘스탄탄(Constantan), 니크롬(Nichrome), 망가닌(Manganin), Karma(Ni+Cr+Al+Fe), Lsaclastic(Ni+Cr+Fe+Mo), 순수 니켈(Nickel), 백금(Platinum), 연철(Soft Iron), 구리 등이 사용될 수 있다. 상기 베이스 재질부는 변형량 감지 저항체의 형상을 유지함과 동시에 구조체에 접착시키기 위한 매개체의 역할을 수행하며, 용도에 따라 그 재질은 폴리이미드(Polyimide), 에폭시(Epoxy) 등이 사용될 수 있다. 상기 탭부에는 스트레인미터(strain meter)나 증폭기와 연결되기 위한 리드선이 연결될 수 있다. 상술한 설명에서는 변형량 감지 저항체가 저항선 형태로 형성된 예를 들어 설명하고 있지만, 경우에 따라서는 변형량 감지 저항체가 저항막, 반도체 단결정, 금속 또는 반도체가 증착된 형태로도 형성될 수 있다.

[0029] 다음, 상기 목적된 치아(10)의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 스트레인 게이지(20)로부터 발생하는 측정 신호를 제공한다. 실질적으로, 상기 스트레인 게이지(20)로부터 발생하는 측정신호를 제공하는 단계는, 상기 목적된 치아(10)의 반복된 저작에 대응하여 상기 스트레인 게이지(20)의 전기적 저항 신호의 변화를 검출하는 단계, 검출된 상기 저항 신호를 전압 신호로 변환하는 단계, 및 상기 전압 신호를 증폭하는 단계를 포함한다.

[0030] 먼저, 목적된 치아(10)의 반복된 저작에 대응하여 상기 스트레인 게이지(20)의 전기적 저항 신호의 변화를 검출하게 되는 바, 치아(10)의 저작시 치아(10)에 발생하는 변형량(strain)은 스트레인 게이지(20)로 전달(실질적으로 치아에 발생하는 변형량은 베이스 재질부를 경유하여 변형량 감지 저항체로 전달)될 수 있는 바, 이에 따라 스트레인 게이지(20)가 신축될 수 있으며, 이러한 스트레인 게이지(20)의 변화는 스트레인 게이지(20)의 전기 저항값을 변화시키게 된다.

[0031] 예를 들어, 최초 길이가 L인 저항체가 ΔL 만큼 늘어나고, 최초 R이었던 저항값이 ΔR 만큼 증가한다고 하면 다음 [수학식 1]이 성립된다.

수학식 1

[0032] $\Delta R/R = K \epsilon$

[0033] 여기서, ϵ 는 변형률이고, K는 스트레인 게이지(20)를 사용해서 변형을 측정하는 경우 게이지의 저항변화에서 변형률을 산출하기 위한 계수가 되며, 이를 게이지율(gage factor)이라 하고, 일반적으로 K가 2.0~4.0인 것이 사용될 수 있다.

[0034] 다음, 검출된 상기 저항 신호 전압 신호로 변환한다. 저항 신호는 통상의 변환부(도 2의 32 참조)를 통해 전압 신호로 변환될 수 있는 바, 이하에서는 변환부(32)로서 휘스톤 브리지(Wheatstone bridge)회로가 사용된 예를 들어 설명하기로 한다.

[0035] 다음, 변환된 전압 신호를 증폭한다. 휘스톤 브리지회로로부터 출력되는 출력 전압은 매우 작기 때문에 통상의 증폭부(도 2의 34 참조)에서 대략 1000~10000배로 증폭될 수 있다.

[0036] 그 후, 상기 측정신호를 이용하여 목적된 치아(10)에 작용하는 교합력을 산출할 수 있다. 즉, 상기와 같이 증폭된 전압 신호는 통상의 출력장치를 통해 디지털로 출력되거나 프린터로 출력될 수 있으며, 다르게는 별도의 처리장치를 이용하여 해석될 수 있다. 예를 들어, 시간적으로 스트레인의 변화가 늦은 정적 스트레인 측정의 경우에는 통상의 출력장치를 통해 디지털로 출력되거나 프린터로 출력될 수 있으며, 진동이나 충격 등 시간적으로 빠른 현상을 다루는 동적 스트레인 측정의 경우에는 기록기에 기록한 후 별도의 PC를 이용하여 데이터의 처리 해석을 수행할 수 있다.

[0037] 도 2 및 도 3을 참조하면, 본 발명에 따른 치아의 교합력 측정장치는 목적된 치아(10)의 측면에 부착되는 스트레인 게이지(20), 및 상기 목적된 치아(10)의 반복된 저작(masticatory)에 대응하여 스트레인 게이지(20)로부터 발생하는 측정신호를 이용하여 치아(10)의 교합력을 측정하는 제어부(30)를 포함한다.

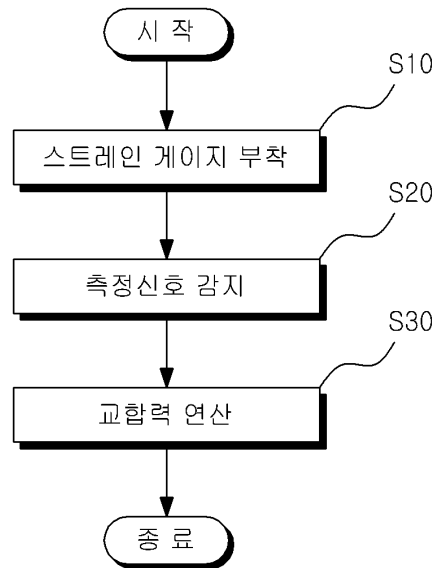
[0038] 상기 스트레인 게이지(20)로서는 요구되는 조건에 따라 다양한 종류 및 재질의 스트레인 게이지가 사용될 수 있으며, 스트레인 게이지(20)의 종류 및 특성에 의해 본 발명이 제한되거나 한정되는 것은 아니다.

[0039] 상기 제어부(30)는 목적된 치아(10)의 반복된 저작에 대응되는 스트레인 게이지(20)의 전기적 저항 신호의 변화를 전압 신호로 변환하는 변환부(32), 및 상기 전압 신호를 증폭하는 증폭부(34)를 포함한다.

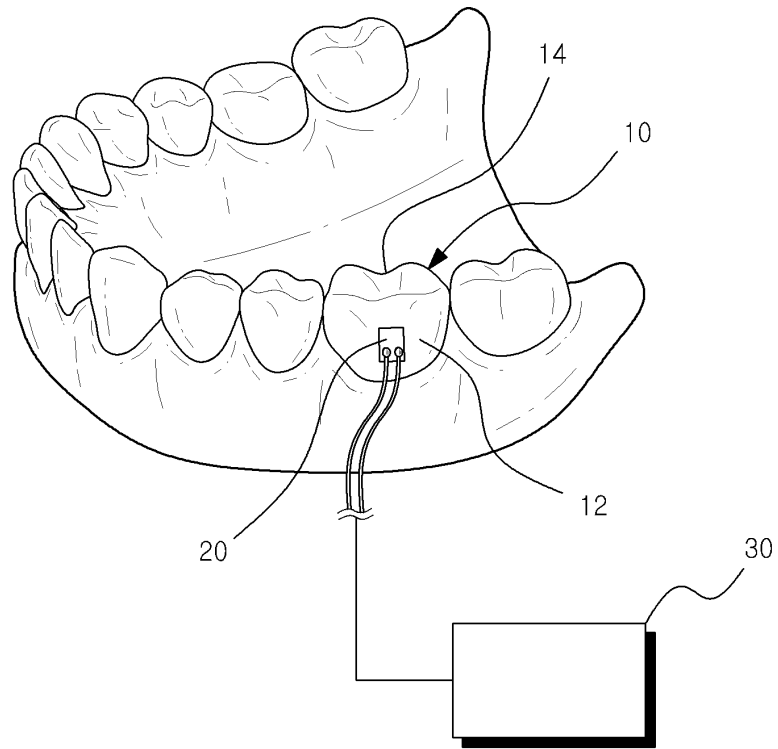
[0040] 상기 변환부(32)로서는 저항 신호를 전압 신호로 변환 가능한 통상의 변환기가 사용될 수 있다. 일 예로, 상기 변화부로서는 휘스톤 브리지(Wheatstone bridge)회로가 사용될 수 있다. 이외에도 변환부로서 쿼터 브리지

도면

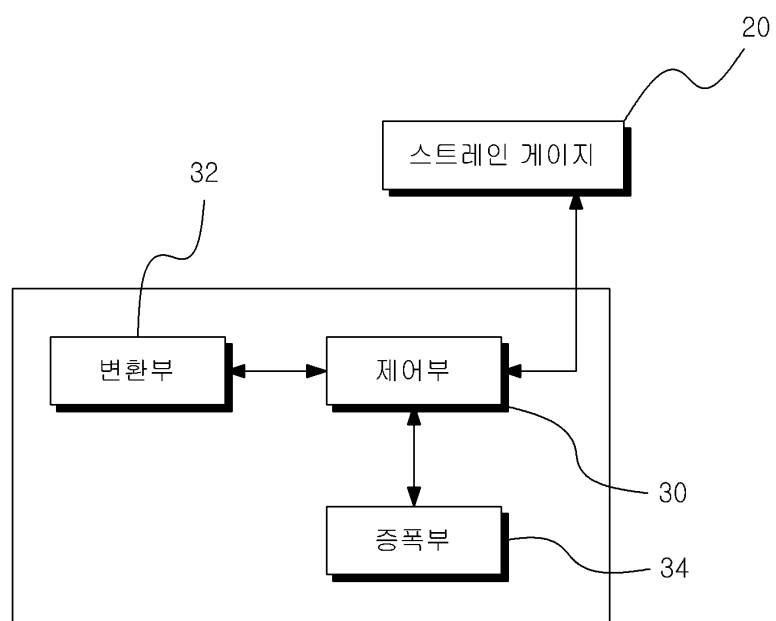
도면1



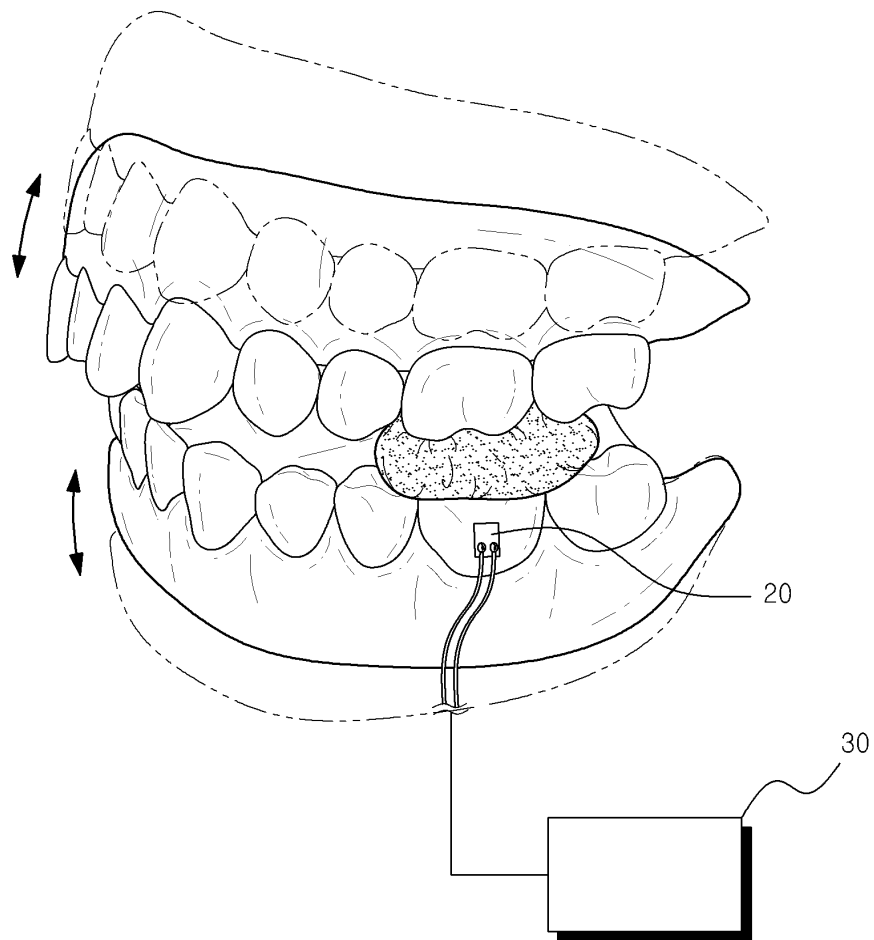
도면2



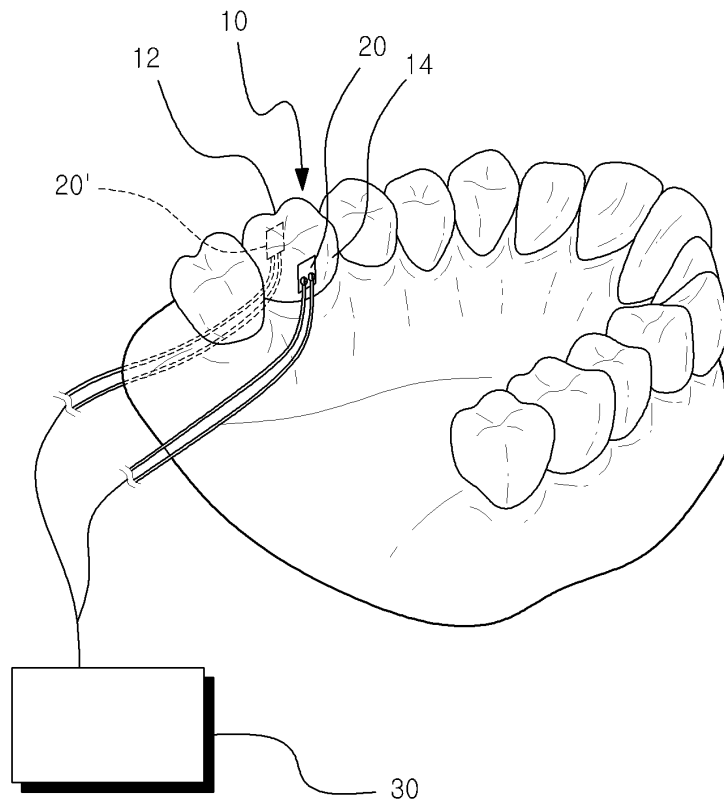
도면3



도면4



도면5



도면6

