



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0071017
(43) 공개일자 2020년06월18일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/22 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/228 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2019-0160354</p> <p>(22) 출원일자 2019년12월05일
심사청구일자 2019년12월05일</p> <p>(30) 우선권주장
1020180157796 2018년12월10일 대한민국(KR)</p> | <p>(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)</p> <p>(72) 발명자
채빌리
서울특별시 마포구 백범로 230, 102동 604호(신공덕동, 브라운스톤 공덕 아파트)</p> <p>이동현
서울특별시 동작구 매봉로 156, 1동 119호(본동, 극동아파트)</p> <p>(74) 대리인
송인호, 윤형근, 최관락</p> |
|---|--|

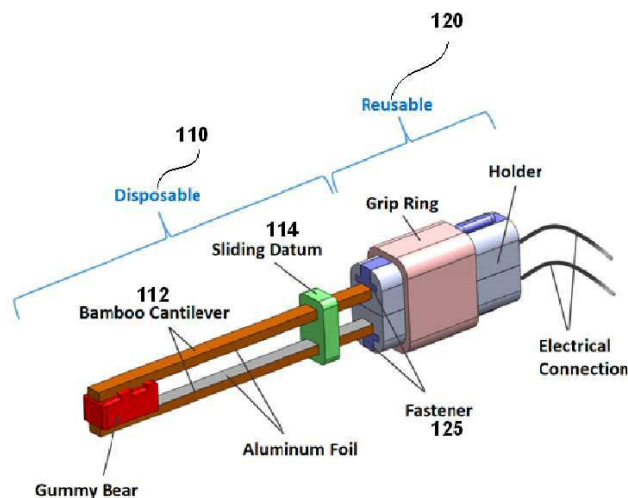
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치

(57) 요약

식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치가 개시된다. 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치는, 바디부; 및 일단이 상기 바디부에 고정되며, 타단에 식용 젤리가 위치되는 한 쌍의 캔틸레버를 포함하는 일회용 부재를 포함하되, 상기 바디부는, 상기 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 상기 식용 젤리가 위치된 상태에서 상기 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 가해진 힘에 따라 변화된 임피던스를 이용하여 저작력을 산출하는 분석부를 포함한다.

대 표 도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2017078759

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 이공학개인지초연구지원-기본연구

연구과제명 마이크로 코로나 방전 및 망간산화물을 이용한 제로흡착저항 마스크 개발

기 여 율 1/1

주관기관 고려대학교 산학협력단

연구기간 2017.11.01 ~ 2018.10.31

명세서

청구범위

청구항 1

바디부; 및

일단이 상기 바디부에 고정되며, 타단에 식용 젤리가 위치되는 한 쌍의 캔틸레버를 포함하는 일회용 부재를 포함하되,

상기 바디부는,

상기 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 상기 식용 젤리가 위치된 상태에서 상기 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 가해진 힘에 따라 변화된 임피던스를 이용하여 저작력을 산출하는 분석부를 포함하는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 한 쌍의 캔틸레버는,

친환경 소재로 구성되되, 상기 친환경 소재의 외부에는 도체층이 형성되되,

상기 도체층은 도체 소재의 도포 또는 패킹에 의해 형성되는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 일회용 부재는,

상기 한 쌍의 캔틸레버의 길이를 조정하는 조정 부재를 더 포함하되,

상기 조정 부재는 상기 한 쌍의 캔틸레버가 관통되는 홀을 포함하며,

상기 홀을 통해 상기 한 쌍의 캔틸레버가 관통하여 상기 바디부에 고정되되, 상기 한 쌍의 캔틸레버의 일단과 타단 사이에서 이동되어 상기 한 쌍의 캔틸레버의 길이를 조정하는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 조정 부재를 통해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이를 조정함으로써 저작력 한계 설정값이 조정되는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 분석부는,

상기 조정 부재에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이가 짧아지는 경우, 상기 저작력 한계 설정값을 증가시키고, 상기 조정 부재에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이가 길어지는 경우 상기 저작력 한계 설정값을 감소시키는 것

을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 분석부는,

상기 한 쌍의 캔틸레버 타단 사이에 식용 젤리가 위치된 상태에서 입력 전압에 따른 특정 치아에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 타단에 가해진 힘에 의해 변화된 임피던스에 기반한 출력 전압을 산출하고, 기설정된 결합 유효 강비 및 상기 산출된 출력 전압을 이용하여 저작력을 산출하는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

청구항 7

제6 항에 있어서,

상기 저작력은 하기 수학적식을 이용하여 계산되는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

$$V_{out} = 0.021F_m + 2.66$$

여기서, V_{out} 는 출력 전압을 나타내며, F_m 는 저작력을 나타냄.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 바디부는,

상기 한 쌍의 캔틸레버의 일단이 삽입되는 홀더 및 상기 홀더에 삽입된 한 쌍의 캔틸레버를 고정하는 잠금부재를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 사탕은 인간의 문명만큼 오랜 역사를 가지고 있다. 기원전 1500년까지 뒤돌아 보면 고대 이집트인들이 꿀과 과일로 만든 사탕들을 쉽게 추적 할 수 있다. 오늘날 막대사탕, 젤리빈(Jellybeans), 거미 베어(Gummy bear), 초콜릿과 같은 설탕류 기반인 현대적 사탕들은 단단하고 부드러운 형태로 다양하게 진화해왔다. 사탕은 이제 할로윈과 발렌타인스 데이와 같은 인기 있는 축제들과 같은 동의어가 되었다. 2016년에는 미국만 500만 파운드 또는 2500만 톤의 사탕을 소비함과 동시에 독일은 1인당 사탕 소비량이 가장 높은 인당 30파운드 또는 14kg에 달했다(Ouyang, 2016). 이양은 마치 일년에 자신의 체중 20%를 소비하는 것과 같다. 비만, 고혈압, 심혈관 위험, 인슐린 민감도 감소, 충치(Duyff et al., 2015; Pei et al., 2014; He and MacGregor, 2015; Macdonald, 2016; Freeman, 2014; Ruxton, 2010)와 같은 유행병학상의 명백한 영향과 연관성에도 불구하고 사탕의 매력은 뿌리 칠 수 없다. 설탕의 중독성과 (Avena et al., 2008; Ahmed et al., 2013; Lenhuria et al., 2007; Ifland et al., 2009; Gearhardt et al., 2011), 스파르타민(spartame) 및 수크랄로스(sucralose)와 같은 설탕 대체 성분

의 건강 영향에 대한 증거가 증가함에도 (Aune, 2012; Schiffman and Rother, 2013; Abou-Donia et al., 2008; Ber, Bernene et al., 2017) 사탕은 다음 천년에도 식료품 진열대에 남아있을 것이다.

[0004] 사탕은 앞으로도 우리 식단의 한 부분으로 남아있을 것이기 때문에, 사탕의 패러다임 변화는 자연스럽게 사탕으로부터 얻을 수 있는 수혜적 효과의 가능성을 제시 할 수 있다. 이 노력은 사탕과 치료 요법 사이의 결합으로 축약하여 가장 잘 묘사 할 수 있다. 세계 최초의 다중 비타민 거미 베어(Gummy bear), 미국 캘리포니아주 히어로 뉴트리얼 주식회사가 Yummi Bears®로 상표를 부착하여 판매했다. 이 제품은 1922년 독일의 한스 리겔의 젤라틴을 사용한 젤리형 사탕으로 이미 인기가 많았던 거미 베어의 상품을 본떠서 만들어졌다. 현재 이 회사(Haribo Produktions GmbH & Co. KG, Bonn, Germany)는 전 세계적으로 하루 1억 개 이상의 거미 베어를 생산하고 있다(Oltermann, 2013). 만약 우리가 비슷한 생각으로 이러한 패러다임을 모험해 나간다면 이제는 사탕과 진단을 결합하는 아이디어로 이어질 수 있다. 최근 이러한 생각으로 독일 뮌헨 공과대학교의 Prof. Bernhard Wolfrum의 그룹은 거미 베어에 잉크젯 프린팅 기술을 결합해 미세 전극을 만들어 냈다(Adly et al., 2018).

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명은 의료용 폐기물을 감소할 수 있는 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치를 제공하기 위한 것이다.

[0007] 또한, 본 발명은 식용 캔디를 이용함으로써 어린이들에게 거부감을 줄일 수 있는 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치를 제공하기 위한 것이다.

[0008] 또한, 본 발명은 친환경적이며 간단한 방법으로 저작력을 진단할 수 있는 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치를 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 일 측면에 따르면, 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치가 제공된다.

[0011] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 바디부; 및 일단이 상기 바디부에 고정되며, 타단에 식용 젤리가 위치되는 한 쌍의 캔틸레버를 포함하는 일회용 부재를 포함하되, 상기 바디부는, 상기 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 상기 식용 젤리가 위치된 상태에서 상기 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 가해진 힘에 따라 변화된 임피던스를 이용하여 저작력을 산출하는 분석부를 포함하는 것을 특징으로 하는 교합력 진단 장치가 제공될 수 있다.

[0012] 상기 한 쌍의 캔틸레버는, 친환경 소재로 구성되되, 상기 친환경 소재의 외부에는 도체층이 형성되되, 상기 도체층은 도체 소재의 도포 또는 패키징에 의해 형성될 수 있다.

[0013] 상기 일회용 부재는, 상기 한 쌍의 캔틸레버의 길이를 조정하는 조정 부재를 더 포함하되, 상기 조정 부재는 상기 한 쌍의 캔틸레버가 관통되는 홀을 포함하며, 상기 홀을 통해 상기 한 쌍의 캔틸레버가 관통하여 상기 바디부에 고정되되, 상기 한 쌍의 캔틸레버의 일단과 타단 사이에서 이동되어 상기 한 쌍의 캔틸레버의 길이를 조정할 수 있다.

[0014] 상기 조정 부재를 통해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이를 조정함으로써 저작력 한계 설정값이 조정될 수 있다.

[0015] 상기 분석부는, 상기 조정 부재에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이가 짧아지는 경우, 상기 저작력 한계 설정값을 증가시키고, 상기 조정 부재에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이가 길어지는 경우 상기 저작력 한계 설정값을 감소시킬 수 있다.

[0016] 상기 분석부는, 상기 한 쌍의 캔틸레버 타단 사이에 식용 젤리가 위치된 상태에서 입력 전압에 따른 특정 치아에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 타단에 가해진 힘에 의해 변화된 임피던스에 기반한 출력 전압을 산출하고, 기 설정된 결합 유효 강비 및 상기 산출된 출력 전압을 이용하여 저작력을 산출할 수 있다.

[0017] 상기 저작력은 하기 수학적식을 이용하여 계산되되,

$$V_{out} = 0.021F_m + 2.66$$

[0018]

[0019] 여기서, V_{out} 는 출력 전압을 나타내며, F_m 는 저작력을 나타낸다.

[0020] 상기 바디부는, 상기 한 쌍의 캔틸레버의 일단이 삽입되는 홀더 및 상기 홀더에 삽입된 한 쌍의 캔틸레버를 고정하는 잠금부재를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0022] 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치를 제공함으로써, 의료용 폐기물을 감소할 수 있다.

[0023] 또한, 본 발명은 식용 캔디를 이용함으로써 어린이들에게 거부감을 줄일 수 있는 이점도 있다.

[0024] 또한, 본 발명은 친환경적이며 간단한 방법으로 저작력을 진단할 수 있는 이점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치의 사시도.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 조정 부재를 이용한 한 쌍의 캔틸레버의 길이를 조정하는 방법을 설명하기 위해 도시한 도면.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치를 특정 치아 사이에 위치시키는 일 예를 설명하기 위해 도시한 도면.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치의 내부 구성 및 일부 회로도를 도시한 도면.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 상이한 변위에 대한 출력 전압 대 구동 주파수 관계를 설명하기 위해 도시한 도면.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 상이한 캔틸레버 길이에 따른 출력 전압과 저작력 관계를 설명하기 위해 도시한 도면.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 캔틸레버 길이에 대한 결합 유효 강비 결정 방법을 설명하기 위해 도시한 도면.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 실험적 저작력 측정 방법을 설명하기 위해 도시한 도면.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 박막 힘 센서의 보정을 설명하기 위해 도시한 도면.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 변위(δ)에 따른 출력 전압의 주파수 응답을 설명하기 위해 도시한 도면.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 출력 전압(V_{out})대 저작력(F_m)을 설명하기 위해 도시한 도면.

도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치를 기반한 임상 실험 결과를 설명하기 위해 도시한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 본 명세서에서 사용되는 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "구성된다" 또는 "포함한다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 여러 구성 요소들, 또는 여러 단계들을 반드시 모두 포함하는 것으로 해석되지 않아야 하며, 그 중 일부 구성 요소들 또는 일부 단계들은 포함되지

않을 수도 있고, 또는 추가적인 구성 요소 또는 단계들을 더 포함할 수 있는 것으로 해석되어야 한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

- [0028] 본 발명은 식용 젤리를 이용하여 교합력 또는/및 저작력을 측정할 수 있는 교합력 진단 장치(진단용 센서)에 관한 것이다. 한 쌍의 캔틸레버 사이에 식용 젤리(캔디)를 끼우고, 특정 치아(예를 들어, 어금니) 사이에 한 쌍의 캔틸레버를 위치시킨 상태에서 식용 젤리를 압축하기 위해 한 쌍의 캔틸레버를 무는 저작력에 해당하는 임피던스 변화를 측정하여 교합력 또는/및 저작력 측정이 가능하도록 할 수 있다.
- [0029] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다.
- [0030] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치의 사시도이며, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 조정 부재를 이용한 한 쌍의 캔틸레버의 길이를 조정하는 방법을 설명하기 위해 도시한 도면이고, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치를 특정 치아 사이에 위치시키는 일 예를 설명하기 위해 도시한 도면이고, 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 분석부의 회로도를 도시한 도면이고, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 상이한 변위에 대한 출력 전압 대 구동 주파수 관계를 설명하기 위해 도시한 도면이고, 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 상이한 캔틸레버 길이에 따른 출력 전압과 저작력 관계를 설명하기 위해 도시한 도면이다.
- [0031] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리를 이용한 교합력 진단 장치(110)는 일회용 부재(110) 및 바디부(120)를 포함하여 구성된다.
- [0032] 일회용 부재(110) 일부는 사람의 신체(예를 들어, 어금니 등)에 직접적으로 맞닿으며, 식용 젤리를 압축하기 위해 무는 저작력에 따른 임피던스 변화를 바디부(120)로 전달하기 위한 장치이다.
- [0033] 즉, 일회용 부재(110)의 일부는 교합력 또는/및 저작력 측정(진단)을 위해 사람의 신체(예를 들어, 어금니)에 직접적으로 물리게 된다. 이하의 설명에 의해 보다 명확하게 이해될 것이다.
- [0034] 일회용 부재(110)는 한 쌍의 캔틸레버(112) 및 조정 부재(114)를 포함하여 구성된다.
- [0035] 한 쌍의 캔틸레버(112)의 일단은 바디부(120)에 고정 체결되며, 한 쌍의 캔틸레버(112)의 타단 사이에는 식용 젤리가 위치하게 된다. 한 쌍의 캔틸레버(112)는 전술한 바와 같이, 외부에 도체층이 형성되며, 식용 젤리(캔디)는 한 쌍의 캔틸레버(112)의 타단의 도체층 사이에 위치될 수 있다.
- [0036] 예를 들어, 캔틸레버(112)는 길이가 약100mm 이내이며, 폭은 5.2mm 이내, 두께는 3.0mm 이내로 제작될 수 있다.
- [0037] 이러한, 한 쌍의 캔틸레버(112)는 일회성으로 폐기되어야 하므로, 친환경 소재를 사용하여 자연에서 분해 및 소각이 용이한 재질로 제작될 수 있다. 본 발명의 일 실시예에서는 캔틸레버는 대나무로 제작되는 것을 가정하여 이를 중심으로 설명하기로 한다. 그러나 캔틸레버가 대나무로 제한되는 것은 아니며 친환경 소재인 경우 제한 없이 적용될 수 있다.
- [0038] 대나무 자체는 부도체이므로 캔틸레버(112)의 외층은 도체층이 형성될 수 있다. 캔틸레버(112) 제작시 도체 소재를 캔틸레버(112)의 외층에 도포할 수도 있으며, 도체 소재로 캔틸레버(112)를 패키징할 수도 있다.
- [0039] 본 발명의 일 실시예에서는 알루미늄 호일과 같은 도체 소재로 캔틸레버(112)를 패키징하는 것을 가정하기로 한다. 따라서, 이하에서 별도의 설명이 없더라도 캔틸레버(112)는 도체층이 외부에 형성된 것으로 확대 해석되어야 할 것이다.
- [0040] 한 쌍의 캔틸레버(112)에는 조정 부재(114)가 결합된다. 조정 부재(114)는 한 쌍의 캔틸레버(112)의 길이를 조정하는 기능을 한다.
- [0041] 조정 부재(114)는 한 쌍의 캔틸레버(112)에 끼워진 상태에서 한 쌍의 캔틸레버(112)의 일단과 타단 상이에서 슬라이딩되어 캔틸레버(112)의 길이를 조정할 수 있다.
- [0042] 도 2를 참조하여 보다 상세히 설명하기로 한다.
- [0043] 도 2에 도시된 바와 같이, 한 쌍의 캔틸레버(112)에 결합된 조정 부재(114)의 위치를 이동시킴에 따라 유효적 캔틸레버(112)의 길이를 조정하여 저작력 범위를 수동으로 조절할 수 있다.
- [0044] 이때, 조정 부재(114)에는 한 쌍의 캔틸레버(112)가 통과하기 위한 홀이 형성될 수 있다. 조정 부재(114)에 형

성된 홀 간격은 한 쌍의 캔틸레버(112)가 삽입되는 바디부(120)에 형성된 홀더의 홈 간격과 동일할 수 있다.

- [0045] 도 2에 도시된 바와 같이, 조정 부재(114)에 의해 캔틸레버 길이가 조정되고, 식용 젤리가 한 쌍의 캔틸레버(112)의 타단 사이에 올바르게 위치된 상태에서 교합력 진단 장치(110)(즉, 한 쌍의 캔틸레버(112)의 타단이 관찰하고 싶은 치아 사이에 위치시킨다.
- [0046] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 관찰 대상 치아 시아에 캔틸레버(112)의 타단을 위치시킨 일 예가 도시되어 있다.
- [0047] 치아 사이에 한 쌍의 캔틸레버(112)의 타단이 위치됨에 따라 저작력은 캔틸레버를 꺾어 식용 젤리를 동시에 압축하게 된다.
- [0048] 한 쌍의 캔틸레버(112)의 일단은 분석부와 전기적으로 연결된다. 분석부는 식용 젤리가 놓여진 한 쌍의 캔틸레버(112)에 가해지는 교합력 또는 저작력에 해당하는 임피던스 변화를 기반으로 교합력 또는 저작력을 진단(측정)할 수 있다. 이에 대해서는 하기에서 보다 상세히 설명하기로 한다.
- [0049] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치(100)의 내부 구성을 개략적으로 도시한 블록도 및 회로도인 일부를 예시한 도면이다.
- [0050] 도 4를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치(100)는 임피던스 감지부(410), 분석부(415), 메모리(420) 및 프로세서(425)를 포함하여 구성된다.
- [0051] 도 4의 (c)에는 임피던스 감지부(410)를 포함한 일부 회로가 예시되어 있다.
- [0052] 한 쌍의 캔틸레버(112)의 일단은 바디부(120)의 홀더에 고정 결합되며, 잠금 부재(125)에 의해 고정될 수 있다.
- [0053] 바디부(120)의 내부에는 임피던스 감지부(410)가 위치된다. 임피던스 감지부(410)는 한 쌍의 캔틸레버(112)의 일단이 전기적으로 연결된다.
- [0054] 임피던스 감지부(410)의 구성은 도 4에 도시된 바와 같다.
- [0055] 한 쌍의 캔틸레버(112)의 일단은 입력 전압(V_{in})과 직렬 저항에 연결된다. 따라서, 임피던스 감지부(410)는 한 쌍의 캔틸레버(112)의 타단에 가해지는 힘에 따른 임피던스 변화를 출력 전압으로 변환하여 측정할 수 있다.
- [0056] 이에 대해 보다 상세히 설명하기로 한다.
- [0057] 저작력(F_m)과 캔틸레버 변위(δ)의 관계는 수학식 1과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 1

$$\begin{aligned} F_m &= K_{eff} \delta \\ K_{eff} &= K_{cantilever} + K_{gummybear} \\ K_{cantilever} &= \frac{3EI}{L^3} \\ I &= \frac{1}{12} bh^3 \end{aligned}$$

- [0058]
- [0059] 여기서, K_{eff} 는 캔틸레버와 식용 젤리의 결합 유효 강비를 나타내며, $K_{cantilever}$ 는 캔틸레버의 강도를 나타내고, $K_{gummybear}$ 는 식용 젤리의 강도를 나타내며, E는 캔틸레버의 영의 계수를 나타내며, I는 캔틸레버의 면적 2차 모멘트를 나타내고, L은 캔틸레버 길이를 나타내고, b와 h는 캔틸레버의 폭과 두께를 나타낸다.
- [0060] 결합 유효 강비(K_{eff})는 각 캔틸레버 길이(L)에 대해 도 7의 실험을 통해 실험적으로 결정될 수 있다. 이에 대해서는 도 7에서 보다 상세히 설명될 것이다. 결합 유효 강비는 캔틸레버의 영의 계수(E)와 식용 젤리의 강도

($K_{gummybear}$)를 별도로 결정하는 것보다 간편하다.

[0061] 각 캔틸레버 길이(L)에 대한 결합 유효 강비가 결정되며, 주어진 변위(δ)에 따른 저작력(F_m)을 계산할 수 있다.

[0062] 식용 젤리 및 한 쌍의 캔틸레버와의 전기적 인터페이스가 도 4의 410과 같다. 식용 젤리와 한 쌍의 캔틸레버 사이의 전기적 인터페이스는 축전기(C_I)와 저항기(R_I)에 의해 병렬로 제공된다. 식용 젤리의 저항은 R_g 에 의해 주어질 수 있다.

[0063] 진동과 입력 전압(V_{in})(구동 주파수 $\omega = 2\pi f$)에서 출력 전압(V_{out})은 직렬 저항(R_s)(1 M Ω)을 통해 측정될 수 있다. 출력 전압은 피크 검출부에 의해 측정되며, 피크 검출부(C_s)의 입력 캐피시턴스는 LTC1051 구동 증폭기(~13pF)의 입력 캐피시턴스이다.

[0064] 직렬 저항(R_s)의 임피던스는 수학식 2와 같다.

수학식 2

$$Z_{out} = \frac{R_s}{1+j\omega R_s C_s}$$

$$|Z_{out}| = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{R_s}\right)^2 + (\omega C_s)^2}}$$

[0065]

[0066] 교합력 진단 장치(110)의 전체 임피던스는 수학식 3과 같다.

수학식 3

$$Z_{Total} = \frac{2R_I}{1+j\omega R_I C_I} + R_g + \frac{R_s}{1+j\omega R_s C_s}$$

$$|Z_{Total}| = \frac{2}{\sqrt{\left(\frac{1}{R_I}\right)^2 + (\omega C_I)^2}} + R_g + \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{R_s}\right)^2 + (\omega C_s)^2}}$$

[0067]

[0068] 따라서, 출력 전압(V_{out})은 수학식 4와 같이 계산될 수 있다.

수학식 4

$$V_{out} = \frac{Z_{out}}{Z_{Total}} V_{in}$$

[0069]

[0070] 또한, 주어진 변위(deflection)(δ)에 대해 식용 젤리 저항(R_g)은 수학식 5와 같다.

수학식 5

$$R_g = \rho \frac{(D-\delta)}{A}$$

[0071]

[0072]

여기서, ρ 는 식용 젤리의 고유 저항을 나타내고, A는 식용 젤리와 캔틸레버(보다 상세하게는 캔틸레버 외부에 형성된 도체층) 사이의 접촉 면적을 나타낸다. D=3.8mm는 캔틸레버와 대칭 선 사이의 비변위 갭(undeflected gap)을 나타낸다.

[0073]

출력 전압(V_{out})을 계산하기 위해, 5개의 변위 값($\delta_1, \delta_2, \delta_3, \delta_4, \delta_5$)을 사용하여 실험적으로 설정 값을 도출했다.

[0074]

예를 들어, 5개의 캔틸레버 변위값은 0.23mm, 1.16mm, 1.97mm, 2.57mm, 3.03mm를 각각 이용하였다. 변위 (δ_1)과 공칭 저항(nominal resistance)(R_g)에서 ρ/A 는 $\sim 28 \text{ K}\Omega/\text{mm}$ 로 계산되었다.

[0075]

또한, δ_1 에서 δ_5 로 변위(굴절)이 증가함에 따라 공칭 저항(R_g)이 100에서 21.6 $\text{K}\Omega$ 으로 감소되었다.

[0076]

$R_1 = 1 \text{ K}\Omega$, $C_1 = 1 \text{ pF}$ 의 공칭값과 $R_s = 1 \text{ K}\Omega$, $C_s = 13 \text{ pF}$, $V_{in} = 5\text{V}_{dcmf}$ 사용하여, 출력 전압 V_{out} 은 5개의 변위(δ)에 대해 0.1에서 100kHz의 구동 주파수 범위에 맞춰 계산된다(수학식 3 및 수학식 4).

[0077]

도 5에서 보여지는 바와 같이, 출력 전압(V_{out})의 주파수 응답은 저역 필터의 주파수 응답과 유사하다. 주파수가 10kHz이상 증가하면 출력 전압(V_{out})이 감소한다. 또한, 변위(δ_1)에서 출력 전압(V_{out})은 구동 주파수가 0.1에서 100kHz로 증가함에 따라 4.57V에서 2.72V로 감소하였다. 이때, 주어진 주파수에서 변위가 δ_1 에서 δ_5 로 증가할 때, 출력 전압(V_{out})이 같이 증가함을 알 수 있다.

[0078]

예를 들어, 40kHzd서 출력 전압(V_{out})은 δ_1 에서 δ_5 까지 변위(굴절)이 증가함에 따라 3.71V에서 4.63V로 증가하였다.

[0079]

캔틸레버 길이 L=95mm, 75mm, 50mm에 대해 결합 유효 강비(K_{eff})와 수학식 1, 수학식 3 및 수학식 4를 사용하여 분석 출력 전압(V_{out})(40kHz)대 저작력(F_m)을 계산한 결과는 도 6과 같다. L=95mm에서 저작력 F_m 이 3.49N에서 45.29N으로 증가하면서 출력 전압(V_{out})이 3.71V에서 4.63V로 증가하였다. 짧은 캔틸레버 길이 L=50mm에서 동일한 출력 전압(V_{out})의 증가는 6.82N에서 88.50N의 더 큰 저작력(F_m)에 해당하는 것을 알 수 있다.

[0080]

분석부(415)는 임피던스 감지부(410)에 의해 감지된 임피던스 변화를 기반으로 저작력을 진단(측정)하기 위한 수단이다.

[0081]

예를 들어, 분석부(415)는 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 상기 식용 젤리가 위치한 상태에서 상기 한 쌍의 캔틸레버의 타단에 가해진 힘에 따라 변화된 임피던스를 이용하여 저작력을 산출할 수 있다.

[0082]

이에 대해서는 하기의 설명에 의해 보다 명확하게 이해될 것이다.

[0083]

메모리(420)는 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치(100)를 운용하기 위해 필요한 적어도 하나의 명령

어가 저장된다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치(100)의 운용을 위해 필요한 다양한 설정값들이 설정될 수 있다.

[0084] 프로세서(425)는 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치(100)의 내부 구성 요소들(예를 들어, 임피던스 감지부(410), 분석부(415), 메모리(420) 등)를 제어하기 위한 수단이다.

[0085] 또한, 프로세서(425)는 조정 부재에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이가 짧아지는 경우, 상기 저작력 한계 설정값을 증가시키고, 상기 조정 부재에 의해 상기 한 쌍의 캔틸레버 길이가 길어지는 경우 상기 저작력 한계 설정값을 감소하도록 조정할 수도 있다. 물론, 이는 분석부(415)에 의해 수행될 수도 있음은 당연하다.

[0086] 또한, 메모리에 저장된 명령어는 프로세서에 의해 실행될 수도 있다.

[0087] 이해와 설명의 편의를 도모하기 위해 캔틸레버 길이(L)에 대한 결합 유효 강비(K_{eff})를 결정하는 방법에 대해서도 7을 참조하여 설명하기로 한다.

[0089] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 캔틸레버 길이에 대한 결합 유효 강비 결정 방법을 설명하기 위해 도시한 도면이다.

[0090] 본 발명의 일 실시예에서는 캔틸레버 길이에 대한 결합 유효 강비를 결정하기 위해 도 7과 같이 실험을 통해 도출하였다.

[0091] 저작력(F_a)은 래치 클램프(5 1/2 ratchet clamp, product number 195, KBD Tools Co. LTD, China)를 이용하였

으며, 5개의 래치 위치에서의 $\delta_1 \sim \delta_5$ 의 변위에 따라 시뮬레이션됐다.

[0092] 각 래치 위치에서 변위(δ_i)는 캘리퍼스(vernier calipers) 쌍을 이용하여 각 캔틸레버 길이(L=95, 75, 50mm)에서 3회 측정되었다. 새로운 식용 젤리(Gummy bear) 샘플(Batch L491-35417)은 측정 중에 히스테리시스를 최소화하기 위해 매번 새로 사용하였다. 각 래치 위치에 대한 캔틸레버 길이의 평균이 측정되었다.

[0093] 저작력(F_a)은 도 8에 도시된 바와 같이, 래치 클램프와 캔틸레버 사이에 끼운 얇은 박막 힘 센서(센서(Model RFP-611, Shenzhen Ruised Technology Co. Ltd., China)를 이용하여 측정되었다.

[0094] 박막 힘 센서의 저항은 변위(δ_1)에서 멀티미터(Fluke 110 True RMS multimeter, Fluke Co. USA)를 사용하여 5회 측정했다. 측정된 저항에 해당하는 힘은 박막 힘 센서 보정 곡선을 통해 도출될 수 있다.

[0095] 도 9를 참조하여 박막 힘 센서 보정 곡선을 도출하는 방법에 대해 보다 상세히 설명하기로 한다.

[0096] 디지털 힘 게이지(HP-500 Digital Force Gage, M&I Instruments Inc., USA)를 아버프레스에 고정시킨다. 박막 힘 센서를 하단 캔틸레버와 아버프레스 베이스 사이에 끼운다. 디지털 힘 게이지는 상단 캔틸레버에 기대어 내린 뒤 점차적으로 힘을 풀어 준다. 힘을 푸는 동안 박막 힘 센서의 저항과 디지털 힘 게이지에 표시된 값을 동시에 기록한다.

[0097] 측정은 각 캔틸레버 길이 L에 대해 3회 실시하며, 모든 캔틸레버 길이 L(9 회 측정)에 대해 조합된 측정을 최적 적합시켜 구할 수 있다.

[0098] 도 7과 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치(110)는 함수 발생기((MHS-5200A Dual Channel DDS Signal Generator Counter, Minghe, China) 및 직렬 저항($R_s = 1 \text{ M}\Omega$)과 직렬 연결될 수 있다. 정현파 입력 전압(V_{in})은 함수 발생기에 의해 제공될 수 있다. 직렬 저항(R_s)의 전압 강하는 정현파 출력 전압(V_{out})이다.

[0099] 이는 사용자 정의 피크 검출기 회로와 컴퓨터에 연결된 데이터 로거(PCS10 Four Channel Data Logger, Velleman, UK, resolution 10 mV)에 의해 측정될 수 있다. 피크 검출기 회로는 가변 DC 전원 공급 장치(HY300F-3, Mastch, China)에 의해 구동된다. 정현파 입력 전압(V_{in}) 및 출력 전압(V_{out})은 오실로스코프(DS05072P Two Channel 70 MHz Oscilloscope, Hantek, China)를 통해 관측하였다.

[0100] 각 캔틸레버 길이(L=95, 75 및 50 mm)에서 $\delta_1 \sim \delta_5$ 의 변위에 대해 주파수 스위프(5 Vpp, 0.1 ~ 100 kHz)을 수행하였다. 각 주파수에서 샘플링은 초당 1데이터 포인트의 샘플링 속도로 30초간 수행했다.

[0101] 실험에서 3개 개별 100g 사첼(satchels)(Batch L495-27117, L491-28717)로부터 15개 식용 젤리 샘플이 각 캔틸레버 길이(L)에 대해 사용되었다. 특히, 각 사첼로부터 5개 다른 색상의 식용 젤리 샘플(샘플 1에서 5로 라벨링 됨)이 사용되었다. 또한, 각 식용 젤리 샘플은 교체 전에 변위(deflection)의 전체 범위에 대해 사용되었다.

[0102] 모든 실험은 20°C 및 상대습도 10%에서 수행되었다.

[0103] 미국 식품의약국(US FDA) 21 CFR Part 862-892에 따라 식용 젤리(Gummy bear) 기반 교합력 측정기는 1급 의료 장치로 분류될 수 있다. 이 범주에는 치실 같은 의료 장치를 포함한다. 서면 동의는 동의서 서명을 통해 얻어졌다(특정 요청 및 승인 시 열람 가능). 건강한 사람 3명(20세에서 45세)을 자발적으로 모집했다. 평가 중 각 실험대상자는 소구치(또는 쌍두치) 사이에 교합력 측정기(L = 50 mm, 40kHz)를 들고 약 5초 동안 조심히 물었다. 데이터 샘플링 속도는 초당 20개의 데이터 포인트이다. 출력 전압 Vout은 평균 3초 또는 60개의 데이터 포인트를 통해 얻는다(최대 값에 도달한 후 1초). 이렇게 순차적으로 3번 반복한다. 식용 젤리(Gummy bear) (Batch L491-06018)와 캔틸레버는 실험 대상자마다 새로 교체되었다. 이 임상 실험은 진단이 아닌 임상적 타당성 평가를 위한 것이기 때문에 최대 저작력을 발휘를 요청하거나 요구하지 않았다.

[0104] 5개 래치 위치에 해당하는 $\delta_1 \sim \delta_5$ 의 변위값은 각각 0.23, 1.16, 1.97, 2.57, 0.03mm이다. 캔틸레버 길이 L=95, 75, 및 50mm에 대한 변위 δ_1 에서의 저작력(F_m)은 각각 3.49, 5.09 및 6.82N이다. 저작력(F_m)을 사용하여 각 결합 유효 강비(Keff)는 수학적 식 1에 의해 계산될 수 있다.

[0105] L=95, 75, 50mm인 경우, Keff는 14.96, 21.81 및 29.23 N/mm로 계산될 수 있다. 이러한 Keff는 이후 $\delta_1 \sim \delta_5$ 의 변위에 해당하는 저작력(F_m)을 계산하는 데 이용될 수 있다.

[0106] 결과는 표 1에 요약되어 있다.

[0107] [표 1]

Deflection	Values (mm)	Masticatory Force F_m (N)		
		L = 95 mm	L = 75 mm	L = 50 mm
δ_1	0.23	3.49*	5.09*	6.82*
		$K_{eff} = 14.96$ N/mm	$K_{eff} = 21.81$ N/mm	$K_{eff} = 29.23$ N/mm
δ_2	1.16	17.28	25.21	33.78
δ_3	1.97	29.50	43.02	57.65
δ_4	2.57	38.47	56.11	75.18
δ_5	3.03	45.29	66.05	88.50

[0108]

[0109] 박막 힘 센서는 보정 곡선이 선형이 아니기 때문에, $\delta_2, \delta_3, \delta_4, \delta_5$ 의 변위에 대한 저작력(F_m)을 계산하는데 이용하지 않았다.

[0110] δ_2 이상의 변위에서 박막 힘 센서의 저항은 최대 2 M Ω 이하로 감소했다. 이 범위에서는 작은 힘의 변화에도 측정 편차가 매우 민감하다. 그러나, δ_1 변위에서 박막 힘 센서의 저항은 2 M Ω 보다 크다. 이 범위에서는 측정 편차가 덜 민감하여 Keff를 계산하는데 사용됐다.

- [0112] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 변위(δ)에 따른 출력 전압의 주파수 응답을 설명하기 위해 도시한 도면이다.
- [0113] 도 10a와 같이 동일한 사첵(satchel 1)내의 모든 5개 샘플에 대해 출력 전압(V_{out})은 저역 필터처럼 동작했다. 이러한 추세는 전술한 바와 일치한다(도 5).
- [0114] 모든 샘플의 출력 전압(V_{out})은 4.5V였으며, 구동 주파수가 10kHz에 가까워지면서 출력 전압(V_{out})이 감소하기 시작했다. 예를 들어, 샘플 1의 경우 출력 전압(V_{out})은 1kHz의 $4.51 \pm 0.06V$ 이고, 40kHz의 경우 $3.10 \pm 0.08V$ 이며, 100kHz의 경우 $2.59 \pm 0.00V$ 로 감소하였다.
- [0115] 도 10의 (b)에 도시된 바와 같이, 3개의 사첵(각 사첵당 5개의 샘플의 평균)에 대한 출력 전압(V_{out})도 저역 필터처럼 작동했다. 각 사첵 사이 반응이 일관적이라는 것을 알 수 있다. 그러나 각 사첵 사이의 출력 전압(V_{out})에 현저한 차이가 있다.
- [0116] 40kHz의 구동 주파수에서 사첵 1과 사첵 3는 약 3.18 ± 0.06 , $3.05 \pm 0.05V$ 로 유사한 출력 전압(V_{out})이 획득됐다. 그러나 사첵 2의 경우 $2.75 \pm 0.04 V$ 로 낮은 출력 전압(V_{out})이 나타났다. 이는 새로운 사첵(식용 젤리)를 사용할 때마다 보정을 해야 할 필요가 있음을 암시한다.
- [0117] 주어진 래칫 위치와 그에 따른 변위(δ)(캔틸레버 길이(L)에 관계 없이)에 대해 출력 전압(V_{out})은 동일한 사첵의 샘플에 대해 비슷해야 한다. 그 이유는 식용 젤리가 유사한 두께로 압축되어 유사한 식용 젤리 저항(R_g)(수학식 5)값을 초래하기 때문이다.
- [0118] 단 도 10의 (c)와 같이 짧은 캔틸레버 길이(L)의 모든 구동 주파수 구역에서 약간 낮은 출력 전압(V_{out})이 산출된 것이 눈에 띈다. 특히 3 ~ 10kHz 사이에서 뚜렷하게 나타난다. 그러나, 10kHz를 초과하는 구동 주파수에서는 출력 전압(V_{out}) 사이의 차이가 덜하다. 예를 들어, 40kHz에서 L=95, 75 및 50mm의 V_{out} 은 각각 $\sim 3.18 \pm 0.06$, 3.15 ± 0.04 및 $3.00 \pm 0.05 V$ 이다. 이는 캔틸레버 길이(L)가 95mm에서 50mm로 변했을 때 래칫 클램프의 가벼운 변위가 있을 수 있기 때문일 수 있다. 그럼에도 불구하고 각 래칫 위치(변위)의 V_{out} 값은 구동 주파수(>10kHz)의 모든 캔틸레버 길이에 대해 충분히 유사하다.
- [0119] 가장 중요한 점은 도 10의 (d)에서 표시된 대로 출력 전압(V_{out})은 변위(δ)에 따라 증가하며 저작력(F_m)에 의해 증가한다는 것이다. 이는 도 5와 일치한다. 40kHz(캔틸레버 길이 L=95mm, 사첵 1)에서 V_{out} 은 δ_1 에서 δ_5 까지 변위(굴절) 증가시 3.18 ± 0.06 , 3.78 ± 0.05 , 4.27 ± 0.06 , $4.39 \pm 0.05V$, $4.51 \pm 0.05V$ 로 순차적으로 기록되었다. 즉, 출력 전압(V_{out})은 저작력(F_m)과 함께 증가하며, 교합력 측정을 위한 장치로서 효과적으로 기능함을 알 수 있다.
- [0121] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 출력 전압(V_{out})대 저작력(F_m)을 설명하기 위해 도시한 도면이다.
- [0122] 저작력(F_m)으로 출력 전압 V_{out} 의 변화를 더 자세히 조사하기 위해 표 1을 캔틸레버 길이 L 및 변위에서 해당 F_m 에 상응하는 기준으로 사용했다. 도 11의 (a) 내지 (c)는 각각 10, 40 kHz와 100 kHz의 구동 주파수에서 L = 95, 75 및 50 mm의 캔틸레버 길이에 대한 출력 전압 V_{out} 대 저작력 F_m 을 나타낸다(배치 사이 평균). 10 kHz에서는 F_m 에 따라 V_{out} 이 증가한다. L = 95, 75, 50 mm에서 각각 F_m 29.50, 43.02 및 57.65 N에 대해 포화 전압인 4.5V에 도달한다. 40kHz와 100kHz의 구동 주파수에서 F_m 을 사용한 V_{out} 의 점진적인 증가는 더욱 뚜렷해진다. 40 kHz와 L = 50 mm에서 각각 6.82, 33.78, 57.65, 75.18 및 88.50 N인 F_m 에 대해 V_{out} 은 2.83 ± 0.04 , $3.33 \pm 0.05 \pm 0.05$, 3.81 ± 0.06 , $4.29 \pm 0.05V$ 를 산출됐다. 또한 L = 95, 75, 50 mm에서 높은 F_m 인 45.29, 66.05

및 88.50N에서 V_{out} 은 포화도(4.5 V)에 도달하는 것을 알 수 있다. 100kHz에서 플롯은 아래쪽으로 변환되는 것처럼 보였고, 동일한 F_m 값에 대해 V_{out} ($L = 50 \text{ mm}$)은 2.39 ± 0.04 , 2.81 ± 0.04 , 3.24 ± 0.04 , $3.67 \pm 0.05 \text{ V}$ 로 산출되었다.

[0123] 저작력(F_m) 범위는 조정 부재(114)를 통해 이동해 캔틸레버 길이(L)을 95mm에서 50mm로 줄이면 약 45.29 ~ 88.50N(40kHz에서)까지 확장할 수 있다. 그러나 예상한 대로 저작력 민감도(mV/N)도가 37.1에서 20.8mV/N으로 감소되었다(도 11d). 또한 구동 주파수가 저작력 감도(mV/N)에 미치는 영향은 캔틸레버 길이 $L = 95\text{mm}$ 에서 가장 눈에 띄는 것을 알 수 있다. 구동 주파수가 20kHz에서 40kHz로 증가하면 저작력 민감도(mV/N)도 약 28.8에서 37.1mV/N로 증가하였다. 그러나 $L = 75$ 와 50 mm 에서 구동 주파수의 영향은 덜 뚜렷한 것으로 나타났다. 전반적으로(조정 부재(114)를 통해) 캔틸레버 길이 L 과 구동 주파수를 둘 다 사용하여 교합력 진단 장치(110)의 저작력(F_m) 범위를 조정할 수 있음 보여준다.

[0125] 도 12에서와 같이, 교합력 진단 장치(110)는 비교적 쉽게 소구치 사이에 배치될 수 있다. 세 피험자의 임상 출력 전압(V_{out})은 도 12의 (b)에 나타나 있다. 3회 연속 테스트한 결과: 피험자 #1의 V_{out} 은 4.47 ± 0.00 , 4.48 ± 0.04 및 $4.00 \pm 0.00\text{V}$ 로 산출되었다.

[0126] 또한, 피험자 #2의 V_{out} 은 $\sim 3.26 \pm 0.05$, 4.21 ± 0.06 및 $4.48 \pm 0.04 \text{ V}$ 로 산출되었다.

[0127] 피험자 #3의 V_{out} 은 4.11 ± 0.03 , 4.35 ± 0.06 , and $4.10 \pm 0.29 \text{ V}$ 로 산출되었다.

[0128] $L = 50 \text{ mm}$ 의 경우 도 11의 (b)와 40 kHz의 구동 주파수를 사용하여 다음과 같이 출력 전압(V_{out})과 저작력(F_m)을 연관시킬 수 있다($R^2 = 0.99$).

수학식 6

$$V_{out} = 0.021F_m + 2.66$$

[0129]

[0130] 즉, 3명의 피험자들의 저작력은 다음과 같다. 피험자 #1의 F_m 은 87.0, 87.6 및 64.4N로 산출되며, 피험자 #2의 F_m 은 28.9, 74.4 및 87.6N로 산출되며, 피험자 #3의 F_m 은 69.8, 81.0 및 69.1N로 산출될 수 있다.

[0131] 도 12의 (c)와 (d)는 피험자 #1과 3에 대해 경과한 시간 대 출력 전압(V_{out})을 보여준다. 도 12의 (c)의 화살표는 무는 시작점을 나타낸다(테스트). 무는 동안, 출력 전압(V_{out})은 비교적 안정적으로 유지되는 것을 관측할 수 있다. 대신 시험과 실험 대상자 사이에 큰 변화가 관찰된다. 본 발명의 일 실시예에 따른 교합력 진단 장치(110)가 적절히 물리지 않는 경우, 출력 전압(V_{out})은 도 12의 (d)(원형)에서 관찰된 것처럼 변동하게 된다. 그럼에도 불구하고 본 발명의 일 실시예에 따르면, 식용 젤리(Gummy bear) 기반의 교합력 진단 장치(110)의 임상적 실현 가능성을 적절하여 보여 입증했다.

[0132] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 식용 젤리(Gummy bear)는 사용 후 섭취해 소비할 수 있고 대나무 캔틸레버는 무독성이며 생분해성/재활용 할 수 있으므로 의료폐기물이 발생하지 않는다. 이와 비교하여 기존의 교합력 측정기는 사용 후 폐기되는 플라스틱 슬리브 또는 물림 캡을 야기하게 된다. 이와 관련하여 사망과 진단의 결함은 특히 개발도상국에서 공중보건과 환경 모두에서 의료 폐기물이 미치는 영향의 완화에 기여할 수 있다(DaSilva et al., 2005; Hayleeyesus and Cherinete, 2016; Tesfahun et al., 2014; Komilis et al., 2012). 저렴한 비용, 제작 용이성, 재료의 보편적 배부와 사용 가능성을 더불어 제안하는 교합력 측정기는 개발도상국을 위한 의료기기의 조정 가능성을 강조한다. 기존 교합력 측정기의 최대 저작력 한계는 ~400N에서 1000N 이다(Fastier-Wooler et al., 2016; Ortug, 2002; Fernandes et al., 2003; Maki et al., 2001; Varga et al., 2011; Patyk et al., 1989). 하지만 본 발명의 일 실시예에 따른 식용 젤리(Gummy bear) 기반의 교합력 측정기는 최대 저작력 한계인 88.50 N($L = 50 \text{ mm}$)에 위치해있다. 다행히도 최대 저작력 힘의 한계는 더욱 두꺼운 캔틸레버를 사용하여 쉽게 증가할 수 있다. 수학식 1과 같이 캔틸레버 두께를 2배로 하면 저작력한계가 8배 또는 ~700N까지

증가한다. 즉, 식용 젤리(Gummy bear) 기반의 교합력 측정기는 2배 두께의 캔틸레버를 사용함으로써 최대 저작력 한계 700N을 가질 수 있다. 하지만 추가 수정 없이도 최대 저작력 한계 88.50 N($L = 50$ mm)은 유치아를 가진 아동(약 13 ~ 350 N)들의 함에 임상적으로 관련 범위 내에 있다(Mountain et al., 2011).

[0133] 본 발명의 일 실시예에서는 저작성 진단을 위한 식용 젤리(Gummy bear)기반의 교합력 측정기의 실현 가능성을 입증했다. 식용 젤리(Gummy bear)는 인간 하악의 저작력을 측정하기 위한 힘 변환기(출력 전압 V_{out})로 사용된다. 식용 젤리(Gummy bear)의 주파수 응답(3개의 사첼에서 15개 샘플)은 저역 통과 필터와 일관되게 유사하며 분석부와 일치한다. 출력 전압 V_{out} 은 변위에 따라 증가하며 따라서 저작력 F_m 에 의해 증가한다. 40 kHz와 $L = 50$ mm에서 V_{out} 은 각각 6.82, 33.78, 57.65, 75.18 및 88.50 N F_m 에 대해 2.83 ± 0.04 , 3.33 ± 0.05 , 3.81 ± 0.06 , 4.29 ± 0.05 V를 산출했다. 해당 저작력 감도는 ~ 20.8 mV/N이다. 저작력 범위는(조정 부재를 통해) 구동 주파수 또는 캔틸레버 길이를 통해 조정할 수 있다. 그러나 저작력 범위가 증가하면 저작력 감도가 감소된다.

[0134] 최대 88.50N의 저작력 범위 한계에서 유치아를 가진 아동의 임상적 관련 범위 내에 있다. 세명의 임상 대상자의 임상평가 결과는 전체적으로 $\sim 28.9 - 87.6$ N의 소구치에 대한 저작력(최대치가 아님)이 나타났으며, 사탕(Gummy bear)과 진단 기술의 조합은 저소득층 및 개발도상국 그리고 고비용 의료 폐기물 처리를 최소화시켜 의학 개발에 적합한 새로운 등급의 저비용 의료 기기로 진출할 수 있다.

[0136] 본 발명의 실시 예에 따른 장치 및 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야 통상의 기술자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media) 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.

[0137] 상술한 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

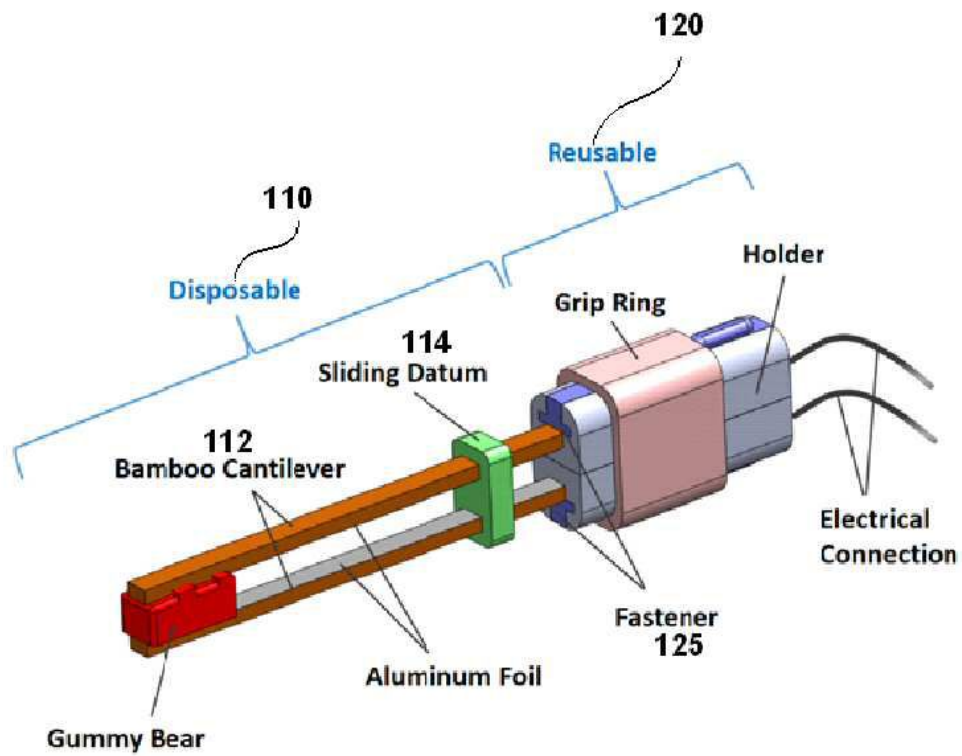
[0138] 이제까지 본 발명에 대하여 그 실시 예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시 예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

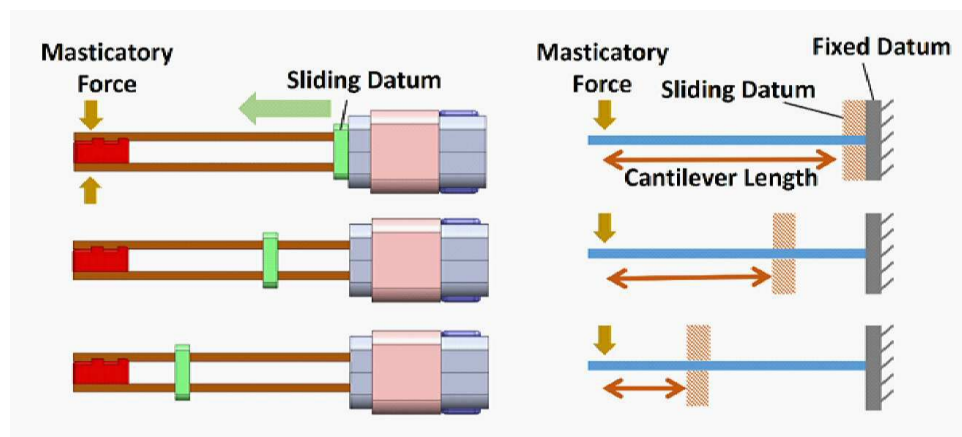
[0140] 100: 교합력 진단 장치
110: 일회용 부재
120: 바디부

도면

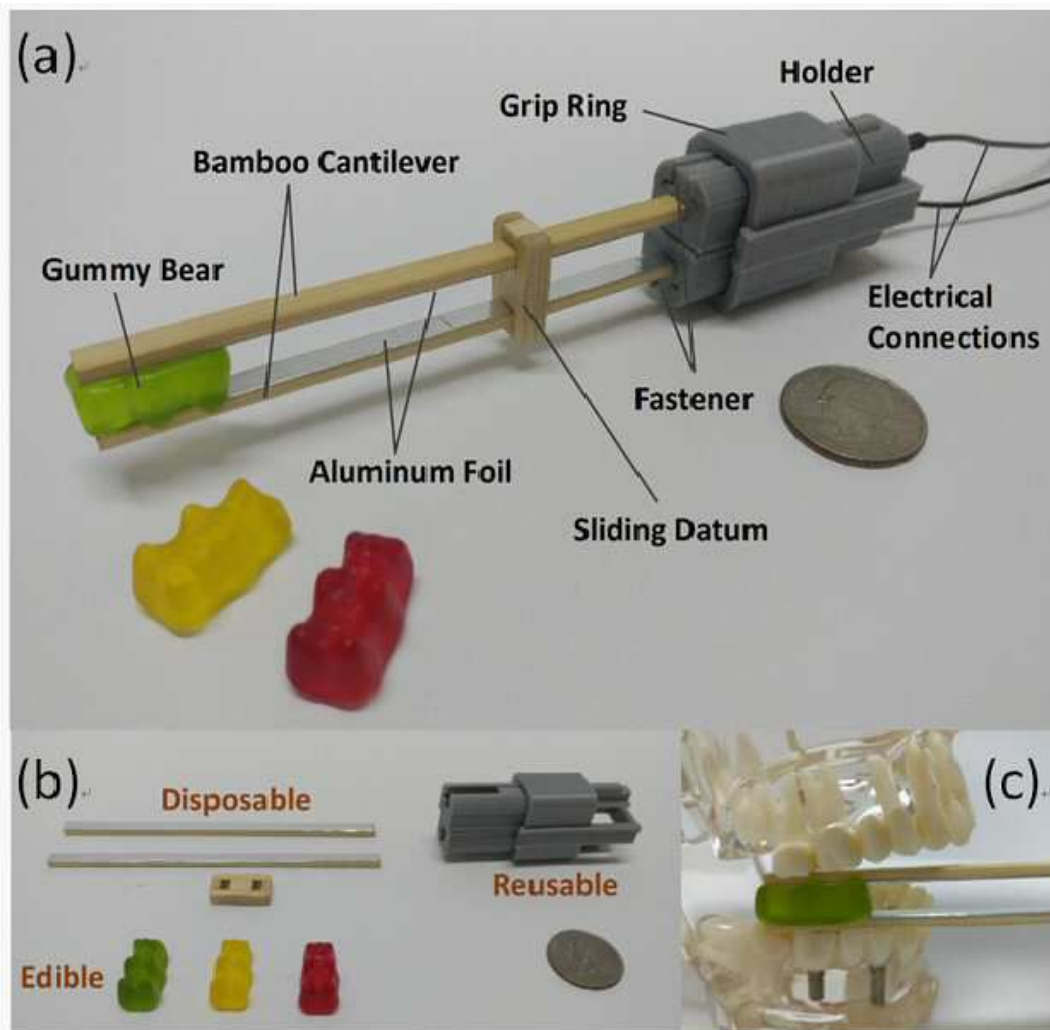
도면1



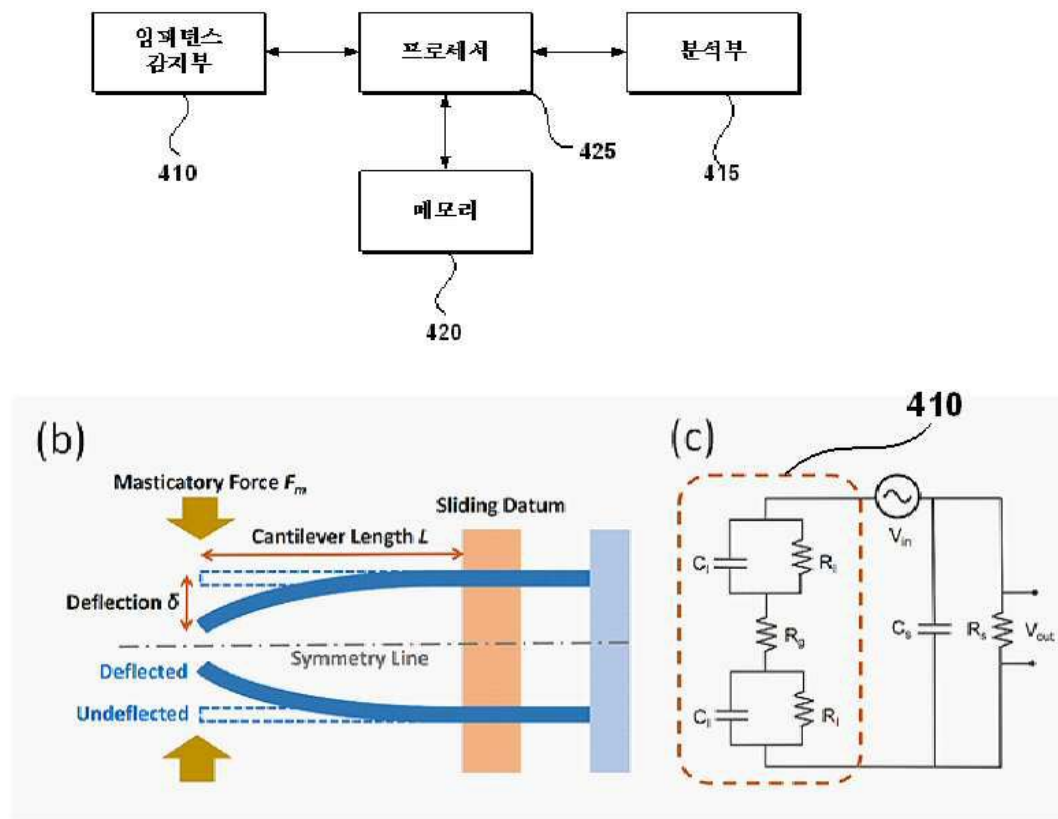
도면2



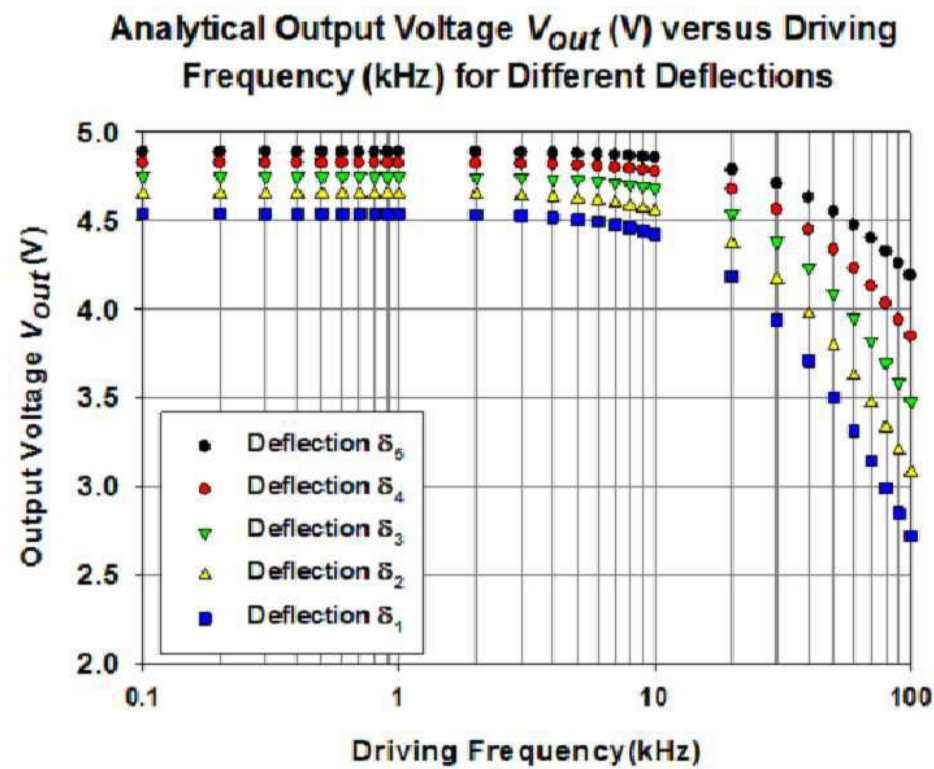
도면3



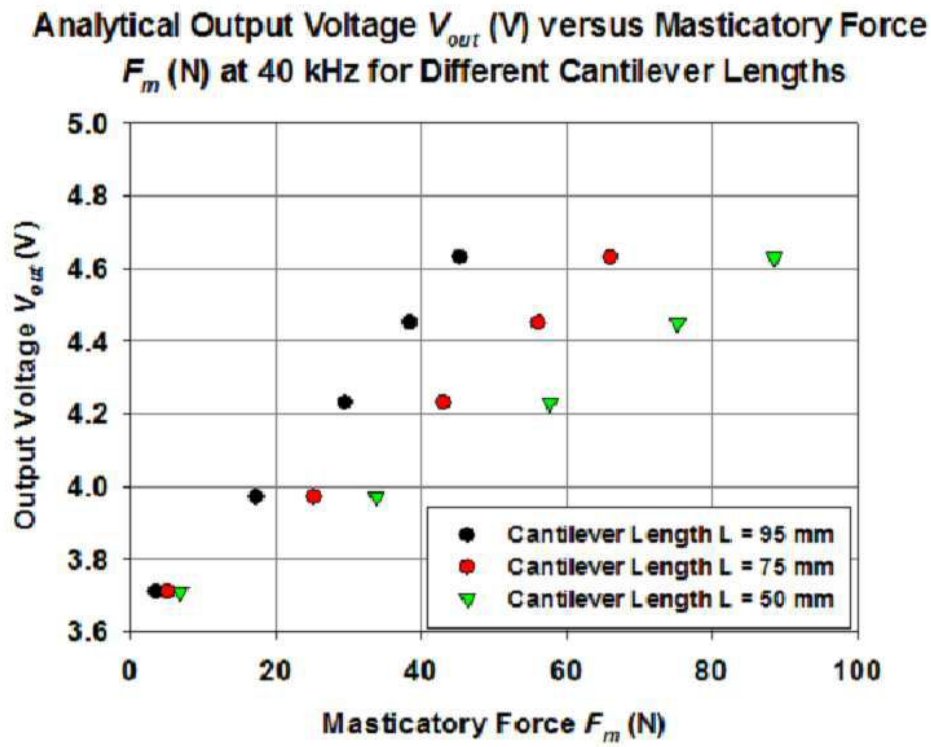
도면4



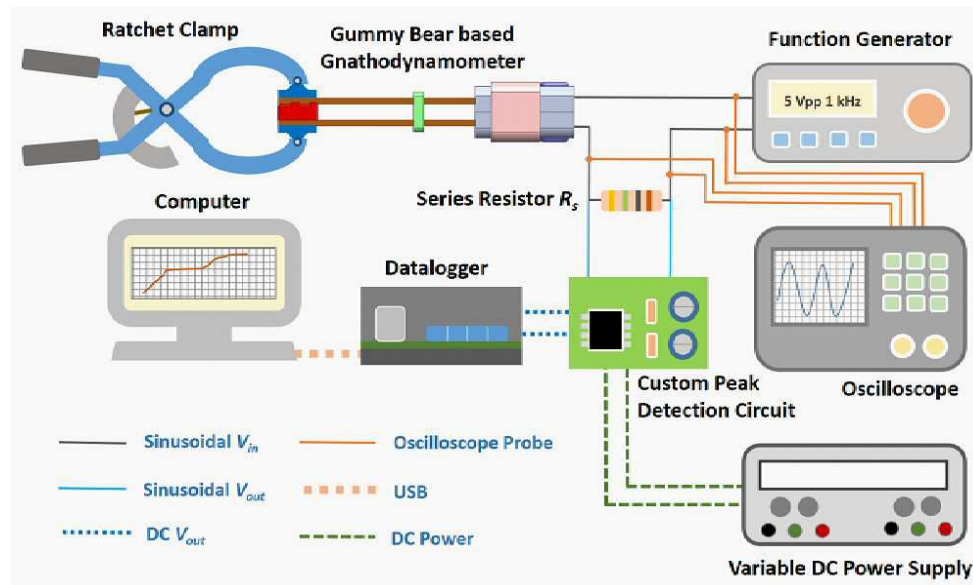
도면5



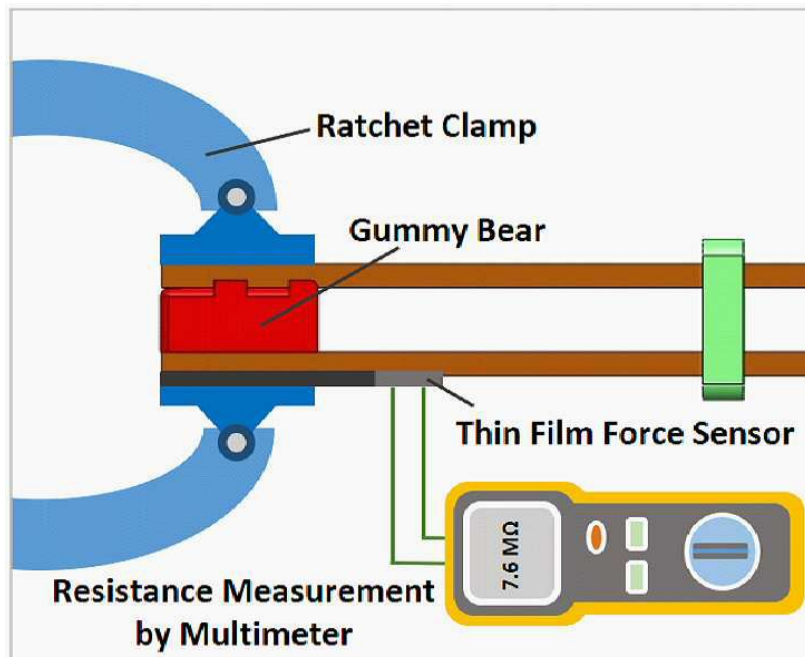
도면6



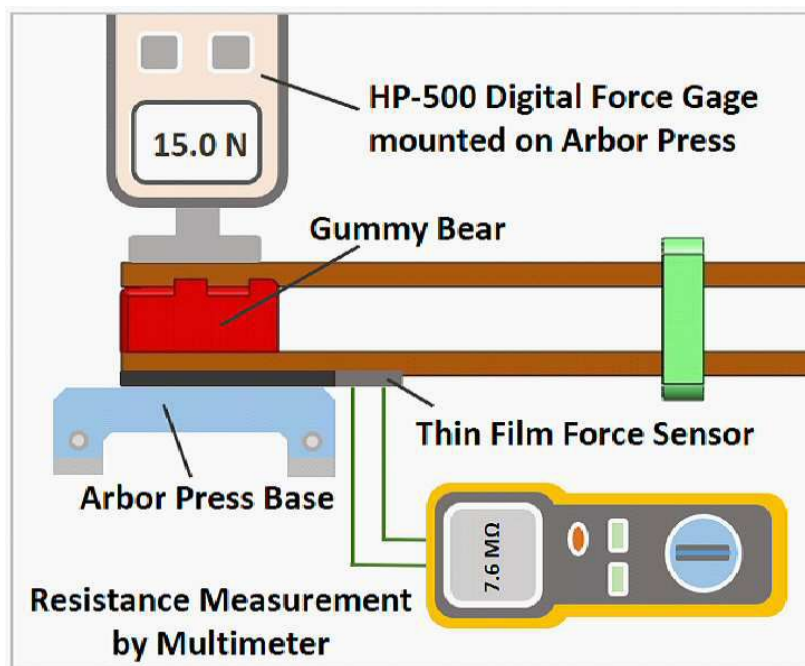
도면7



도면8

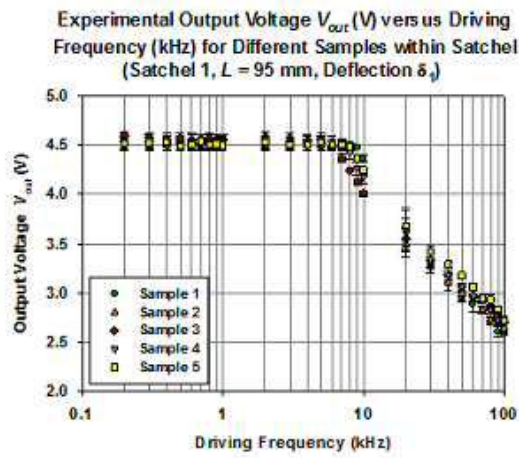


도면9

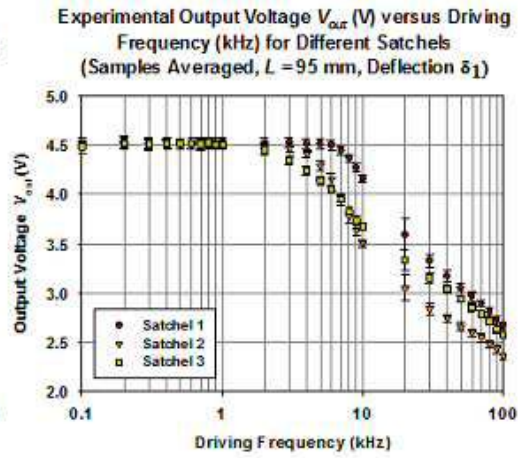


도면10

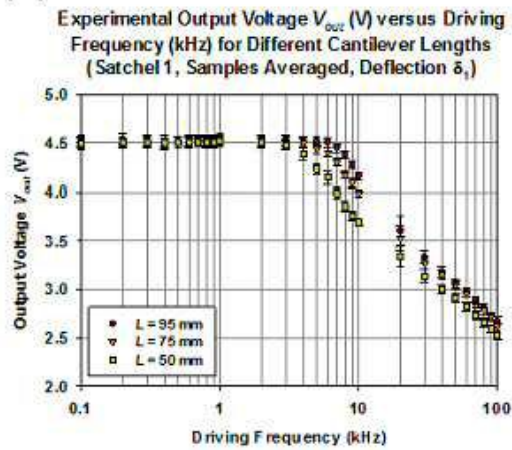
(a)



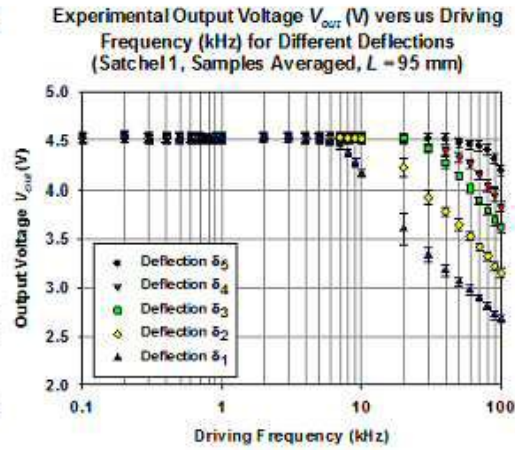
(b)



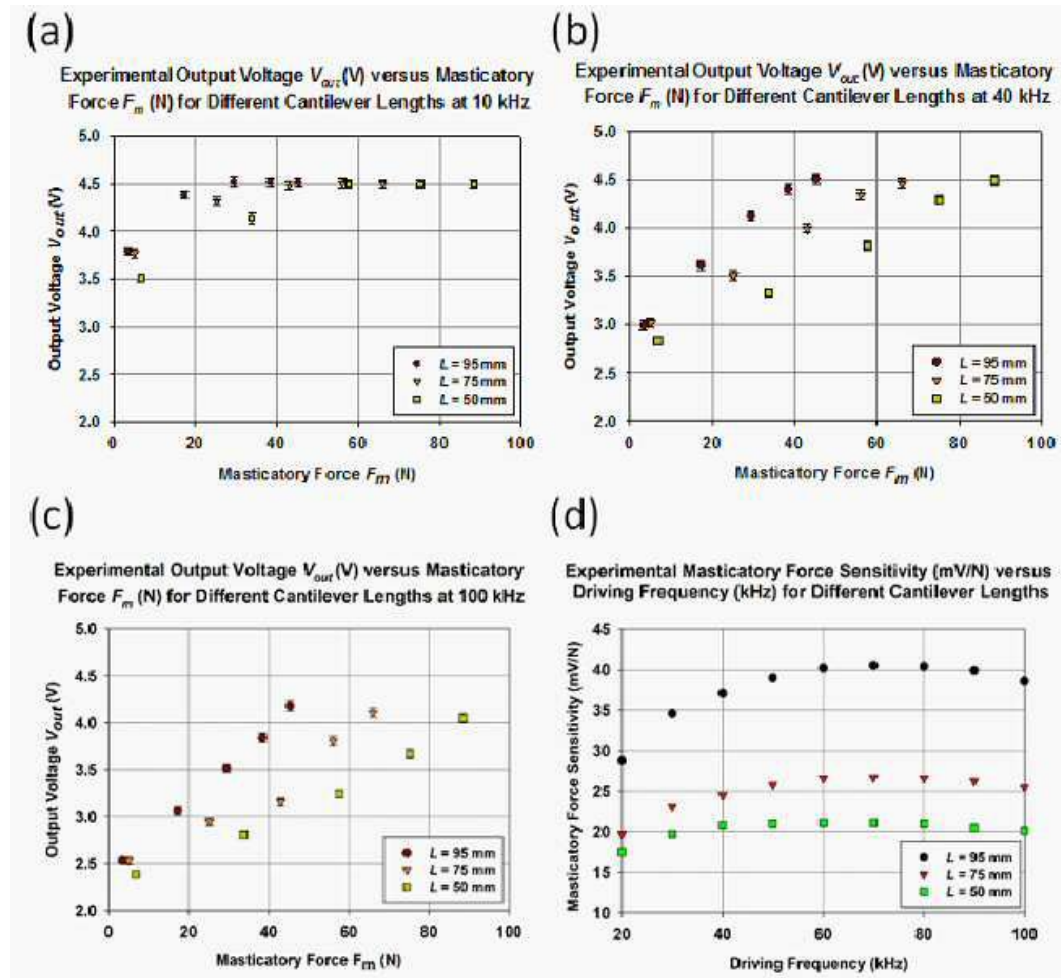
(c)



(d)



도면11



도면12

