



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0089125
(43) 공개일자 2018년08월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/587 (2013.01)
A61B 8/06 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0013816
(22) 출원일자 2017년01월31일
심사청구일자 2017년01월31일

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
김도현
서울특별시 마포구 창전로2길 10, 103동 201호 (신수동, 대원칸타빌아파트)
박성호
경기도 고양시 일산동구 강송로 195, 804동 105호 (마두동, 강촌마을8단지아파트)
(74) 대리인
윤병국, 이영규

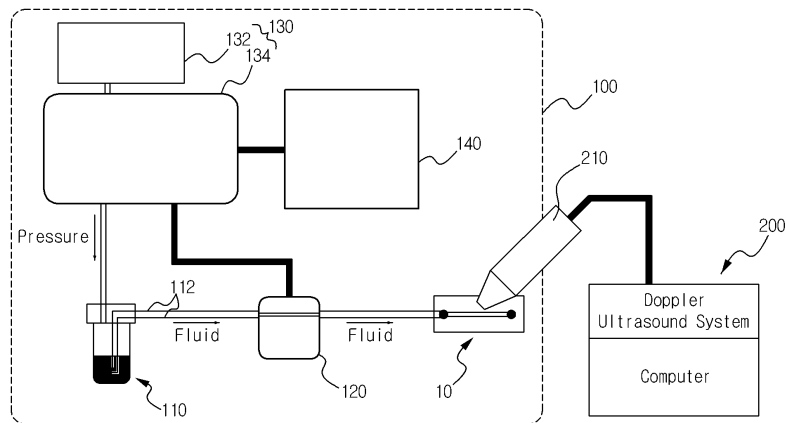
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 및 이를 포함하는 팬텀 시스템**

(57) 요약

개시되는 발명은 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀에 관한 것으로서, 미세 유체 채널의 일면이 표면에 노출되도록 식각되고, 상기 미세 유체 채널의 양단과 각각 연통하는 유체 입구와 유체 출구가 형성된 미세 유체 칩; 및 상기 미세 유체 채널의 노출된 표면을 덮도록 상기 형성된 미세 유체 칩의 표면에 접합되는 유리 슬라이드;를 포함하며, 특히 상기 유리 슬라이드의 물성은 음속은 6025 m/s, 음향 임피던스는 $14.9 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ 을 기준으로 하여 $\pm 10\%$ 범위 안에 있는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 8/488 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

미세 유체 채널의 일면이 표면에 노출되도록 형성되고, 상기 미세 유체 채널의 양단과 각각 연통하는 유체 입구와 유체 출구가 형성된 미세 유체 칩; 및

상기 미세 유체 채널의 노출된 표면을 덮도록 상기 형성된 미세 유체 칩의 표면에 접합되는 유리 슬라이드; 를 포함하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 유리 슬라이드의 물성은 음속은 6025 m/s, 음향 임피던스는 $14.9 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ 을 기준으로 하여 $\pm 10\%$ 범위 안에 있는 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 유리 슬라이드의 밀도는 2475 kg/m^3 을 기준으로 하여 $\pm 10\%$ 범위 안에 있는 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 유리 슬라이드의 두께는 $1.2 \pm 0.2 \text{ mm}$ 범위 안에 있는 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀.

청구항 5

미세 유체 채널의 일면이 표면에 노출되도록 식각되고 상기 미세 유체 채널의 양단과 각각 연통하는 유체 입구와 유체 출구가 형성된 미세 유체 칩과, 상기 미세 유체 채널의 노출된 표면을 덮도록 상기 형성된 미세 유체 칩의 표면에 접합되는 유리 슬라이드를 포함하는 혈류 팬텀;

상기 혈류 팬텀의 유체 입구 및 유체 출구와 각각 연결되는 도관이 수용되고, 상기 혈류 팬텀을 순환하는 유체가 담긴 밀봉된 유체 수용기;

상기 도관을 흐르는 상기 유체의 흐름을 측정하는 미세 유체 센서;

상기 유체 수용기 안에 공기의 맥동 파를 공급하는 압력 발생기; 및

상기 압력 발생기의 운전을 제어하고, 상기 미세 유체 센서로 감지된 상기 유체의 흐름에 대한 데이터를 취득하는 제어 컴퓨터;

를 포함하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 혈류 팬텀을 순환하는 유체는 혈액 모방 유체인 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템.

청구항 7

제5항에 있어서,

치과용 도플러 초음파 기기의 트랜스듀서는 상기 혈류 팬텀의 유리 슬라이드 위에 접촉하는 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템.

청구항 8

제5항에 있어서,

상기 유리 슬라이드의 물성은 음속은 6025 m/s, 음향 임피던스는 $14.9 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ 을 기준으로 하여 $\pm 10\%$ 범위 안에 있는 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 유리 슬라이드의 밀도는 2475 kg/m^3 을 기준으로 하여 $\pm 10\%$ 범위 안에 있는 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 유리 슬라이드의 두께는 $1.2 \pm 0.2 \text{ mm}$ 범위 안에 있는 것을 특징으로 하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 치과용 도플러 초음파 기기의 성능을 검증 또는 보정하는데 사용할 수 있는 혈류 팬텀 및 이를 포함하는 팬텀 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 도플러 초음파 기기는 의학적 진단을 위해 넓은 영역에 걸쳐 혈관 내부를 흐르는 혈류를 측정하는 의료 기기로 널리 사용되고 있다. 도플러 초음파 기기는 도플러 효과 내지는 도플러 천이로 불리는 물리현상을 이용하여 혈관 내부의 혈류 속도를 측정하는데, 도플러 초음파 기기는 비침습적으로 실시간 측정이 가능하고 고통이 없으며 인체에 해가 없는 것으로 인정된 안전하고 간단한 진단 방법이어서 그 활용범위가 점차로 넓어지고 있다.

[0003] 그렇지만, 치과 분야에 있어서 아직까지는 도플러 초음파 기기가 본격적으로 사용되고 있지 못하다. 이는 다른 인체 조직과는 다르게, 치아는 혈액이 흐르는 치수 조직이 법랑질(enamel), 상아질(dentin), 시멘트질(cementum)과 같이 무혈관이면서 고칼슘의 단단한 조직에 둘러싸여 있기 때문이다.

[0004] 즉, 치아로 유입되는 혈액은 치근에 위치한 자그마한 치아의 근첨공을 통해 들어오기 때문에, 이 혈류를 측정하려면 법랑질과 상아질, 시멘트질의 단단한 조직을 초음파가 뚫고 들어가 반사되어 나와야 하는 특수한 상황이라는 점이 치과용의 도플러 초음파 기기가 아직까지 널리 보급되고 있지 못한 요인으로 작용하고 있다.

[0005] 치수 조직을 흐르는 혈류를 측정할 수 있으면 이를 통해 치수의 건강함을 진단할 수 있고, 이러한 진단을 통해 조기에 약물 치료나 신경 치료 등의 예방 치료를 할 수 있으므로, 치아를 천공하지 않고도 치수의 혈류를 측정할 수 있는 치과용 도플러 초음파 기기의 효용성은 상당히 높다.

[0006] 최근에 이르러서야 기존의 범용 도플러 초음파 기기를 사용하여 치아 내부에 흐르는 혈류를 측정하고자 하는 시도가 이루어지고 있으며, 치과용 도플러 초음파 기기의 개발은 초기 단계에 머물러 있기 때문에 임상적인 효용성에 대한 검증이 미약하다.

[0007] 따라서, 기존의 범용 도플러 초음파 기기를 치과용의 치수 혈류를 측정하는 용도로 사용하기 위해서는 적절한 검증이나 보정이 필요하다. 그렇지만, 종래의 일반적인 도플러 초음파 기기를 검증하거나 보정하기 위한 의료용

팬텀(phantom)을 단단한 칼슘 조직을 포함한 치아 조직에 적용하는 것은 무리이기 때문에 이에 대한 개발이 필요한 실정이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) 일본공표특허 특표2009-538648호 (2009.11.12 공표)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 도입 초기에 있는 치과용 도플러 초음파 기기의 임상적 유효성을 검증하거나 측정의 정확성을 보정할 수 있는 치과용 팬텀을 제공하는 것에 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명에 따른 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀은, 미세 유체 채널의 일면이 표면에 노출되도록 형성되고, 상기 미세 유체 채널의 양단과 각각 연통하는 유체 입구와 유체 출구가 형성된 미세 유체 칩; 및 상기 미세 유체 채널의 노출된 표면을 덮도록 상기 형성된 미세 유체 칩의 표면에 접합되는 유리 슬라이드;를 포함한다.

[0011] 여기서, 상기 유리 슬라이드의 물성은 음속은 6025 m/s, 음향 임피던스는 14.9 10⁶kg/m²s을 기준으로 하여 ±10% 범위 안에 있는 것을 특징으로 한다.

[0012] 그리고, 상기 유리 슬라이드의 밀도는 2475 kg/m³을 기준으로 하여 ±10% 범위 안에 있는 것을 특징으로 한다.

[0013] 그리고, 상기 유리 슬라이드의 두께는 1.2±0.2 mm 범위 안에 있는 것이 바람직할 수 있다.

[0014] 한편, 본 발명에 따른 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템은, 미세 유체 채널의 일면이 표면에 노출되도록 식각되고 상기 미세 유체 채널의 양단과 각각 연통하는 유체 입구와 유체 출구가 형성된 미세 유체 칩과, 상기 미세 유체 채널의 노출된 표면을 덮도록 상기 형성된 미세 유체 칩의 표면에 접합되는 유리 슬라이드를 포함하는 혈류 팬텀;과, 상기 혈류 팬텀의 유체 입구 및 유체 출구와 각각 연결되는 도관이 수용되고, 상기 혈류 팬텀을 순환하는 유체가 담긴 밀봉된 유체 수용기;와, 상기 도관을 흐르는 상기 유체의 흐름을 측정하는 미세 유체 센서;와, 상기 유체 수용기 안에 공기의 맥동 파를 공급하는 압력 발생기; 및 상기 압력 발생기의 운전을 제어하고, 상기 미세 유체 센서로 감지된 상기 유체의 흐름에 대한 데이터를 취득하는 제어 컴퓨터;를 포함한다.

[0015] 본 발명의 실시형태에서, 상기 혈류 팬텀을 순환하는 유체는 혈액 모방 유체일 수 있다.

[0016] 그리고, 치과용 도플러 초음파 기기의 트랜스듀서는 상기 혈류 팬텀의 유리 슬라이드 위에 접촉하게 된다.

발명의 효과

[0017] 상기와 같은 구성을 가진 본 발명의 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 및 이를 포함하는 팬텀 시스템은 치아에서 가장 단단한 법랑질 조직을 모사한 혈류 팬텀을 사용함에 따라 치과용 도플러 초음파 기기의 유효성을 검증하는 것은 물론 측정의 정확성을 보정할 수 있게 하며, 이에 따라 치수 조직의 건강함을 미리 진단하고 치료의 필요성을 정확히 판단할 수 있어 예방 치료에 유효한 도구로 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1은 본 발명에 따른 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀의 구조를 간략하게 도시한 도면.

도 2는 도 1의 혈류 팬텀을 포함하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템의 전체적인 구성을 간략하게 도시한 도면.

도 3은 도 2의 혈류 팬텀 시스템을 이용하여 치과용 도플러 초음파 기기로 측정된 혈류 속도에 대한 선형 회귀 분석 결과를 도시한 그래프.

도 4는 도 2의 혈류 팬텀 시스템을 이용하여 치과용 도플러 초음파 기기로 측정된 혈류 속도에 대한 브랜드-알트만 분석 결과를 도시한 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시형태에 대하여 상세히 설명한다.
- [0020] 본 발명의 실시형태를 설명함에 있어서 당업자라면 자명하게 이해할 수 있는 공지 구성에 대한 설명은 본 발명의 요지를 흐리지 않도록 생략될 것이다. 또한 각 도면의 구성요소들에 참조부호를 부가함에 있어서 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 부여할 것이며, 도면을 참조할 때에는 도면에 도시된 선들의 두께나 구성요소의 크기 등이 설명의 명료성과 편의상 과장되게 도시되어 있을 수 있음을 고려하여야 한다.
- [0021] 그리고, 본 발명의 실시예의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 제 1, 제 2, A, B, (a), (b) 등의 용어를 사용할 수 있다. 이러한 용어는 그 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하기 위한 것일 뿐, 그 용어에 의해 해당 구성 요소의 본질이나 차례 또는 순서 등이 한정되지 않는다. 어떤 구성 요소가 다른 구성 요소에 "연결", "결합" 또는 "접속"된다고 기재된 경우, 그 구성 요소는 그 다른 구성 요소에 직접적으로 연결되거나 접속될 수 있지만, 각 구성 요소 사이에 또 다른 구성 요소가 개재되면서 간접적으로 "연결", "결합" 또는 "접속"될 수도 있다고도 이해되어야 할 것이다.
- [0022] 도 1은 본 발명에 따른 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀의 구조를 간략하게 도시한 도면이며, 도 2는 도 1의 혈류 팬텀을 포함하는 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템의 전체적인 구성을 간략하게 도시한 도면으로서, 먼저 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀(이하, '혈류 팬텀'이라 간략히 칭하기로 함)에 대해 상세히 설명한 후 혈류 팬텀 시스템에 대해 차례로 설명하기로 한다.
- [0023] 도 1에 도시된 것과 같이, 본 발명에 따른 혈류 팬텀(10)은 미세 유체 채널이 형성된 미세 유체 칩(20)과, 상기 미세 유체 칩(20)에 접합된 유리 슬라이드(30)를 포함하여 구성된다.
- [0024] 미세 유체 칩(20)에는 혈액 또는 혈액 모방 유체(Blood-Mimicking Fluid, BMF)가 흐르는 소동맥을 모사한 미세 유체 채널(22)이 형성된다. 본 발명의 실시형태에서, 미세 유체 채널(22)은 200×200 μm 크기의 정사각형 단면 형태로 만들어진다.
- [0025] 미세 유체 채널(22)은 소프트 리소그래피 기술을 이용하여 만들어지는데, 실리콘 웨이퍼 위에 포토 레지스트를 도포하고, 미세 유체 채널(22)의 형태로 만들어진 마스크 위로 365 nm 파장의 자외선을 조사하여 몰드를 제조한다. 이렇게 제작된 몰드를 이용하여 PDMS(polydimethylsiloxane) 재질의 미세 유체 칩(20)을 찍어낸다. 여기서, PDMS는 미세 유체 공학에서 가장 널리 사용되는 고분자 재료로서 미세 유체 칩(20)으로 사용할 수 있는 대표적인 재질일 뿐이며, 이외에 다른 재질로 미세 유체 칩(20)을 만드는 것 또한 가능함은 물론이다.
- [0026] 이와 같은 방식으로 미세 유체 칩(20)을 만들면 미세 유체 채널(22)의 일면이 표면에 노출되며, 미세 유체 칩(20)의 반대면(미세 유체 채널이 노출된 면의 반대쪽)으로부터 미세 유체 채널(22)의 양단과 연통하도록 하나씩 구멍을 뚫어서 한 쌍의 유체 입구(24)와 유체 출구(26)를 만든다. 이 유체 입구(24)와 유체 출구(26)를 통해 미세 유체 채널(22) 안으로 유체가 들어가고 나올 수 있게 된다.
- [0027] 미세 유체 채널(22)의 일면이 노출된 표면 위에는 유리 슬라이드(30)가 접합되어 미세 유체 채널(22)을 밀봉하게 된다.
- [0028] 여기서, 유리 슬라이드(30)는 치아에서 가장 단단한 조직인 법랑질(enamel)을 모사하기 위한 것으로서, 종래의 다른 의료용 팬텀에서는 통상적으로 사용되지 않는 소재이며, 본 발명의 혈류 팬텀(10)에서 가장 중요한 부분이다.
- [0029] 법랑질을 모사하기 위한 소재로서 유리 슬라이드(30)를 사용한 것은 아래의 표 1에 정리된 것과 같이, 일반적으로 구할 수 있는 여러 소재 중에서 유리 재질이 치아의 법랑질과 음향적 물성의 특성에 있어 가장 유사하기 때문이다.

표 1

소재	음속 (m/s)	밀도 (kg/m ³)	음향 임피던스 (10 ⁶ kg/m ² s)
범랑질	6250	3000	18.8
알루미늄	6300	7750	33.7
구리	3300	1740	24.2
유리	6025	2475	14.9

- [0030]
- [0031] 예를 들어, 알루미늄은 음속에 있어서 범랑질과 가장 가깝지만 도플러 효과에 영향을 미치는 다른 인자인 음향 임피던스의 측면에서는 두 배 가까운 차이가 있어 적합하지 못하다.
- [0032] 여기서, 본 발명의 혈류 팬텀(10)에 사용되는 유리 슬라이드(30)의 조성은 중요하지 않은데, 이는 유리의 조성이 약간 다르더라도 음향적 물성의 특성이 동등하면 동등한 결과를 얻을 수 있기 때문이다.
- [0033] 이러한 관점에서 치과용 도플러 초음파 기기의 측정 결과에 가장 큰 영향을 미치는 음속과 음향 임피던스가 음속은 6025 m/s, 음향 임피던스는 14.9 10⁶ kg/m²s를 기준으로 하여 ±10% 범위 안에 있는 재료의 유리 슬라이드(30)를 사용한다면 상당한 신뢰성으로 치아의 범랑질을 모사하는 것이 가능하다.
- [0034] 나아가 음속과도 관련이 있는 물성인 밀도도 2475 kg/m³을 기준으로 하여 ±10% 범위 안에 있는 재료의 유리 슬라이드(30)를 사용한다면 더욱 바람직할 것이다.
- [0035] 여기서, 유리 슬라이드(30)의 두께는 1.2±0.2 mm 범위 안에 있는 것이 바람직한데, 이는 일반적인 범랑질의 두께를 고려한 것이다.
- [0036] 도 2는 위에서 설명한 혈류 팬텀(10)을 이용한 치과용 도플러 초음파 기기용 혈류 팬텀 시스템(100)의 전체적인 구성을 간략하게 도시한 도면이다.
- [0037] 전술한 혈류 팬텀(10)의 미세 유체 칩(20)에 형성된 유체 입구(24) 및 유체 출구(26)는 모두 도관(112)과 연결되며, 상기 도관(112)의 타단은 혈류 팬텀(10)을 순환하는 유체가 담긴 밀봉된 유체 수용기(110) 안에 꽂아진다. 유체가 흐르는 도관(112)은 내약품성이 우수하고 특성이 안정적인 불소수지(PTFE) 재료의 튜브를 사용할 수 있다.
- [0038] 밀봉된 유체 수용기(110) 안으로는 유체를 흐르게 하는 힘으로서 공압이 작용하게 되는데, 이 공압은 혈압의 맥동을 모사한 삼각파형의 맥동 파로 공급되는 것이 바람직하다. 예를 들면, 심장의 박동수와 비슷한 1 Hz 주파수의 맥동 파로 압축공기를 공급할 수 있다.
- [0039] 이러한 맥동 파를 만들기 위해, 본 발명의 혈류 팬텀 시스템(100)에는 압력 발생기(130)가 구비되며, 이 압력 발생기(130)는 압축공기를 만드는 에어 컴프레서(132) 및 저장된 압축공기의 흐름을 제어하는 압력 제어기(134)로 구성된다. 본 발명의 일 실시형태에서, 압력 제어기(134)로는 프랑스 'Elveflow'사의 모델명 'OB1-MK3'의 압력 제어기(134)를 사용하였으며, 이 압력 제어기(134)는 압력 크기와 주파수, 압력 파형 등을 프로그램하여 제어할 수 있다. 즉, 압력 제어기(134)와 함께 제공되는 소프트웨어를 사용하여 원하는 맥동 파를 디자인하는 것은 물론 후술할 미세 유체 센서(120)를 통해 측정되는 압력이나 유량 등을 실시간으로 관찰할 수 있다.
- [0040] 동력원인 압력 발생기(130)에 의해 도관(112)을 흐르게 되는 유체의 흐름을 측정하는 미세 유체 센서(120)가 도관(112) 상에 설치된다. 미세 유체 센서(120)를 통해 유체의 압력이나 유량이 측정되며, 특히 본 발명에서는 유체의 유량(flow rate)을 측정하고 이 유량을 미세 유체 채널(22)의 단면적으로 나누어서 유체의 속도를 계산하게 된다.
- [0041] 이러한 혈류 팬텀 시스템(100)에는 제어 컴퓨터(140)가 포함되며, 이 제어 컴퓨터(140)는 압력 발생기(130)의 운전을 제어하는 것은 물론 미세 유체 센서(120)로 감지된 유체의 흐름에 대한 데이터를 취득하는 등 혈류 팬텀 시스템(100) 전체를 관리하는 역할을 한다.
- [0042] 여기서, 본 발명은 혈류 팬텀(10)을 순환하는 유체로서 실제 혈액(희석 혈액)이 아닌 혈액 모방 유체를 사용할 수 있는데, 이는 실제 혈액의 시료로서의 수명이 매우 짧은 점을 고려한 것이다. 혈액 모방 유체는 점성과 음속 등의 유체 특성이 혈액과 유사해야 하는데, 특히 초음파 도플러 측정을 좌우하는 산란입자가 중요하다. 혈액에서의 산란입자는 적혈구인데, 혈액 모방 유체에는 그 산란 특성이 유사한 나일론 입자가 포함되는 것이 바람직

하다. 이러한 초음파 도플러 측정을 위한 혈액 모방 유체로서는 미국 'CIRS Inc.'사의 '모델 046' 혈액 모방 유체(BMF)를 사용할 수 있다.

[0043] 도 2와 같이 혈류 팬텀 시스템(100)을 구성하면 상용화된 범용 도플러 초음파 기기(200)를 치과용도로 전용할 때의 유효성을 검증하는 것은 물론 측정의 정확성을 보정할 수 있게 된다. 즉, 압력 발생기(130)에 의해 제어된 맥동 파의 유량을 미세 유체 센서(120)로 측정하여 이 유체의 속도를 정확히 계산할 수 있기 때문에, 이 제어된 속도 값과 치아를 모사한 혈류 팬텀(10)을 통해 범용 도플러 초음파 기기(200)로 측정된 속도 값을 상호 비교함으로써 범용 도플러 초음파 기기(200)의 치과용도로서의 성능을 평가할 수 있게 된다.

[0044] 상용화된 범용 도플러 초음파 기기(200)의 성능을 다각도로 평가하고자 15 종류의 유동 패턴 각각에 대해 5회씩 총 75번을 측정하고, 각 유동 패턴에 있어 각 유속의 최고치, 평균치 및 최저치에 대한 선형 회귀 분석을 수행하였다. 아래의 표 2는 실험에 사용된 15 종류의 유동 패턴을 정리한 것이다.

표 2

압력범위(mbar)		최고 속도(cm/s)		최저 속도(cm/s)	
최저	최고	평균	표준편차	평균	표준편차
0	50	3.343	0.013	0.425	0.003
0	40	2.748	0.014	0.405	0.003
0	30	2.019	0.008	0.384	0.002
0	20	1.305	0.096	0.359	0.006
0	10	0.675	0.009	0.322	0.005
10	50	3.281	0.022	0.820	0.007
10	40	2.608	0.011	0.810	0.005
10	30	1.916	0.029	0.790	0.009
10	20	1.243	0.012	0.755	0.005
20	50	3.303	0.018	1.526	0.008
20	40	2.642	0.021	1.503	0.004
20	30	2.008	0.009	1.486	0.005
30	50	3.168	0.019	2.008	0.010
30	40	2.442	0.065	1.934	0.052
40	50	3.012	0.025	2.479	0.020

[0046] 표 2에 정리된 각 유동 패턴에 대한 5회씩의 반복 실험 결과를 보면 그 표준편차가 상당히 작다는 것을 확인할 수 있으며, 이는 압력 발생기(130)가 충분한 정밀도의 재현성이 있음을 보여준다.

[0047] 위와 같은 15종류의 각 유동패턴을 범용 도플러 초음파 기기(200)로 측정하였다. 여기서, 범용 도플러 초음파 기기(200)의 트랜스듀서(210)는 혈류 팬텀(10)의 유리 슬라이드(30) 위에 접촉하여야 하는데, 이는 혈류 팬텀(10)의 유리 슬라이드(30)가 치아의 범랑질을 모사한 것이기 때문이다. 측정시 유리 슬라이드(30) 위에는 초음파 젤을 약간 바르고 범용 도플러 초음파 기기(200)의 트랜스듀서(210)를 접촉시키며, 측정의 신뢰성을 위해 트랜스듀서(210)는 지그를 사용하여 일정한 각도(예를 들어, 60°)로 고정하는 것이 좋다.

[0048] 도 3은 도 2의 혈류 팬텀 시스템(100)을 이용하여 범용 도플러 초음파 기기(200)로 측정된 혈류 속도에 대한 선형 회귀 분석 결과를 도시한 그래프이다. 참고로 본 발명에서는 통계 분석시의 모든 유의 수준을 0.05로 설정하였다.

[0049] 도 3의 (a)~(c)는 각각 범용 도플러 초음파 기기(200)로 측정된 혈류 팬텀(10)에서의 혈류 속도에 대한 최고, 평균 및 최저값을 선형 회귀 분석한 결과를 보여준다.

[0050] 측정된 혈류 속도에 대한 최고, 평균 및 최저값을 선형 회귀 분석해 보면, 각각에 대한 결정계수(r)는 0.94, 0.98 및 0.996(유의확률 p는 모두 0.001 미만)으로서 실험에 사용된 범용 도플러 초음파 기기(200)가 치아 내부의 혈류를 측정함에 있어서도 넓은 압력 범위에 걸쳐 선형성이 상당히 우수하게 유지됨을 확인할 수 있다.

[0051] 그리고, 도 4는 혈류 팬텀 시스템(100)을 이용하여 범용 도플러 초음파 기기(200)로 측정된 혈류 속도와 제어된 혈류 속도를 대상으로 한 블랜드-알트만(Bland-Altman) 분석 결과를 도시한 그래프이다. 도 4의 (a)~(c) 역시 범용 도플러 초음파 기기(200)로 측정된 혈류 팬텀(10)에서의 혈류 속도에 대한 최고, 평균 및 최저값을 대상으로 한 것이다.

[0052] 도 4의 결과를 보면, 실험에 사용된 범용 도플러 초음파 기기(200)는 최고, 평균 및 최저 혈류속도에 대해 각각 1.69, 2.00 및 2.23 cm/s 씩 과대 측정하고 있음을 검증할 수 있다. 이런 결과는 혈류 속도가 증가함에 따라 범용 도플러 초음파 기기(200)의 측정 편차 또한 함께 증가하는 경향을 보여주는데, 이런 실험 결과를 바탕으로 하여 실험에 사용된 범용 도플러 초음파 기기(200)를 치아 내부의 혈류를 측정하기에 적합하도록 보정하는 것이 가능해진다.

[0053] 이러한 보정의 정확성은 임상 시험을 좀더 누적하면 할수록 더욱 좋은 결과를 보증할 수 있을 것이다.

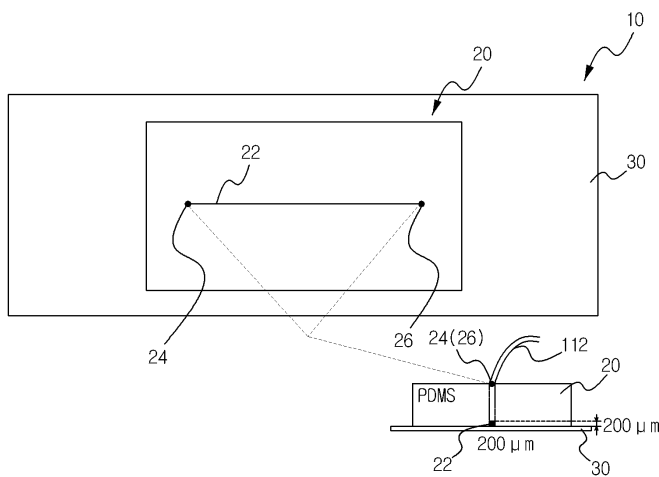
[0054] 이상 본 발명의 바람직한 실시예 및 실시형태가 도시되고 설명되었지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 당업자라면 본 발명의 원칙이나 정신에서 벗어나지 않으면서 본 실시예를 변형할 수 있음을 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 권리범위는 청구항의 기재내용과 그 균등물에 의해 정해질 것이다.

부호의 설명

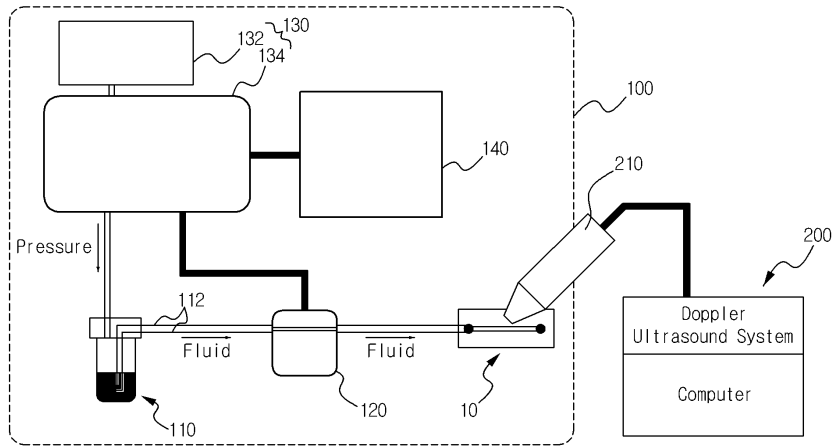
- [0055] 10: 혈류 팬텀 20: 미세 유체 칩
- 22: 미세 유체 채널 24: 유체 입구
- 26: 유체 출구 30: 유리 슬라이드
- 100: 혈류 팬텀 시스템 110: 유체 수용기
- 112: 도관 120: 미세 유체 센서
- 130: 압력 발생기 132: 에어 컴프레서
- 134: 압력 제어기 140: 제어 컴퓨터
- 200: 범용 도플러 초음파 기기
- 210: 트랜스듀서

도면

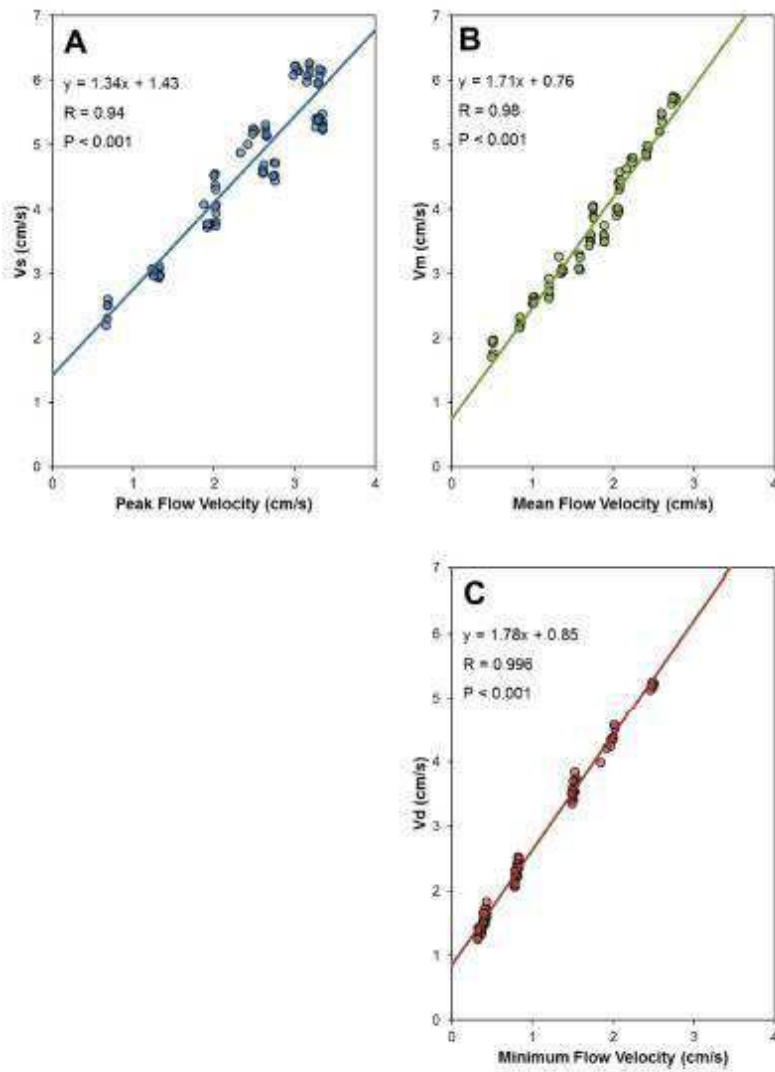
도면1



도면2

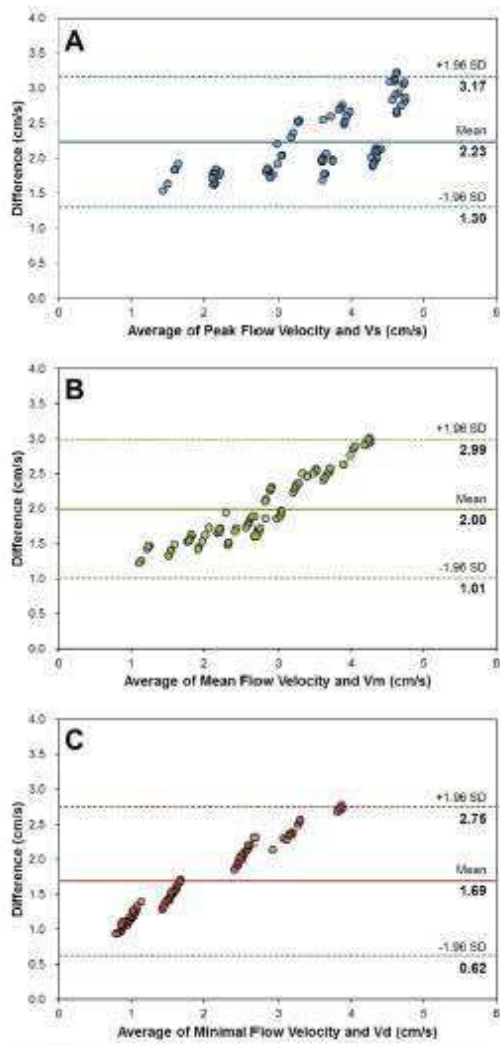


도면3



Vs, systolic peak velocity; Vm, mean velocity; Vd, end diastolic velocity

도면4



Vs, systolic peak velocity; Vm, mean velocity; Vd, end diastolic velocity

专利名称(译)	用于牙科多普勒超声装置的血流模型和包括其的幻像系统		
公开(公告)号	KR1020180089125A	公开(公告)日	2018-08-08
申请号	KR1020170013816	申请日	2017-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	产学合作基金会，延世大学		
[标]发明人	KIM DO HYUN 김도현 PARK SUNG HO 박성호		
发明人	김도현 박성호		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/587 A61B8/488 A61B8/06		
代理人(译)	Yunbyeongguk Yiyounggyu		
其他公开文献	KR101907672B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

所公开的发明包括流体入口，其与其被蚀刻的微流体通道的两端和微流体芯片连通，并且玻璃载玻片作为本发明涉及牙科诊所多普勒超声波用于机械和工具的血流模型，使得一侧微流体通道暴露于表面，声速为 6025m/s ，声阻抗特别明显，载玻片的物理性能基于 $14.9 \times 10^6 \text{ kg/m}^2$ ，在 $\pm 10\%$ 范围内。关于与微流体通道的两端连通的流体入口，将其蚀刻并且形成微流体芯片，流体出口。将玻璃载玻片焊接在上述形成的微流体芯片的表面上，以覆盖微流体通道的暴露表面。

