

(19)대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl.	(45) 공고일자	2006년11월10일
<i>A61B 5/00</i> (2006.01)	(11) 등록번호	10-0643312
	(24) 등록일자	2006년10월31일

(21) 출원번호	10-2005-0038477	(65) 공개번호
(22) 출원일자	2005년05월09일	(43) 공개일자

(73) 특허권자	고려대학교 산학협력단 서울 성북구 안암동5가1 고려대학교 내
(72) 발명자	홍정화 충남 연기군 조치원읍 서창리 208 고려대학교 서창캠퍼스제어계측공학과
(74) 대리인	현종철

심사관 : 유창용

(54) 뼈조직의 포아송비 측정시스템 및 이를 이용한 뼈조직의포아송비 측정방법

요약

뼈조직의 포아송비 측정시스템 및 그 측정방법이 제공된다.

본 발명에 따른 뼈조직의 포아송비 측정시스템은 상부 압전 액츄에이터(1)에 의해 마이크로 단위의 뼈시편(20)에 수직방향의 하중을 가하며 하부의 로드셀(4)을 통해 상기 가해진 하중을 측정하고, 상기 인가된 하중에 의해서 뼈시편(20)에 생성된 수평방향의 변위를 2개의 수평방향의 압전 액츄에이터(2,3)의 전단부에 부착된 탐침(5)에서의 통전효과를 이용하여 측정함으로써, 0.3nm의 분해능으로 포아송비를 측정할 수 있다는 것을 특징으로 하며, 마이크로 단위의 뼈시편의 포아송비를 정확히 측정함으로써 골격 재형성의 생체역학적 메커니즘을 규명할 수 있기 때문에 인체의 뼈에 대한 병리학 및 임상학에 매우 유용할 뿐만 아니라, 뼈조직의 기계적·생물학적 모델을 제작하는 등의 다양한 방면에 사용될 수 있다.

대표도

도 1

색인어

뼈조직, 포아송비

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명에 따른 포아송비 측정시스템의 개략도이다.

도 2는 본 발명에 따른 포아송비 측정시스템의 일부 확대도이다.

도 3은 본 발명에 따른 포아송비 측정시스템의 실물사진이다.

도 4는 본 발명에 따른 포아송비 측정시스템의 일부 확대사진이다.

도 5는 예비실시에 1에서 사용된 뼈시편의 전도성 테스트 시스템에 대한 개략도이다.

도 6은 예비실시에 1에 따라, 생리식염수 조 내에서 측정된 입력전압 대 전류의 그래프이다.

도 7은 예비실시에 1에 따라, 대기중에서 측정된 입력전압 대 전류의 그래프이다.

도 8은 실시예 1에서 측정된 축방향의 스트레스-스트레인 커브이다.

<도면의 주요부분에 대한 부호의 설명>

1 : 상부 압전 액츄에이터 2,3 : 수평 압전 액츄에이터

4 : 로드셀 5 : 탐침

6 : 멀티미터 7 : 전원 공급기

8 : 서보 컨트롤 증폭기 9 : A/D 컨버터

10 : 컴퓨터 20 : 뼈시편

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 뼈조직의 포아송비의 측정시스템에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 마이크로 단위로 가공된 뼈시편에 가해진 수직하중에 대하여 수평방향의 변위를 미세하게 측정할 수 있는 시스템 및 그 측정방법에 관한 것이다.

동물의 뼈 그 중에서도 사람의 뼈는 신생아 때 450개 정도이지만 성장 과정에서 합쳐져 어른 때는 206개가 된다. 이러한 뼈의 종류는 그 형태에 따라 i) 팔다리를 이루는 "긴뼈(대롱뼈)" ii) 손등뼈, 발등뼈, 손가락뼈 등 "짧은뼈(모난뼈)", iii) 머리 덮개뼈, 엉덩뼈 등 "납작뼈" 및 iv) 불규칙뼈로 분류할 수 있다. 이러한 뼈는 같은 무게의 철근 기둥보다 더 단단하며, 유기물질(단백질)과 무기물질(칼슘과 인산염)로 구성되어 있는데, 유기질의 기본 바탕 위에 무기질 결정들이 포함된 구조를 가지므로 흔히 건축물에 비유된다. 즉, 유기물질을 철근구조라 하면, 칼슘, 인 등 여러 가지 무기질은 자갈 및 시멘트 역할을 하여 하중을 견딜 수 있는 구조를 형성하는 것이다. 상기 뼈를 길이방향으로 자른 뒤, 그 절단면을 들여다 보면, 뼈의 바깥부분(피질골)은 매우 치밀하고 뻥뻥하게 되어 있는 반면, 안쪽 부분(해면골)은 마치 스폰지처럼 틈새가 많은 그물 모양을 하고 있다.

인체의 뼈에 대한 병리학 및 임상학을 연구하는데 있어서 미세골조직의 마이크로미터 단위의 생체 역학적 특징을 정확히 측정하는 것은 골격 재형성의 생체역학적 메커니즘을 규명하기 위하여 반드시 선행되어야 한다. 또한, 차량의 충돌 시험에 사용되는 더미(dummy)는 탑승자 보호 성능 평가, 시트 벨트 성능 평가 등의 목적에 따라, 치수, 중량, 관성 모멘트 등의 물리량이 다르게 시뮬레이트 되는데 이러한 더미는 관절부 및 기타 변형 특성도 인체에 근사하게 제작되며, 특히 정면 또는 측면 충돌시의 충격에 대한 테스트를 위하여 인체의 뼈와 유사한 재질로 제작되는 것이 요구되고 있다. 이처럼 뼈에 대한 병리학과 임상학 또는 뼈조직의 기계적·생물학적 모델을 제작하기 위해서는 뼈에 대한 여러가지 물리적인 특성을 측정할 필요가 있는데, 예를 들면, 탄성계수, 전단계수 및 포아송비를 들 수 있다. 포아송비(Poisson's ratio)란 재료가 한방향으로 압축 또는 연신의 응력을 받을 때 다른 방향으로 그 응력이 퍼져나가게 되는 정도를 나타내는 것으로, 액체처럼 재료 내부의 분자간 움직임이 완전히 자유로울 때에는 0.5의 값을 가지며, 세라믹처럼 재료 내부가 분자 수준으로 움직일 수 없어서

재료를 압축했을 때 재료가 퍼지지 않고 그대로 압축되어 깨져버리는 경우는 0에 가까운 값을 가지게 된다. 상기 뼈에 대한 물리적인 특성중 탄성계수는 이미 전반적으로 알려져 있고, 전단계수는 상기 탄성계수를 통해 계산적으로 구할 수 있지만, 포아송비의 경우에는 인체를 구성하는 뼈의 종류에 따라, 또한 피질골인지 해면골인지 여부에 따라 다르며, 뼈의 방향성에 따라서도 달라진다. 그러나, 마이크로 단위의 다양한 뼈조직에 대한 포아송비는 전혀 알려진 바가 없다. 이처럼 마이크로 단위의 뼈조직의 포아송비를 측정하는 것은 골세포 단위에서의 뼈의 임상학적·병리학적인 거동을 예측하기 위해서 필요한데, 축 방향 탄성변형의 한계 이내(변형률 1%)에서의 횡 방향 변형(일반적으로 변형률 0.3%)은 $10\mu\text{m}$ 이하의 수준이기 때문에 종래에는 측정이 불가능했으며, 일반적인 미세변위를 측정하는 광학적인 기법을 사용한다 하더라도 뼈조직 내에 존재하는 공극 때문에 산란이 일어나서 치명적인 오차가 발생한다는 문제가 있었다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명이 이루고자 하는 첫 번째 기술적 과제는 마이크로 단위의 뼈조직의 포아송비를 정밀하게 측정할 수 있는 시스템을 제공하는 것이다.

본 발명이 이루고자 하는 두 번째 기술적 과제는 상기 마이크로 단위의 뼈조직의 포아송비를 측정하는 방법을 제공하는 것이다.

발명의 구성 및 작용

본 발명은 상기 첫 번째 기술적 과제를 달성하기 위하여,

마이크로 단위의 뼈시편(20)에 수직방향의 하중을 가하기 위한 상부 압전 액츄에이터(1);

수평방향으로 이동가능하고 상기 뼈시편(20)과의 전기적인 접촉을 감지하는 탐침(5)을 구비하며, 상기 상부 압전 액츄에이터(1)의 좌우측에 위치하는 한쌍의 수평 압전 액츄에이터(2,3);

상기 상부 압전 액츄에이터(1)의 하부측에 위치하며, 상기 상부 압전 액츄에이터(1)에 의해 가해지는 하중을 측정하는 하부 로드셀(4);

일단은 상기 뼈시편(20)에 연결되고 타단은, 상기 탐침(5)과 전기적으로 연결되어 있는 전원공급기(7)에 연결되며, 상기 뼈시편(20)에 상기 탐침(5)이 전기적으로 접촉함으로써 통전이 되면 소정의 전류값을 탐지하는 멀티미터(6);

상기 3개의 압전 액츄에이터 및 A/D 컨버터(9)와 연결되어 있는 서보 컨트롤 증폭기(8); 및

상기 A/D 컨버터(9)와 연결되어 있는 마이크로 프로세서(10)로 이루어진 뼈조직의 포아송비 측정시스템을 제공한다.

본 발명의 일 실시예에 의하면, 상기 상부 압전 액츄에이터(1)의 최대작동전압은 1000V이고, 상기 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 최대작동전압은 100V일 수 있다.

또한, 상기 탐침(5)의 직경은 $10\mu\text{m}$ 이상인 것이 바람직하다.

본 발명의 다른 실시예에 의하면, 상기 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 최대 변위는 $15\mu\text{m}$ 이고, 조절가능한 최소 변위량은 0.3nm일 수 있다.

본 발명의 바람직한 실시예에 의하면, 상기 탐침(5)에 5V의 전압을 인가한 경우, 멀티미터(6)에서 0.29mA 이상의 전류가 흐르게 되면 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 작동을 중단시키는 것일 수 있다.

본 발명은 상기 두 번째 기술적 과제를 달성하기 위하여,

(a) 마이크로 단위의 뼈시편을 로드셀의 상부에 위치시키는 단계;

(b) 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터를 가동하여 상기 뼈시편의 측면에 전기적으로 접촉시키는 단계;

- (c) 상기 빠시편에 상기 탐침이 전기적으로 접촉함으로써 멀티미터를 통해 소정의 전류가 탐지되면 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 작동을 중단하는 단계;
- (d) 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 이동된 변위를 측정하는 단계;
- (e) 상부 압전 액츄에이터를 가동하여 상기 빠시편에 하중을 가하는 단계;
- (f) 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터를 가동하여 상기 빠시편의 측면에 전기적으로 접촉시키는 단계;
- (g) 상기 빠시편에 상기 탐침이 전기적으로 접촉함으로써 멀티미터를 통해 소정의 전류가 탐지되면 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 작동을 중단하는 단계; 및
- (h) 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 이동된 변위를 측정하는 단계를 포함하는 뼈조각의 포아송비 측정방법을 제공하는다.

본 발명의 일 실시예에 의하면, 본 발명에 따른 측정방법은 상기 탐침(5)에 5V의 전압을 인가한 경우, 멀티미터(6)에서 0.29mA 이상의 전류가 흐르게 되면 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 작동을 중단시키고 이동된 변위를 측정하는 것일 수 있다.

본 발명의 바람직한 실시예에 의하면, 본 발명에 따른 측정방법은 PID 제어를 통해 상기 상부 압전 액츄에이터(1)에 의한 하중을 연속적으로 변화시키면서, 포아송비를 연속적으로 측정하는 것일 수 있다.

이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 본 발명을 더욱 상세히 설명한다.

도 1은 본 발명에 따른 포아송비 측정시스템의 개략도이며, 도 2는 일부 확대도이다.

본 발명에 따른 뼈조각의 포아송비 측정시스템은 상부 압전 액츄에이터(1)에 의해 마이크로 단위의 빠시편(20)에 수직방향의 하중을 가하며 하부의 로드셀(4)을 통해 상기 가해진 하중을 측정하고, 상기 인가된 하중에 의해서 빠시편(20)에 생성된 수평방향의 변위를 2개의 수평방향의 압전 액츄에이터(2,3)의 전단부에 부착된 탐침(5)에서의 통전효과를 이용하여 측정함으로써, 0.3nm의 분해능으로 포아송비를 측정할 수 있다는 것을 특징으로 한다.

상기 통전효과는 뼈조각이 소정의 전도성을 가지기 때문에 가능한데, 가해주는 전압을 높일 수록 흐르는 전류량도 증가하게 되며, 정해진 전압에서 소정의 전류값이 감지되는 경우에는 상기 탐침(5)과 빠시편(20)이 효과적으로 접촉되었다고 할 수 있다, 본 발명에서는 상기 탐침(5)에 가해주는 전압의 세기는 특별히 제한되는 것이 아니기 때문에 상기 탐침(5)과 빠시편(20)이 접촉되었다고 할 수 있는 전류량 역시 제한되지는 않지만, 본 발명에서 5V의 전압을 인가한 경우에 0.29mA 이상의 전류량이 흐르게 되면 접촉이 되었다고 판단할 수 있다. 갓 추출해낸 뼈조각의 경우에는 골수 등이 존재하기 때문에 적절한 전도성을 띠지만, 뼈조각을 추출해 낸 후 오랜시간이 경과하게 되면 이러한 골수 등이 완전히 건조되버리기 때문에 전도성을 측정하는데 문제가 있으므로, 본 발명에서는 등장액인 생리식염수를 이용하여 빠시편을 포화시킴으로써, 상기 빠시편이 생체 내에 존재하는 상태와 동일한 환경을 만들어 준 후에, 포아송비를 측정하는 것이 바람직하다.

본 발명에 따른 시스템에 사용되는 압전 액츄에이터(1,2,3)는, 전압을 인가하는 것에 의해 압전체의 형태가 변화하고 이러한 형태의 변화에 의해서 일정 변위를 발생시키는 장치를 말하며, 소형화가 가능하기 때문에 초정밀 가공기계 등에 일반적으로 사용되고 있는데, 고속응답성을 가지며, 미세한 변위조절이 가능할 뿐만 아니라 발열량이 적다는 특징이 있다. 본 발명에 사용될 수 있는 압전 액츄에이터는 당업계에서 통상적으로 사용되는 것이면 특별히 제한되지 않는다. 본 발명에 사용되는 상기 압전 액츄에이터의 작동전압 역시 특별히 제한되지는 않으며, 예컨대, 상기 상부 압전 액츄에이터(1)의 최대작동전압은 1000V이고, 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 최대작동전압은 100V일 수 있는데, 액츄에이터에서 입력 전압의 크기는 액츄에이터의 구동범위와 액츄에이터에 의해 발생하는 하중의 크기에 비례한다. 상부 압전 액츄에이터(1)는 하중인가용이므로 최대하중용량에 해당하는 고전압을 사용하고, 수평 압전 액츄에이터는 단순히 측정을 목적으로 하는 것이기 때문에 저전압을 사용해도 충분하다. 상부 압전 액츄에이터의 구동범위를 0~120 μ m으로 정한 경우에, 이에 대응하여 인가되어야 하는 전압 0~1000V이고, 수평 압전 액츄에이터의 구동범위를 0~15 μ m으로 정한 경우에, 이에 대응하여 인가되어야 하는 전압은 0~100V이다. 실제로 마이크로 프로세서(10) 상에서는 0~10V 범위에서 컨트롤하지만 서보 컨트롤 증폭기(8)를 거쳐서 각각의 실제 구동전압이 액츄에이터에 인가되게 되며, 상기 서보 컨트롤 증폭기(8)는 각

각의 최대전압을 초과하지 않도록 설계되어 있다. 본 발명에서는 상부 압전 액츄에이터로서 2000N 까지의 하중을 가할 수 있으며, 이동 변위가 120 μ m인 액츄에이터(P245.70, PI GmbH, Germany)를 사용하였고, 수평 압전 액츄에이터로서 이동 변위가 15 μ m이고 분해능이 0.3nm인 액츄에이터(P841.10, PI GmbH, Germany)를 사용하였다.

또한, 상기 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 최대 변위와 일회에 조절가능한 변위량 역시 특별히 제한되는 것은 아니며 최대 변위량은 15 μ m일 수 있다. 다만, 일회에 조절가능한 최소 변위량을 작게 할 수록 변위에 대한 분해능이 향상되기 때문에 상기 최소 변위량이 작으면 작을 수록 좋다. 일반적으로 입수가 가능한 압전 액츄에이터의 일회에 조절가능한 최소 변위량은 0.3nm이다.

또한, 본 발명에 사용되는 탐침(5)은 상기 좌우의 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 말단에 구비되어 있으며, 상기 압전 액츄에이터의 구동에 의해 수평으로 이동이 가능하다. 상기 탐침(5)의 재질은 소정의 경도를 가지는 도체인 한 특별히 제한되지 않으며 예컨대, 티타늄 재질일 수 있다. 상기 탐침(5)의 직경 역시 특별히 제한되는 것은 아니며, 시편의 최대 변형시의 축 방향의 길이보다 작아야 하고, 상부 액츄에이터의 말단과 접촉되지 않고 절연될 수 있는 정도의 크기를 가지면 되는데, 이러한 직경은 시편의 크기를 고려하여 설계되어야 한다. 다만, 상기 탐침(5)의 직경은 10 μ m 이상인 것이 바람직한데, 상기 직경이 10 μ m 미만이면, 뼈의 공극의 직경보다 작기 때문에 공극 내부로 삽입이 되어 정확한 접촉을 감지하지 못할 염려가 있기 때문이다.

본 발명에 사용되는 로드셀(4)은 상기 상부 압전 액츄에이터(1)에서 뼈시편(20)에 가하는 하중을 측정하는 구성요소이며, 당업계에서 통상적으로 사용되는 것이면 특별히 제한되지 않는다. 본 발명의 일 실시예에서는 봉신로드셀사의 CDES50을 사용하였다.

본 발명에 사용되는 멀티미터(6)는 일단은 상기 뼈시편(20)에 연결되고 타단은, 상기 탐침(5)과 전기적으로 연결되어 있는 전원공급기(7)에 연결되어, 상기 뼈시편(20)에 상기 탐침(5)이 전기적으로 접촉함으로써 통전이 일어남에 따라 소정의 전류를 탐지하게 되면, 상기 서보 컨트롤 증폭기(8)가 구동되어 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 작동을 중단시키게 된다. 상기 멀티미터(6) 역시 당업계에서 통상적으로 사용되는 것이면 특별히 제한되지 않으며, 본 발명의 일 실시예에서는 디지털 멀티미터(엘지전자 제조, DM-334)를 사용하였다.

본 발명에 사용되는 서보 컨트롤 증폭기(8)는 상기 3개의 압전 액츄에이터 및 A/D 컨버터(9)와 연결되어 있는데, 압전 액츄에이터에 원하는 소정의 변위를 주기 위해 가해지는 전압을 적절히 조절하는 역할을 하며, 상기 액츄에이터들의 변위를 모니터링 하고 피드백에 의해 변위를 다시 제어하는 역할도 한다. 상기 서보 컨트롤 증폭기(8)는 당업계에서 통상적으로 사용되는 것이면 특별히 제한되지 않는데, 본 발명의 일 실시예에서는 각 3개의 압전 액츄에이터마다 연결되어 있는 각각의 서보 컨트롤 증폭기(8)를 사용하였으며, E-665(PI GmbH 제조, Germany)를 사용하였다.

한편, 본 발명에 사용되는 A/D 컨버터는 상기 3개의 압전 액츄에이터의 변위값을 디지털 신호로 변환하여 마이크로 프로세서(10)로 전송하는 역할을 하며, 상기 마이크로 프로세서(10)에서는 이러한 디지털 신호를 상기 뼈시편(20)의 수평 방향의 변위 변형으로 조정하여, 당해 뼈조직의 수평 방향의 미세 변형치를 산출하고 포아송비를 얻어낸다. 로드셀(4)로부터 입력된 하중값은 응력과 변형률의 관계를 알아내는데 사용되며, 상기 시편의 수직방향의 변위는 상부 압전 액츄에이터의 변위량과 같다. 본 발명에서 사용되는 A/D 컨버터 역시 당업계에서 통상적으로 사용되는 것이면 특별히 제한되지 않으며, 본 발명의 일 실시예에서는 PCI-6024E(한국 NI사 제조)를 사용하였다.

한편, 본 발명에 따른 뼈조직의 포아송비 측정시스템에 사용되는 마이크로 프로세서(10)에는 PID(proportional integrated differential) 제어 알고리즘을 내장시킴으로써, 수직방향의 피에조 액츄에이터(1)가 인가하는 하중을 변화시키며, 그 변화에 따라 발생하는 수평방향의 변위의 변화에 따라, 탐침(5)에서 실시간으로 측정되어지는 전류 변화량을 상기 PID 제어 알고리즘을 통해 제어하며, 실시간으로 포아송비를 측정할 수도 있다. 상기 PID 제어 알고리즘은 상기 탐침(5)과 뼈시편(20)의 접촉의 강도가 변화함에 따라 변화하는 전류량을 제어하여, 상기 수평 압전 액츄에이터(2,3)의 변위를 조절함으로써 상기 탐침(5)이 상기 뼈시편(20)과 항상 일정한 정도로 접촉하도록 유지시킨다. 상기 PID 제어 알고리즘은 역시 당업계에서 통상적으로 사용되는 것이면 특별히 제한되지 않으며, 본 발명의 일 실시예에서는 LabView(한국 NI사 제조)를 사용하였다.

도 3에는 본 발명의 일 실시예에 따라 제작한 포아송비 측정시스템의 실물사진을 도시하였으며, 도 4에는 액츄에이터 부분에 대한 일부 확대사진을 도시하였다.

뼈의 해면골에는 공극이 존재하며 그 내부에는 골수가 내포되어 있는데, 뼈의 축방향에 하중이 가해지면 그 포아송비에 해당하는 만큼 횡방향으로 변형이 일어나고 이에 의해 상기 공극도 변형이 일어나게 된다. 한편, 이러한 공극의 변형이 일어

나게 되면 공극 내의 골수의 유동압력을 조성하게 되며, 이에 의해 골조직의 재형성이 촉진되고 골절과 같은 경변의 치유가 진전될 수 있다. 따라서, 뼈에 대한 병리학 및 임상학에서 이처럼 골세포 단위에서의 포아송비를 알아내는 것은 매우 중요한 일이다.

한편, 마이크로 단위의 뼈조직의 포아송비를 알아내게 되면, 충격에 의한 뼈의 크랙을 예측할 수 있기 때문에, 더미 등 뼈조직의 기계적·생물학적 모델을 제작하고 그 결과를 해석하는데 있어서 많은 도움을 줄 수 있다.

이하, 바람직한 실시예를 들어 본 발명을 더욱 상세히 설명하지만, 본 발명이 이에 의해 제한되는 것은 아니다.

예비 실시예 1

정밀도 테스트

본 발명에 따른 시스템의 정밀도를 측정하기 위해, 265MPa의 압축강도를 갖는 A6061S-T6 알루미늄 합금으로 이루어진 직육면체 표본($0.5 \times 0.5 \times 1 \text{ mm}^3$)을 제작하여 압축 테스트를 수행하였다. 축방향의 변형이 0.5%인 경우에 측정 오차는 0.2% 였으므로 본 발명에 따른 시스템은 상당한 정밀도를 가짐을 알 수 있었다.

예비 실시예 2

뼈의 전도성 테스트

소의 대퇴부 뼈를, 마이크로 밀링 머신(EGX-300, Roland, Japan)을 이용하여 가공함으로써, $300\mu\text{m}$ 입방형의 피질골(cortical bone) 표본을 제작하였다. 도 5에 도시된 바와 같이, 생리식염수 내에 두개의 마이크로 전극(침단직경 $10\mu\text{m}$)을 $300\mu\text{m}$ 간격으로 설치하고 전도성을 측정하였다. 상기 입력 전압은 0 내지 5V 였고, 전류는 $2\mu\text{A}$ 의 분해능을 갖는 디지털 멀티미터를 이용하여 상온(20°C)에서 측정하였다. 다음으로, 상기 표본을 생리식염수조에 침지시키고 상기 생리식염수로 포화되도록 하였다. 마이크로 전극을 상기 표본에 접촉시킨 다음, 입력 전압을 변화시키며 전류를 측정하고 그 결과를 도 6에 나타내었다. 도 6을 참조하면, 입력 전압이 2V 미만인 때에는 전류가 흐르지 않지만, 2V를 초과하게 되면 전류가 흐르기 시작하여 점차적으로 전류량이 증가함을 알 수 있다.

다음으로, 상기 표본을 생리식염수조에서 꺼낸 즉시의 표본과, 30분이 경과한 다음의 당해 표본에 대하여, 대기 중에서의 입력전압에 대한 전류량을 측정하여 도 7에 나타내었다. 도 7을 참조하면, 입력 전압이 2V 미만인 때에는 전류가 흐르지 않지만, 2V를 초과하면 전류가 흐르기 시작하고, 양자간에 전류량의 차이는 거의 없다는 것을 알 수 있다. 입력 전압이 5V인 경우에 흐르는 전류량은 0.29mA (표준편차 ± 0.002)였다. 즉, 본 발명에서 수평 압전 액츄에이터의 탐침이 뼈시편과 접촉하였는지 여부는 상기 탐침에 5V의 전압을 인가한 경우에 0.29mA 이상의 전류가 흐르는지 여부로 알 수 있다.

실시예 1

소의 대퇴부 뼈를, 마이크로 밀링 머신(EGX-300, Roland, Japan)을 이용하여 가공함으로써 $300\mu\text{m}$ 입방형의 피질골(cortical bone) 표본을 6개 제작하였으며, 이를 생리식염수조에 침지시켜 생리식염수로 포화시킨 다음, 꺼내어 30분간 건조시킨 후 로드셀의 상부에 위치시켰다. 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터의 탐침에 5V의 전압을 인가한 다음 상기 액츄에이터를 가동하여, 상기 표본에 접촉시켰으며, 측정되는 전류량이 0.29mA 이상이 되면, 효율적인 접촉이 이루어진 것으로 판단하였고, 이 때의 상기 수평 압전 액츄에이터의 변위를 측정하였다. 다음으로, 상기 접촉을 해제하여 상기 수평 압전 액츄에이터를 원래 위치로 돌려 놓은 후, 상부 압전 액츄에이터를 가동하여 상기 표본에 하중을 점차적으로 증가시키면서, 수평 압전 액츄에이터를 다시 가동하여, 상기 표본과 탐침이 접촉하도록 하였다. 이 때의 접촉은 마찬가지로, 탐침에 5V의 전압을 인가한 상태에서 0.29mA 의 전류량이 감지된 때에 효율적인 접촉이 이루어진 것으로 판단하였으며, 상기에서는 탐침에서 실시간으로 측정되어지는 전류 변화량을 PID 제어 알고리즘을 통해 제어하며, 상기 탐침이 상기 표본과 항상 일정한 정도로 접촉하도록 유지시키면서, 수평 압전 액츄에이터의 변위를 측정하였다. 이 때 측정된 축방향의 스트레스-스트레인(axial stress-strain) 커브를 도 8에 나타내었으며, 상기 6개의 표본에 대하여 측정된 영스 모듈러스(Young's modulus)와 포아송비를 하기 표 1에 나타내었다.

[표 1]

표본 번호	영스 모듈러스(GPa)	포아송비
1	15.096	0.272
2	14.167	0.260
3	15.216	0.273
4	14.166	0.260
5	14.292	0.281
6	13.599	0.247

도 8 및 상기 표 1을 참조하면, 소의 대퇴부 뼈에 대한 영스 모듈러스는 14.42 GPa(표준편차 ± 0.6179)이고 포아송비는 0.265(표준편차 ± 0.0125)임을 알 수 있다. 종래에 알려진 바에 의하면, 마크로 단위에서의 소의 대퇴부 뼈의 영스 모듈러스는 14 GPa이고, 골세포 단위(osteon level)에서의 소의 대퇴부 뼈의 영스 모듈러스는 21 GPa이므로 상기 결과는 마크로 단위와 나노 단위의 중간정도에 해당하는 값으로서 상당히 합리적인 값이라고 할 수 있다.

한편, 마이크로 단위의 소의 대퇴부 뼈에 대한 포아송비는 알려진 바가 전혀 없지만, 마크로 단위의 소의 대퇴부 뼈에 대한 포아송비는 약 0.2로 알려져 있으므로, 상기 마이크로 단위의 소의 대퇴부 뼈에 대해 측정된 포아송비도 상당히 합리적인 값이라고 할 것이다.

발명의 효과

본 발명에 따른 뼈조직의 포아송비 측정시스템은 마이크로 단위의 뼈조직의 포아송비를 0.3nm의 분해능으로 정확히 측정함으로써 골격 재형성의 생체역학적 메커니즘을 규명할 수 있기 때문에 인체의 뼈에 대한 병리학 및 임상학에 매우 유용할 뿐만 아니라, 뼈조직의 기계적·생물학적 모델을 제작하는 등의 다양한 방면에 사용될 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

마이크로 단위의 뼈시편에 수직방향의 하중을 가하기 위한 상부 압전 액츄에이터;

수평방향으로 이동가능하고 상기 뼈시편과의 전기적인 접촉을 감지하는 탐침을 구비하며, 상기 상부 압전 액츄에이터의 좌우측에 위치하는 한쌍의 수평 압전 액츄에이터;

상기 상부 압전 액츄에이터의 하부측에 위치하며, 상기 상부 압전 액츄에이터에 의해 가해지는 하중을 측정하는 하부 로드셀;

일단은 상기 뼈시편에 연결되고 타단은, 상기 탐침과 전기적으로 연결되어 있는 전원공급기에 연결되며, 상기 뼈시편에 상기 탐침이 전기적으로 접촉함으로써 통전이 되면 2~5V의 인가전압에서 0.1mA 이상의 전류값을 탐지하는 멀티미터;

상기 3개의 압전 액츄에이터 및 A/D 컨버터와 연결되어 있는 서보 컨트롤 증폭기; 및

상기 A/D 컨버터 및 상기 로드셀과 연결되어 있는 마이크로 프로세서로 이루어진 뼈조직의 포아송비 측정시스템.

청구항 2.

제 1항에 있어서, 상기 상부 압전 액츄에이터의 최대작동전압은 1000V이고, 상기 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터의 최대작동전압은 10V인 것을 특징으로 하는 뼈조직의 포아송비 측정시스템.

청구항 3.

제 1항에 있어서, 상기 탐침의 직경은 $10\mu\text{m}$ 이상인 것을 특징으로 하는 뼈조직의 포아송비 측정시스템.

청구항 4.

제 1항에 있어서, 상기 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터의 최대 변위는 $15\mu\text{m}$ 이고, 조절가능한 최소 변위량은 0.3nm 인 것을 특징으로 하는 뼈조직의 포아송비 측정시스템.

청구항 5.

제 1항에 있어서, 상기 탐침에 5V의 전압을 인가한 경우, 멀티미터에서 0.29mA 이상의 전류가 흐르게 되면 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 작동을 중단시키는 것을 특징으로 하는 뼈조직의 포아송비 측정시스템.

청구항 6.

- (a) 마이크로 단위의 뼈시편을 로드셀의 상부에 위치시키는 단계;
- (b) 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터를 가동하여 상기 뼈시편의 측면에 전기적으로 접촉시키는 단계;
- (c) 상기 뼈시편에 상기 탐침이 전기적으로 접촉함으로써 멀티미터를 통해 5V의 인가전압에서 0.29mA 이상의 전류가 탐지되면 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 작동을 중단하는 단계;
- (d) 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 이동된 변위를 측정하는 단계;
- (e) 상부 압전 액츄에이터를 가동하여 상기 뼈시편에 하중을 가하는 단계;
- (f) 좌우 한쌍의 수평 압전 액츄에이터를 가동하여 상기 뼈시편의 측면에 전기적으로 접촉시키는 단계;
- (g) 상기 뼈시편에 상기 탐침이 전기적으로 접촉함으로써 멀티미터를 통해 5V의 인가전압에서 0.29mA 이상의 전류가 탐지되면 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 작동을 중단하는 단계; 및
- (h) 상기 2개의 수평 압전 액츄에이터의 이동된 변위를 측정하는 단계를 포함하는 뼈조직의 포아송비 측정방법.

청구항 7.

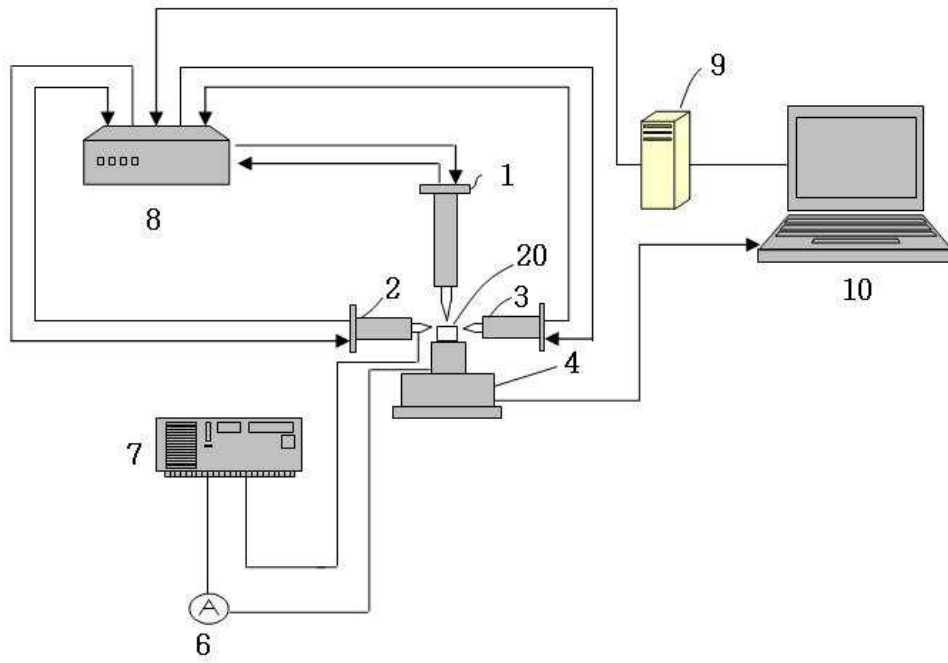
삭제

청구항 8.

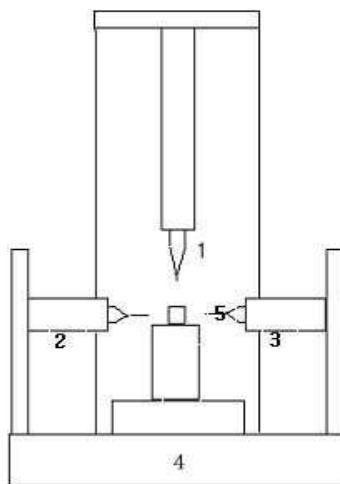
제 6항에 있어서, PID 제어를 통해 상기 상부 압전 액츄에이터에 의한 하중을 연속적으로 변화시키면서, 포아송비를 연속적으로 측정하는 것을 특징으로 하는 뼈조직의 포아송비 측정방법.

도면

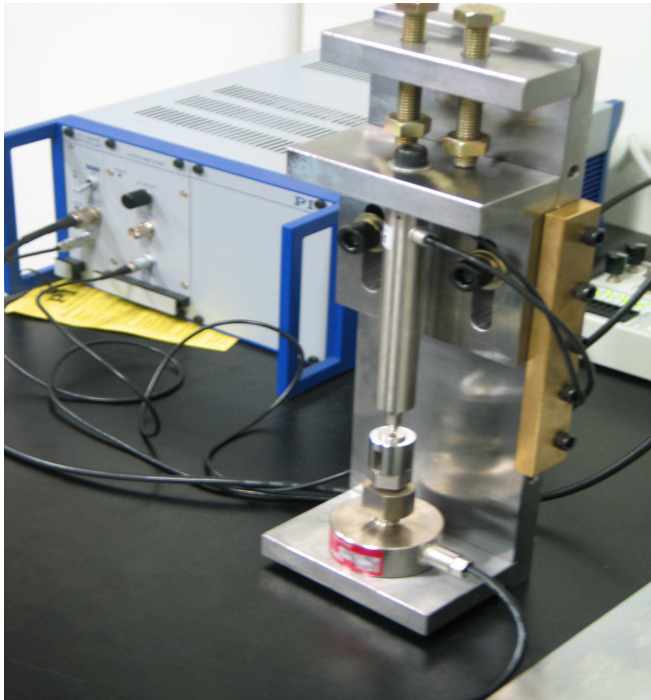
도면1



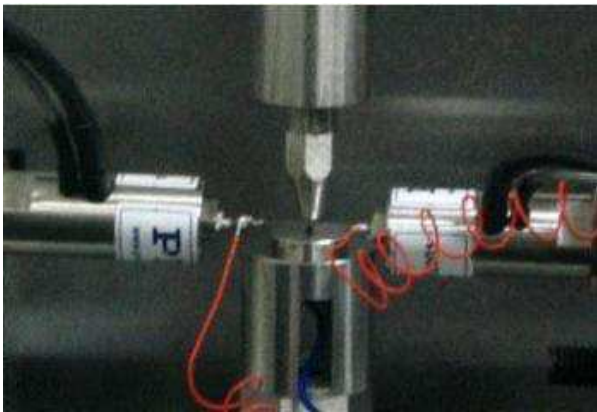
도면2



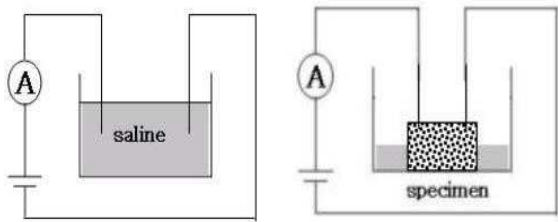
도면3



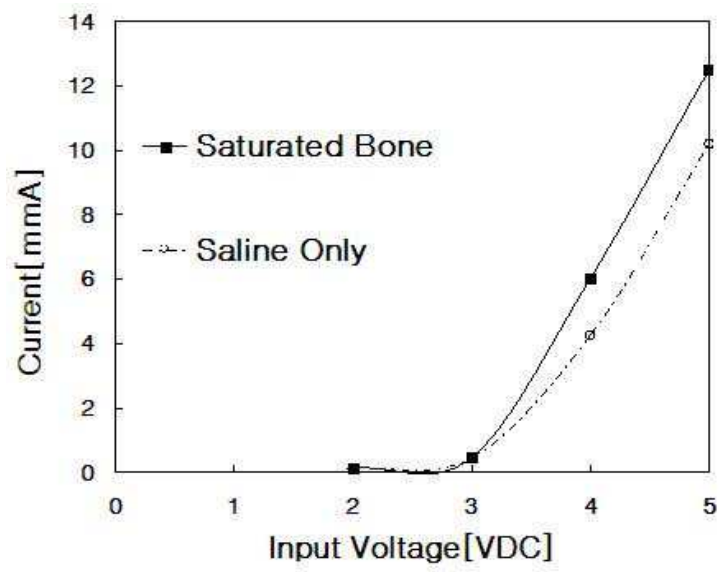
도면4



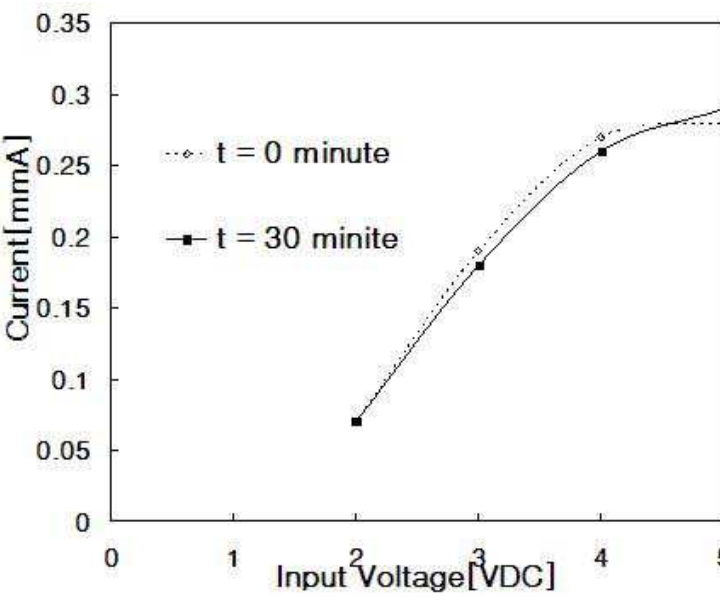
도면5



도면6



도면7



도면8

