



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0083273
(43) 공개일자 2008년09월17일

(51) Int. Cl.

A61B 18/00 (2006.01) A61B 17/32 (2006.01)

A61B 17/22 (2006.01) B06B 3/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-7013991

(22) 출원일자 2008년06월11일

심사청구일자 없음

번역문제출일자 2008년06월11일

(86) 국제출원번호 PCT/US2006/016911

국제출원일자 2006년04월27일

(87) 국제공개번호 WO 2007/070081

국제공개일자 2007년06월21일

(30) 우선권주장

11/301,118 2005년12월12일 미국(US)

(71) 출원인

김벌리-클라크 월드와이드, 인크.

미국 위스콘신주 54957-0349 니나 노쓰레이크 스트리트 401

(72) 발명자

엘러트 토마스 데이비드

미국 54956 위스콘신주 니나 엔. 오크우드 에버뉴 9096

브롬필드 조지

미국 84124 유타주 솔트레이크 시티 포튜나웨이 4230

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

양영준, 안국찬

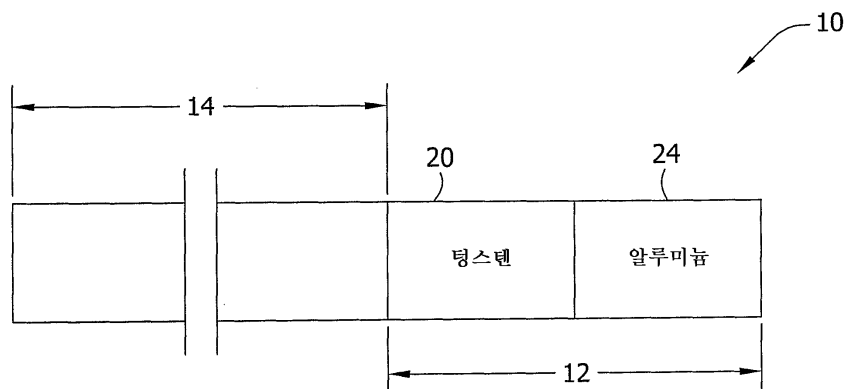
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 중폭 초음파 가이드

(57) 요약

초음파 의료 장치에 사용하기 위한 개선된 속도 이득을 갖는 초음파 가이드가 개시된다. 구체적으로, 상기 초음파 가이드는 높은 음향 임피던스를 갖는 제1 재료와 낮은 음향 임피던스를 갖는 제2 재료를 포함한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

맥니콜스 패트릭 선

미국 54944 위스콘신주 호튼빌 그린데일 로드
엔2426

스테겔만 노만 알.

미국 54915 위스콘신주 애플톤 에스. 뷰캐넌 스트
리트 1337

특허청구의 범위

청구항 1

초음파 가이드이며,

제1 재료 및 제2 재료를 포함하는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함하고,

상기 제1 재료는 상기 제2 재료에 비해 높은 음향 임피던스를 갖는, 초음파 가이드.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제1 재료는 구리, 금, 철, 폴리브텐, 모넬, 니켈, 백금, 강철, 스테인리스강, 텅스텐 및 우라늄을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 가이드.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 제2 재료는 알루미늄, 베릴륨, 황동, 카드뮴, 납, 마그네슘, 수은, 은, 주석, 티타늄 및 아연을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 가이드.

청구항 4

제1항에 있어서, 약 1.5 내지 약 6.0의 속도 이득을 발생시킬 수 있는, 초음파 가이드.

청구항 5

제1항에 있어서, 약 1500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는, 초음파 가이드.

청구항 6

초음파 의료 장치이며,

반파장 초음파 가이드와 결합된 반파장 공명 변환기를 포함하고,

상기 반파장 초음파 가이드는 제1 1/4파장 재료와 제2 1/4파장 재료를 포함하는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함하고,

상기 제1 1/4파장 재료는 상기 제2 1/4파장 재료에 비해 높은 음향 임피던스를 갖는, 초음파 의료 장치.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 제1 재료는 구리, 금, 철, 폴리브텐, 모넬, 니켈, 백금, 강철, 스테인리스강, 텅스텐 및 우라늄을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 의료 장치.

청구항 8

제6항에 있어서, 상기 제2 재료는 알루미늄, 베릴륨, 황동, 카드뮴, 납, 마그네슘, 수은, 은, 주석, 티타늄 및 아연을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 의료 장치.

청구항 9

제6항에 있어서, 약 1.5 내지 약 6.0의 속도 이득을 발생시킬 수 있는, 초음파 의료 장치.

청구항 10

제6항에 있어서, 약 1500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는, 초음파 의료 장치.

청구항 11

제6항에 있어서, 상기 반파장 공명 변환기는 커넥터에 의해 상기 반파장 초음파 가이드와 결합되는, 초음파 의료 장치.

청구항 12

제6항에 있어서, 상기 초음파 의료 장치는 초음파 외과용 메스, 수정체유화장치 및 연한 조직 흡인기를 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 의료 장치.

청구항 13

제6항에 있어서, 상기 반파장 공명 변환기는 제1 재료, 제2 재료 및 압전기 결정을 포함하는 복합 변환기인, 초음파 의료 장치.

청구항 14

초음파 가이드이며,

제1 재료와 제2 재료를 포함하는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함하고,

상기 제1 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 이상의 음향 임피던스를 갖고, 상기 제2 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 미만의 음향 임피던스를 갖는, 초음파 가이드.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 제1 재료는 구리, 금, 철, 몰리브덴, 모넬, 니켈, 백금, 강철, 스테인리스강, 텅스텐 및 우라늄을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 가이드.

청구항 16

제14항에 있어서, 상기 제2 재료는 알루미늄, 베릴륨, 황동, 카드뮴, 납, 마그네슘, 수은, 은, 주석, 티타늄 및 아연을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 가이드.

청구항 17

제14항에 있어서, 약 1.5 내지 약 6.0의 속도 이득을 발생시킬 수 있는, 초음파 가이드.

청구항 18

제14항에 있어서, 약 1500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는, 초음파 가이드.

청구항 19

초음파 의료 장치이며,

반파장 초음파 가이드와 결합된 반파장 공명 변환기를 포함하고,

상기 반파장 초음파 가이드는 제1 1/4파장 재료와 제2 1/4파장 재료를 포함하는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함하고,

상기 제1 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 이상의 음향 임피던스를 갖고, 상기 제2 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 미만의 음향 임피던스를 갖는, 초음파 의료 장치.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 제1 재료는 구리, 금, 철, 몰리브덴, 모넬, 니켈, 백금, 강철, 스테인리스강, 텅스텐 및 우라늄을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 의료 장치.

청구항 21

제19항에 있어서, 상기 제2 재료는 알루미늄, 베릴륨, 황동, 카드뮴, 납, 마그네슘, 수은, 은, 주석, 티타늄 및 아연을 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 의료 장치.

청구항 22

제19항에 있어서, 약 1.5 내지 약 6.0의 속도 이득을 발생시킬 수 있는, 초음파 의료 장치.

청구항 23

제19항에 있어서, 약 1500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는, 초음파 의료 장치.

청구항 24

제19항에 있어서, 상기 반파장 공명 변환기는 커넥터에 의해 상기 반파장 초음파 가이드와 결합되는, 초음파 의료 장치.

청구항 25

제19항에 있어서, 상기 초음파 의료 장치는 초음파 외과용 메스, 수정체유화장치 및 연한 조직 흡인기를 포함하는 군으로부터 선택되는, 초음파 의료 장치.

명세서

기술 분야

- <1> 본 개시 내용은 대체로 개선된 초음파 가이드에 관한 것이다. 특히, 본 개시 내용은 초음파 외과용 메스(scalpels), 수정체유화장치(phacoemulsifiers), 연한 조직 흡인기(soft tissue aspirators) 및 그 밖의 초음파 외과용 기구 등과 같은 초음파 의료 장치에 사용되기 적합한 개선된 증폭 및 감소된 모드 결합(modal coupling)을 갖는 초음파 가이드에 관한 것이다.

배경 기술

- <2> 많은 현대의 외과 절차는 통상적으로 20kHz와 60kHz 사이의 주파수에서 작동하는 초음파를 사용한 외과용 장치의 사용과 관련된다. 이와 같은 장치는 예컨대 신경외과, 일반 외과 및 안과와 같은 많은 외과 전공에 적용된다. 통상적으로 초음파를 사용한 외과용 장치들은 종방향으로 진동하고 환자의 조직에 접촉하게 되는 초음파 어플리케이터에 적용되는 초음파 주파수 진동 에너지를 발생시키는 것으로 알려져 있다. 상기 초음파를 사용한 외과용 장치는, 여러 외과적인 효과 중에서 환자의 접촉 조직을 절단, 단편화 및/또는 응고시킬 수 있다.
- <3> 초음파 외과용 장치는 통상적으로 상기 장치를 제조하는데 사용되는 재료의 물리적 특성에 내재된 한계로 인하여 초음파 주파수 진동 에너지를 발생시키는 능력이 제한된다. 예를 들어, 티타늄 합금은 환자의 조직과 접촉하는 초음파 가이드(즉, 초음파 어플리케이터)의 제조에 종종 사용된다. 티타늄 합금은 고유의 피로 강도와 응력의 상한을 가져서, 이를 초과하면 초음파 어플리케이터가 균열 및/또는 파손되어 사용 불가능하게 된다. 추가적인 예로서, 공급된 전기 동력이 초음파 주파수 진동 에너지로 변환하는 초음파 변환기와 같이 사용될 경우 상기 초음파 가이드는 계단식-감소 형태(steppped-down fashion)로 제조될 수 있으며; 즉, 상기 변환기의 직경이 기하학적으로 계단식으로 감소하도록 제조될 수 있다. 상기 변환기의 더 작은 직경 단부가 계단식 감소에 의해 대체로 더 큰 진폭을 갖고 따라서 더 큰 침단부(tip) 속도를 갖기 때문에 계단부에 상당한 응력을 초래할 수 있으며 이는 결과적으로 에너지의 비효율적 전달, 상기 변환기의 과열 및 파손 위험도의 증가를 초래할 수 있다.
- <4> 또한, "모드 결합(modal coupling)"으로 불리는 현상도 초음파를 사용하는 외과용 장치 성능의 한계를 짓는 원인이 된다. 모드 결합은 초음파를 사용하는 외과용 장치의 초음파 가이드의 진동 진폭이, 원하는 공명 주파수에서의 초음파 주파수 진동 에너지가 통상 "기생 모드(parasitic mode)"로 지칭되는 진동의 다른 모드들과 결합되는 레벨까지 증가되면 발생한다. 진동의 상기 기생 모드는 상기 시스템의 설계에 따라 낮은 주파수, 근방 주파수, 또는 높은 주파수일 수 있다. 진동의 기생 모드는 종방향 모드 또는 횡방향 모드이거나, 더 복잡한 결합 모드일 수 있다. 모드 결합은 상기 초음파 가이드가 특정 초음파를 사용한 외과용 장치의 공명 주파수에서의 하나의 파장보다 더 큰 길이의 긴 프로브 또는 카테터일 경우에 특히 문제되나; 모드 결합은 하나의 파장보다 짧은 초음파 가이드와, 예를 들어 편평하거나 볼록한 방사상 표면과 같이 프로브 형상이 아닌 초음파 가이드에서도 발생할 수 있다.
- <5> 초음파를 사용하는 외과용 장치가 직면하는 가장 통상적인 종류의 모드 결합은 낮은 또는 근방 주파수의 횡방향 모드에 의한 자극(stimulation)이며, 이는 초음파 가이드가 원하는 종방향 진동 모드와 원하지 않는 횡방향 진동 모드로 동시에 진동하게 한다. 이와 같은 종류의 결합된 진동은 상기 초음파 가이드를 파손시키기에 충분한 응력을 상기 초음파 가이드 재료에 가할 수 있다.
- <6> 또한, 높은 진동 진폭에서 작동하는 초음파를 사용하는 외과용 장치는, 주로 초음파 변환기에서만 아니라, 초음파 어플리케이터의 진동으로 인한 내부 마찰과 그 밖의 손실 때문에 초음파 어플리케이터의 초음파 가이드의 재료에서도 원하지 않는 열을 생성할 수 있다. 통상적인 절차에서 상기 초음파 변환기가 과열되면, 초음파 변

환기의 강제 공냉 또는 수냉과 같은 능동적인 냉각이 요구되며, 이는 추가적인 공급을 필요로 하여 상기 초음파를 사용하는 외과용 기구(handpiece)를 더 비싸고 번거롭게 한다. 또한, 상기 초음파 어플리케이터가 너무 뜨거워지면, 결과적으로 불필요한 핫 스폿(hot spot) 또는 활성화 영역(active zone)을 초래하여 환자의 조직을 손상시킬 수 있다.

- <7> 상술한 바에 따라서, 초음파를 사용하는 의료 장치 및 초음파를 사용하는 의료 장치에 사용되는 초음파 가이드는 크게 감소된 응력 및 열 생성을 가지면서도 양호한 증폭을 갖는 것이 요구된다. 또한, 상기 초음파 가이드는 모드 결합의 위험이 감소될 것이 요구된다.

발명의 상세한 설명

- <8> 본 개시 내용은 개선된 증폭을 갖고 크게 감소된 응력과 열 생성을 갖는 신규한 초음파 가이드에 관한 것이다. 또한, 상기 초음파 가이드는 감소된 모드 결합 위험성을 갖는다. 통상적으로, 상기 초음파 가이드는 두 개 이상의 재료를 열간 정수압 성형(hot isostatic pressing)(HIP) 공정에 의해 균일한 단면을 갖도록 형성한 구성품 몸체를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 상기 개선된 초음파 가이드는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함한다. 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 더 큰 음향 임피던스(acoustic impedance)를 갖는 제1 재료와 더 작은 음향 임피던스를 갖는 제2 재료를 포함한다. 상기 개선된 가이드는 초음파를 사용하는 외과용 메스, 수정체유화장치 및 연한 조직 흡인기 등의 초음파를 사용하는 의료 장치에 사용될 수 있다. 또한, 상기 개선된 가이드는 다른 공지된 초음파 기구에 사용될 수 있다.
- <9> 이와 같이, 본 개시 내용은 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 갖는 초음파 가이드에 관한 것이다. 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 제1 재료와 제2 재료를 포함한다. 제1 재료는 제2 재료에 비해 더 큰 음향 임피던스를 갖는다.
- <10> 본 발명의 개시 내용은 나아가 반파장 초음파 가이드와 결합된 반파장 공명 변환기를 포함하는 초음파를 사용하는 의료 장치에 관한 것이다. 상기 반파장 초음파 가이드는 제1 1/4파장 재료와 제2 1/4파장 재료를 포함하는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함한다. 상기 제1 재료는 상기 제2 재료에 비해 더 큰 음향 임피던스를 갖는다.
- <11> 본 발명의 개시 내용은 나아가 열간 정수압 성형에 의해 형성된 구성품 몸체를 포함하는 초음파 가이드에 관한 것이다. 상기 열간 정수압 성형에 의해 형성된 구성품 몸체는 제1 재료와 제2 재료를 포함한다. 상기 제1 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 이상의 음향 임피던스를 갖는다. 상기 제2 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 미만의 음향 임피던스를 갖는다.
- <12> 본 발명의 개시 내용은 나아가 반파장 초음파 가이드와 결합된 반파장 공명 변환기를 포함하는 초음파를 사용하는 의료 장치에 관한 것이다. 상기 반파장 초음파 가이드는 제1 1/4파장 재료와 제2 1/4파장 재료를 포함하는 열간 정수압 성형에 의해 형성된 구성품 몸체를 포함한다. 상기 제1 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 이상의 음향 임피던스를 갖고, 상기 제2 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 미만의 음향 임피던스를 갖는다.
- <13> 본 개시 내용의 다른 특징들은 이하 본원에서 부분적으로는 명확하고 부분적으로는 구체적으로 기재될 것이다.

실시예

- <19> 본 개시 내용은 대체로 개선된 증폭을 갖는 초음파 의료 장치에 적합한 초음파 가이드에 관한 것이다. 사용 중에, 본 개시 내용의 상기 초음파 가이드는 종래의 초음파 가이드에 비하여 감소된 응력과 감소된 열 생성을 보인다. 또한, 본 개시 내용에 의한 초음파 가이드는 증가된 진동 진폭의 경우에도 모드 결합 현상을 나타내는 경향이 적다. 이와 같이, 본원에 기재된 상기 초음파 가이드가 초음파 의료 장치에 사용되면, 상기 장치는 더 높은 에너지 효율을 가지며 환자의 조직을 손상시킬 위험도는 감소한다.
- <20> 초음파 가이드는 초음파 의료 장치 또는 다른 초음파 기구들에서 하나 또는 그 이상의 부품으로 사용될 수 있다. 통상적으로, 상기 초음파 가이드는 상기 초음파 변환기로부터 상기 외과 작업 위치(즉, 초음파 어플리케이터)로 속도 이득을 제공하거나, 다르게는, 결합된 일련의 반파장 단위이득 공명 섹션에 의해 원격 위치로 초음파 에너지를 전달하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서, 상기 초음파 가이드는 초음파 공명 변환기에 결합된 반파장 초음파 가이드이며, 상기 변환기로부터 작업 위치로 속도 이득을 제공하기 위한 것이다. 다른 실시예에서, 일련의 반파장 초음파 가이드들은 내시경 외과용 절차를 위한 초음파 외과용 메스에 사용되는

경우와 같이, 초음파 에너지를 전달하기 위해 서로 결합된다.

- <21> 본 개시 내용에 기재된 바와 같은 초음파 공명 변환기(14)에 결합된 초음파 가이드(12)를 포함하는 예시적인 초음파 조립체(10)가 도1에 개략적으로 도시된다. 즉, 도1은 균일한 단면적을 갖는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 구비한 반파장 초음파 가이드(12)를 도시한다. 도1에 도시된 바와 같이, 본 실시예의 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 높은 음향 임피던스를 갖는 제1 재료로 만들어진 선단 1/4파장 섹션(20)과 낮은 음향 임피던스를 갖는 제2 재료로 만들어진 말단 1/4파장 섹션(24)을 포함한다.
- <22> 직경, 질량, 폭, 두께 및 구조와 같은 상기 초음파 가이드의 변수들은 엄밀한 임계값을 갖는 것은 아니며, 상기 초음파 가이드가 사용되는 초음파 의료 장치 또는 다른 초음파 부품의 종류에 의존한다. 상기 물리적 변수들은 상기 초음파 가이드가 공명하고 진동하는 특정 주파수 및 진폭을 결정한다. 특히, 예를 들어 초음파 가이드와 같은 음향 장치의 직경, 질량, 두께, 전체적인 구조 등의 물리적 변수들은 상기 가이드가 원하는 모드, 즉 주어진 조건에 따른 기본 공명 모드에서 특정의 주파수와 원하는 진폭을 갖고 공명하도록 선택될 수 있다. 예를 들어, 물리적 변수들을 조절함으로써 원하는 모드에서 원하는 주파수로 진동하게 할 수 있으며, 출력 진폭 대 입력 진폭의 비율로 계산되는 속도 이득도 물리적 변수들을 조절함으로써 조절될 수 있다는 것이 알려져 있다.
- <23> 상술한 바와 같이, 본 개시 내용의 상기 초음파 가이드는 개선된 증폭을 가지며, 이는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 형성하기 위해 높은 음향 임피던스를 갖는 제1 재료와 낮은 음향 임피던스를 갖는 제2 재료를 사용하는 것을 통해, 개선된 속도 이득을 추가적으로 발생시킨다. 하나의 특정 실시예에서, 상기 제1 재료는 금속이며 상기 제2 재료는 제1 재료와 다른 금속이다.
- <24> 제1 재료는 높은 음향 임피던스를 갖는다. 일 실시예에서, 상기 제1 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 이상의 음향 임피던스를 갖는다. 보다 적합하게, 본 실시예의 상기 제1 재료는 약 $100 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 이상의 음향 임피던스를 갖는다.
- <25> 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체에 사용되기 위한 제1 재료는 구리, 금, 철, 몰리브덴, 모넬, 니켈, 백금, 강철, 스테인리스강, 텅스텐 및 우라늄을 포함하는 군으로부터 적합하게 선택할 수 있다. 하나의 특히 바람직한 제1 재료는 텅스텐이다.
- <26> 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체에 적합하게 사용되기 위한 제2 재료는 상기 제1 재료에 비해 낮은 음향 임피던스를 갖는다. 예를 들어, 일 실시예에서, 상기 제2 재료는 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 미만의 음향 임피던스를 갖는다. 상기 제2 재료로 사용되는 적합한 재료는 예를 들어 알루미늄, 베릴륨, 황동, 카드뮴, 납, 마그네슘, 수은, 은, 주석, 티타늄 및 아연을 포함한다. 하나의 특히 바람직한 제2 재료는 알루미늄이다.
- <27> 상술한 바와 같이, 본 개시 내용의 초음파 가이드는 종래의 초음파 가이드에 비해 개선된 증폭 특성을 갖는다. 통상적으로, 초음파 증폭은 줄리안 프레데릭(Julian Frederick)의 "초음파 공학(Ultrasonic Engineering)", 와일리, 1965년 판에 설명된 이론 및 수식에 의해 결정할 수 있다. 구체적으로, 두 개의 상이한 재료를 사용하여 초음파 가이드에서 얻을 수 있는 이동의 초음파 증폭은 다음의 수식을 통해 주어지며:
- <28>
$$M = (\rho_1 c_1) / (\rho_2 c_2)$$
- <29> 또는
- <30>
$$M = \sqrt{(E_1 \rho_1 / E_2 \rho_2)}$$
- <31> ρ_1 , c_1 , 및 E_1 은 한 재료의 밀도, 음속(bar) 및 영의 계수이며, ρ_2 , c_2 , 및 E_2 은 다른 재료의 대응되는 값들이다. ρc 및 $E \rho$ 에는 $\rho_1 c_1 > \rho_2 c_2$ 및 $E_1 \rho_1 > E_2 \rho_2$ 의 관계를 갖도록 아래첨자가 부여되었다. 이와 같이, 밀도와 영의 계수의 차이에 의해 초음파 가이드의 다른 쪽 단부에 비해 한 쪽 단부의 변위 또는 속도의 증가를 얻을 수 있음이 명백하다.
- <32> 더 작은 밀도를 갖는 단부는, 두 개의 상이한 재료를 이용하여 구성된 초음파 가이드인 경우에 두 개의 단부가 동일한 재료로 되어 있을 때에 비해 더 큰 진폭을 갖고 진동할 것이므로, 증폭은 밀도가 더 높은 제1 재료와 밀도가 더 낮은 제2 재료를 이용하여 증가시킬 수 있다. 이와 같은 구성을 갖는 상기 초음파 가이드는 대체로 더 높은 증폭을 가질 것이며, 따라서 환자의 조직과 접촉하는 단부에 더 높은 속도 이득을 제공할 것이다.
- <33> 상술한 바와 같이, 상기 초음파 가이드의 개선된 증폭은 출력 진폭 대 입력 진폭의 비율로 계산되는 속도 이득

을 개선시킬 것이다. 본 개시 내용의 상기 초음파 가이드는 적합하게는 약 1.5 내지 약 6.0의 속도 이득을 발생시킬 수 있다. 더 적합하게는, 상기 초음파 가이드는 약 1.8 내지 약 5.9의 속도 이득을 발생시킬 수 있으며, 또한 더 적합하게는 약 1.8 내지 약 4.0의 속도 이득을 발생시킬 수 있다.

<34> 본 개시 내용의 초음파 가이드는 적합하게는 균일한 단면적 특징을 갖는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함한다. 이와 같은 구조의 결과로서, 상기 초음파 가이드는 종래의 계단식-감소형 초음파 가이드에 비해 더 작은 내부 응력을 갖는다. 초음파 가이드의 내부 응력은 상업적으로 유통되는 피에조 트랜스[®](Piezo Trans[®]) 소프트웨어(피에조인노베이션스(PiezoInnovations)에서 유통됨)와 같은 컴퓨터 모델링 프로그램에 의해 결정될 수 있다. 구체적으로, 종래 가이드 또는 혼(horn)의 계단부의 내부 응력에 비해 상기 초음파 가이드의 제1 재료 및 제2 재료 사이의 확산접합(diffusion bonded) 연결부의 내부 응력이 더 작다.

<35> 적합하게는, 본 개시 내용의 상기 초음파 가이드는 약 1500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는다. 더 적합하게는, 본 개시 내용의 상기 초음파 가이드는 약 1000 Mpa 미만의 내부 응력을 가지며, 보다 더 적합하게는 약 500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는다. 바람직하게는, 본 개시 내용의 상기 초음파 가이드는 약 150 Mpa 내지 약 500 Mpa의 내부 응력을 갖는다.

<36> 균일한 단면에 더하여, 상세하게 후술하는 바와 같이 열간 정수압 성형되는 상기 구성품 몸체는, 열간 정수압 성형에 의해 임의 방향의 입자 배열과 등방성 미세구조를 가지므로, 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 임의 방향으로의 바람직한 배열을 갖지 않아서 약 20kHz 내지 약 60kHz의 주파수에서 여기(excitation)되는 경우에 모든 방사상 방향으로 균일하게 확장 및 수축하게 된다. 임의의 하나의 방향으로 바람직한 입자 배열을 갖지 않고 입자의 방향적 배열이 실질적으로 등방성이며 임의적인 것은, 열간 정수압 성형에 의해 형성된 구성품 몸체를 만들어내며, 궁극적으로는 불균일하게 다양한 방향으로 확장하는 단조(forged) 부품과 비교하여 상대적으로 모든 방사상 방향으로 균일하게 확장하는 초음파 가이드를 만들어낸다. 이와 같이 상대적으로 더 균일한 확장 특성에 의해 결과적으로 수행되는 작업의 균일성이 향상된다. 구체적으로, 개선된 균일성은 환자의 조직을 손상시키는 결과를 초래할 수 있는 불필요한 핫 스폿 또는 활성화 영역을 방지할 수 있다.

<37> 본 개시 내용의 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 기계적 작업이 수행되는 특정 물리적 실시예에서, 유지 관리 요건이 완화되는 특징을 가질 수 있으며, 이는 확장과 수축의 균일성에 의해 실질적으로 상이한 충돌힘을 갖는 면이 없기 때문에 작업 표면의 마모와 변형이 감소되기 때문이다.

<38> 본원에 기재된 상기 가이드의 추가적인 장점은 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체의 동조 필요성을 제거하거나 실질적으로 감소시킬 수 있는 점이다. 특히, 열간 정수압 성형되어 통합된(HIP-consolidated) 미세구조는 단조 미세구조에 비해 부품에서 부품으로 전달되는 더 일관된 공명 작동 주파수를 갖는다는 것이 밝혀졌다. 이와 같이, 열간 정수압 성형되어 통합된 초음파 가이드 또는 일정한 소정의 직경 구조를 갖는 다른 부품은, 더욱 일관되고 예측 가능하게, 예를 들어 20,000 Hz의 공명 작동 주파수를 가질 것이다. 이에 따라, 20,000 Hz를 갖는 가이드 또는 다른 부품은 직접적으로 소정의 구조로 단순하게 가공하여 신뢰 가능하게 제조할 수 있으며, 더 크게 제조하고 적절한 주파수를 달성할 때까지 직경을 감소시키기 위해 단계적으로 가공할 필요가 없다. 이는 단조 입자의 크기 분포와 입자 배열과는 달리, 열간 정수압 성형되어 통합된 재료의 입자 크기의 분포 및 입자 배열이, 이어지는 부품에 따라 실질적으로 변하지 않기 때문인 것으로 믿어진다.

<39> 본 개시 내용의 부품들의 제조를 위해 열간 정수압 성형에 의한 통합이 특히 적합함이 밝혀졌으며, 이는 소결에 수반되는 밀도 손실 없이 종래의 금속 분말 소결의 등방성 미세구조를 얻을 수 있고, 단조의 비등방성 미세구조를 갖지 않으면서 단조의 밀도를 달성할 수 있기 때문이다.

<40> 본 개시 내용의 상기 가이드의 추가적인 장점은 단조 부품에 종종 존재하는 불필요한 작동 모드의 결합을 피할 수 있다는 것이다. 특히, 단조 부품의 입자의 방향적 배열은 결과적으로 여기에 의한 하나 이상의 포텐셜 확장 또는 수축 모드의 결합 또는 연동(linkage)을 초래한다. 특정 작동 조건 하에서는 이와 같은 모드가 하나 이상 나타날 수 있으며, 이는 불균일한 확장 및 수축을 초래한다. 어떤 경우에 있어서, 많은 수의 모드가 결합되는 경우, 상기 부품은 작동하지 않아서 폐물(scrap)이 될 수 있다. 높은 방향성을 갖는 강편(billet)으로 단조된 부품은 예를 들어 30%의 폐물 비율을 가질 수 있다. 이와 비교하여, 본 개시 내용의 상기 초음파 가이드의 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는, 하나 이상의 모드의 불필요한 결합을 방지하는 등방성인 미세구조에 의해 오직 하나의 모드에서 작동하며, 상기 모드는 음향 설계 원리에 따라 설계된 것이다.

<41> 본 개시 내용의 상기 가이드의 추가적인 장점은 열간 정수압 성형된 각각의 연속적인 구성품 몸체가 기본적으로 동일한 미세구조를 갖는다는 것이다. 이와 같이, 각각은 기본적으로 동일한 작동 모드를 가질 것이며, 따라서

제조 공정에 예측 가능성을 제공한다. 이와 비교하여, 단조는 각각의 이어지는 단조에 있어서 일관된 미세구조를 갖지 않아서 상기 작동 모드 또는 주된 확장 및 수축 특성이 각각의 이어지는 단조에 따라 변한다.

- <42> 상술한 바와 같이, 상기 초음파 가이드는 초음파 의료 장치에 사용될 수 있다. 본 개시 내용에 의한 초음파 가이드를 포함하는 초음파 의료 장치의 적합한 예는 초음파 외과용 메스, 수정체유화장치, 연한 조직 흡인기 및 다른 초음파 외과용 기구 등을 포함한다.
- <43> 초음파 외과용 메스 등과 같은 초음파 의료 장치들은 대체로 열린의 초음파 가이드를 복수 개 포함한다. 양호한 일 실시예에 있어서, 상기 초음파 의료 장치는 반파장 초음파 가이드와 결합된 반파장 공명 변환기를 포함한다. 상기 반파장 초음파 가이드는 상술한 바와 같이 제1 1/4파장 재료와 제2 1/4파장 재료를 포함하는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함한다. 상기 제1 재료와 제2 재료로는 상술한 바와 같은 재료가 사용된다.
- <44> 상기 초음파 의료 장치가 본원에 기재된 초음파 가이드의 공명 변환기와 같은 다른 초음파 부품과의 결합을 포함하면, 상기 초음파 가이드는 당업계에 공지된 임의의 수단에 의해 상기 다른 부품과 결합될 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서 상기 가이드는 중실 핀 또는 나사못과 같은 커넥터(connector)에 의해 결합될 수 있다. 다른 실시예에서, 상기 초음파 가이드는 금속 융합에 의해 상기 부품을 결합함으로써 생성된 금속 융합 영역을 통해 변환기와 결합될 수 있다. 더욱 상세하게 후술하는 바와 같이, 일 실시예에서 상기 융합 영역은 열간 정수압 성형에 의해 생성될 수 있다.
- <45> 상술한 바와 같은 본 개시 내용의 초음파 가이드를 포함하는 초음파 의료 장치는, 개선된 증폭과 속도 이득을 가지며 상술한 방법에 의해 결정되는 감소된 내부 응력을 갖는다. 구체적으로, 상기 초음파 의료 장치는 약 1.5 내지 약 6.0의 속도 이득을 발생시키며, 더 적합하게는 약 1.8 내지 약 5.9, 또한 더 적합하게는 약 1.8 내지 약 4.0의 속도 이득을 발생시킨다. 또한, 상기 초음파 의료 장치는 약 1500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는다. 더 적합하게는, 본 개시 내용의 상기 초음파 의료 장치는 약 1000 Mpa 미만의 내부 응력을 가지며, 보다 더 적합하게는 약 500 Mpa 미만의 내부 응력을 갖는다. 바람직하게는, 상기 초음파 의료 장치는 약 150 Mpa 내지 약 400 Mpa의 내부 응력을 갖는다.
- <46> 또한, 본 개시 내용은 본원에 기재된 상기 초음파 가이드와 초음파 의료 장치의 제조 방법에 관한 것이다. 예를 들어, 일 실시예에서, 본 개시 내용의 초음파 가이드를 제조하는 방법은: (1) 초음파 가이드의 예비적 형성품(preform)을 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 이상의 음향 임피던스를 갖는 제1 재료와 $40 \times 10^5 (\text{gm/cm}^2 \text{sec})$ 미만의 음향 임피던스를 갖는 제2 재료로 채우는 단계; 그리고 (2) 제1 재료와 제2 재료를 결합하여 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 형성하기 위하여 상기 초음파 가이드 예비 형성품을 열간 정수압 성형하는 단계를 포함한다.
- <47> 상술한 바와 같이, 초음파 가이드를 제조하기 위한 방법의 제1 단계는 초음파 가이드의 예비 형성품을 제1 재료 및 제2 재료로 채우는 단계를 포함한다. 상기 제1 재료 및 제2 재료는 상기 초음파 가이드 예비 형성품을 제조하기 위해 분말 형태, 슬러그 형태, 고체 형태 또는 이들의 조합으로 사용할 수 있다. 상기 제1 및 제2 재료는 당업계에 공지된 임의의 방법으로 상기 예비 형성품에 추가될 수 있다. 일 실시예에서, 상기 초음파 가이드 예비 형성품은 각각 슬러그 형태의 제1 재료 및 제2 재료로 채워진다.
- <48> 일 실시예에서, 상기 초음파 가이드 예비 형성품을 제1 및 제2 재료로 채우는 경우에, 예비 형성품에 상기 제1 재료를 추가하고 이어서 상기 제2 재료를 추가한다. 다른 실시예에서는, 예비 형성품에 상기 제2 재료를 추가하고 이어서 상기 제1 재료를 추가한다.
- <49> 통상적으로, 상기 초음파 가이드 예비 형성품은 필요한 것보다 크게 제조되고, 이어서 원하는 크기로 가공된다. 상기 초음파 가이드 예비 형성품은 당업계에 공지된 임의의 방법으로 가공된다. 적합하게는, 상기 예비 형성품은 반파장 길이 치수를 갖도록 가공된다.
- <50> 상기 초음파 가이드 예비 형성품이 제1 및 제2 재료로 채워진 후에, 상기 예비 형성품은 상기 제1 재료와 제2 재료를 결합하여 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 형성하기 위해 열간 정수압 성형된다. 열간 정수압 성형은, 기저귀와 같은 개인 위생 용품의 제조에 있어서 두 개의 열가소성 재료 시트를 결합하기 위해 사용되는 혼과 같은 초음파 혼의 당업계에 주지되었다. 상술한 바와 같이, 본 개시 내용은 초음파 의료 장치에 사용되는 초음파 가이드의 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 제조하기 위해 열간 정수압 성형을 이용한다.
- <51> 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 제조하기 위한 하나의 적합한 방법은, 상기 열간 정수압 성형에 의해 형성된 구성품 몸체의 표면 전체에 상품용 품질의, 아르곤과 같은 가스를 이용하여 균등하게 압력을 가할 수 있는 압력 용기를 사용하는 것을 포함한다. 상기 압력은 사용된 높은 온도와 함께 조합되어 상기 재료가 이론적

밀도의 적어도 약 95%, 적어도 약 99% 및 약 100%까지의 밀도로 결합되도록 영향을 미친다. 이와 같은 밀도에 의해 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 실질적으로 완전하게 공극이 없는 미세구조를 갖는다. 본원에서 사용된 바와 같이, "실질적으로 공극이 없는"이라는 용어는 미세구조의 95%가 공극 또는 간극이 없는 것을 말한다. 적합하게는, 실질적으로 공극이 없는 미세구조는 98%가 공극 또는 간극이 없으며, 더 적합하게는 99%, 그리고 더 적합하게는 100%가 공극이 없다.

- <52> 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 실질적으로 공극이 없으므로, 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 프리온과 같은 미생물의 오염에 대해 저항성이 더 크다. 이는 초음파 의료 장치와 같이 의료 분야에서 작업할 때에 특히 바람직하다.
- <53> 열간 정수압 성형에 있어서, 본 작동에 사용하기에 적합한 압력은 예를 들어 약 14 ksi 내지 약 16 ksi일 수 있다. 더 적합하게는, 상기 예비 형성품의 열간 정수압 성형에 사용하는 압력은 약 16 ksi이다. 본 작동에 사용되는 온도는 약 760°C(약 1400°F) 내지 약 870°C(약 1600°F)이다. 열간 정수압 성형 단계의 지속 시간은 상기 선택된 온도와 압력에 의존한다. 일반적인 제안으로서, 상기 압력이 16 ksi이고 상기 온도는 약 760°C(약 1400°F) 내지 약 870°C(약 1600°F)인 경우, 상기 공정에서는 약 1.5시간 내지 약 3시간이 사용될 수 있으며, 일 실시예에서는 예를 들어 2시간이 사용된다. 상기 열간 정수압 단계의 마지막에는, 상기 구성품 몸체가 열간 정수압 성형에 사용된 압력 용기에 보유되어 주변 온도(약 23.7°C)로 냉각되고 이어서 상기 압력 용기로부터 제거된다.
- <54> 이후 상기 열간 정수압 성형된 구성품 몸체는 상술한 바와 같은 초음파 가이드에 원하는 형상과 표면 특성을 부여하기 위해 선택적으로 최종 가공 동작에 투입된다.
- <55> 상기 초음파 가이드가 제조되면, 상기 초음파 가이드는 초음파 의료 장치를 제조하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서, 본 개시 내용은 상술한 바와 같이 제조된 반파장 초음파 가이드를 반파장 공명 변환기와 결합하여 초음파 의료 장치를 제조하는 방법에 관한 것이다.
- <56> 당업계의 임의의 수단에 의해 적합한 공명 변환기가 제조될 수 있다. 다르게는, 상기 공명 변환기는 제벡스, 인크.(Zevex, Inc.)(솔트레이크 시티, 유타주)사로부터 상업적으로 유통된다.
- <57> 일 실시예에 있어서, 상기 공명 변환기는 도3에 도시된 바와 같은 복합 변환기이며, 제1 재료(40), 제2 재료(42) 및 압전기 결정(46)을 포함한다. 상기 복합 변환기의 제1 및 제2 재료로 사용되는 재료들은 상술한 바와 같은 초음파 가이드에 사용하기 위한 재료와 동일하다. 일 실시예에 있어서, 상기 변환기는 노드 장착 판(48) 수단에 의해 고정물(fixture) 또는 보호 케이스 내에 추가적으로 장착될 수 있다.
- <58> 상술한 바와 같이, 초음파 부품을 결합하기 위한 임의의 방법에 의해 상기 반파장 초음파 가이드를 상기 반파장 공명 변환기에 결합할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 반파장 초음파 가이드는 기계적 커넥터를 사용하여 반파장 공명 변환기에 결합할 수 있다. 상기 부품을 결합하기 위한 적합한 커넥터는 예를 들어 중실형 핀, 나사못 및 그들의 임의의 조합을 포함한다. 하나의 적합한 실시예에서는 상기 부품 간에 억지 끼움(interference fit)을 제공하기 위해 0.0254 mm(0.001 inch) 또는 그보다 작은 틈을 구비한 중실형 핀을 커넥터로 사용한다. 다른 양호한 실시예에서, 상기 커넥터는 상기 계면을 관통하는 전체적으로 또는 부분적으로 나사산을 갖는 못이다. 임의의 종류의 상기 커넥터는 상기 부품과 동일한 재료로 형성될 수 있다.
- <59> 다른 실시예에서, 상기 반파장 초음파 가이드는 상기 초음파 가이드와 공명 변환기의 계면에 융합 영역을 생성시키는 금속 융합에 의해 상기 반파장 공명 변환기에 결합된다. 도2에 도시된 바와 같이, 상기 계면(26)은 초음파 가이드(32)의 에너지 전달면이 공명 변환기(36)의 에너지 전달면과 결합되는 위치이다. 상기 전달면들은 평탄해지도록 2.54 cm(1 inch)의 200만분의 1내로 연마되고 조립 이전에 아세톤을 통해 완전하게 세정된다.
- <60> 적합하게는, 상기 부품의 금속 융합에 의해 생성된 융합 영역은 부품들 서로를 통합하여 부품들 사이의 전달 계면에서의 에너지 손실을 제거하기 때문에, 각각의 부품들 사이의 초음파 에너지 전달이 효율적으로 이루어질 수 있도록 한다. 나아가, 상기 융합 영역은 상기 가이드와 변환기 각각의 전달면의 마모와 산화물을 없애기 위한 주기적인 분해의 필요성을 제거한다.
- <61> 양호한 실시예에 있어서, 열간 정수압 성형에 의해 이와 같은 융합 영역이 형성된다. 상기 초음파 가이드와 공명 변환기는 전체 조립체를 위한 단일의 압축 동작을 통해 열간 정수압 성형된다. 통상적으로 열간 정수압 성형 단계 중에는, 상기 전달면 사이에 고강도의 균일한 금속 확산 접합이 형성된다. 결과적으로 형성되는 금속 융합은 상기 부품 사이에 분명한 경계선을 형성하지 않으며, 오히려 일체형 조립체의 균일한 입자 구조 특성 변환을 나타낸다. 일 실시예에서, 상기 융합 영역은 각 부품 내로 약 0.0025 cm(0.001 inch) 내지 0.0075

cm(0.005 inch)와 같이 수천 분의 일 인치 정도로 뺄 수 있으며, 총 융합 영역의 폭은 약 0.005 cm(0.002 inch) 내지 0.025 cm(0.01 inch)이다. 다른 실시예에서, 상기 융합 영역은 더 넓거나 좁을 수 있다.

<62> 결합된 부품의 열간 정수압 성형과 같은 융합 절차에 대해 준비로서, 반드시 요구되지는 않으나, 예비 밀봉 동작으로서 상기 계면들에 접합선(seam)을 형성하여 상기 전달면들을 더 긴밀하게 접촉시키고, 열간 정수압 성형 중에 상기 계면이 외부 공기 또는 대기로부터 밀봉하는 것이 우선 적합하다. 일 실시예에서, 이는 금속 접합 분야에서 주지된 전자 빔 용접에 의해 이루어질 수 있으며, 이는 부품 사이 계면에서의 잔류 공기를 제거하기 위한 진공 공정을 포함하며, 이어서 계면의 노출된 외부에 따라 형성된 금(hairline)을 밀봉하기 위해 전자 빔 용접을 하게 된다. 진공 조건 하에서 상기 계면을 밀봉함으로써, 공기 또는 대기가 이후의 열간 정수압 성형에 의한 융합을 방해하는 것이 방지된다.

<63> 상기 구성품을 열간 정수압 성형하는 하나의 적합한 방법은 상술한 바와 같은 초음파 가이드의 제1 재료 및 제2 재료의 열간 정수압 성형과 유사하게 수행될 수 있다. 구체적으로, 상기 부품은 상기 조립체의 표면 전체에 상 품용 품질의, 아르곤과 같은 가스를 이용하여 균등하게 압력을 가할 수 있는 압력 용기를 사용하여 열간 정수압 성형된다. 상기 압력은, 사용된 높은 온도와 함께 조합되어, 상기 계면 사이에 100% 융합 접합이 이루어지도록 하여, 이론적 밀도의 100%에 접근하는 계면 밀도를 갖고 완전하게 일체화될 수 있게 한다. 본 동작에 적합한 압력의 범위는 예를 들어 약 16 ksi이다. 본 동작에 사용되는 온도는 약 815℃(약 1500°F) 내지 약 870℃(약 1600°F)의 범위 내일 수 있다. 열간 정수압 성형 단계의 지속 시간은 상기 선택된 온도와 압력에 의존한다. 일반적인 제한으로서, 상기 압력이 16 ksi이고 상기 온도는 약 815℃(1500°F) 내지 약 870℃(약 1600°F)인 경우, 상기 공정에서는 약 1.5시간 내지 약 3시간이 사용될 수 있으며, 일 실시예에서는 예를 들어 2시간이 사용된다. 상기 열간 정수압 단계의 마지막에는, 상기 조립체는 냉각되고 상기 압력 용기로부터 제거된다.

<64> 예

<65> 후술하는 예는 단순히 본 개시 내용을 추가적으로 예증하고 설명하도록 의도된다. 따라서, 본 개시 내용은 예의 세부 사항에 의해 제한되지 않는다.

<66> 예 1

<67> 본 예에서, 1/4파장 텅스텐과 1/4파장 알루미늄을 포함하는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 포함하는 반파장 초음파 가이드가 제조되었다. 초음파 조립체를 제조하기 위해 상기 반파장 초음파 가이드는 이어서 상업적으로 유통되는 공명 변환기(제벡스, 인크.(Zevex, Inc.)(솔트레이크 시티, 유타주)사에서 유통됨)와 결합되었다. 이어서 상기 초음파 조립체의 속도 이득 및 내부 응력이 평가되고, 텅스텐의 반파장 초음파 가이드와 종래의 공명 변환기로 만들어진 종래의 한 파장 계단식 혼 조립체의 속도 이득 및 내부 응력, 그리고 반파장 텅스텐 가이드/반파장 공명 변환기 조립체의 속도 이득 및 내부 응력과 비교되었다. 종래의 계단식 혼 조립체는 반파장 텅스텐 가이드를 형성하기 위해 텅스텐을 이용하여 종래의 계단식 혼 공정을 통해 제조되었으며, 나사못을 이용하여 상기 반파장 텅스텐 가이드를 공명 변환기(제벡스, 인크.(Zevex, Inc.)(솔트레이크 시티, 유타주)사에서 유통됨)와 연결하였다. 상기 반파장 텅스텐 가이드/반파장 공명 변환기 조립체는 초음파 가이드 예비 형성품을 텅스텐으로 채우고 이어서 상기 예비 형성품을 종래의 열간 정수압 성형 공정에 투입하여 제조되었다. 상기 반파장 텅스텐 가이드는 이어서 나사못을 이용하여 상업적으로 유통되는 공명 변환기(제벡스, 인크.(Zevex, Inc.)(솔트레이크 시티, 유타주)사에서 유통됨)와 연결되었다.

<68> 열간 정수압 성형에 의해 형성된 구성품 몸체를 포함하는 반파장 초음파 가이드를 제조하기 위해, $101.0 \times 10^5(\text{gm}/\text{cm}^2 \text{sec})$ 의 음향 임피던스를 갖는 텅스텐 슬러그(메사츄세츠주 워드 힐의 알파 애사르(Alfa Aesar)사에서 유통됨)가 초음파 가이드 예비 형성품(메사츄세츠주 앤도버의 보디코트(Bodycote)사에서 상업적으로 유통됨)에 도입되었고, 이어서 $17.0 \times 10^5(\text{gm}/\text{cm}^2 \text{sec})$ 의 음향 임피던스를 갖는 알루미늄 슬러그(일리노이주 시카고의 제이 엘오 메탈 프로덕츠, 인크.(JLO Metal Products, Inc.))에서 유통됨)가 상기 초음파 가이드 예비 형성품에 도입되었다. 이어서 상기 초음파 가이드 예비 형성품은 약 100%의 밀도를 갖는 열간 정수압 성형된 구성품 몸체를 형성하기 위해 종래의 열간 정수압 성형 공정을 이용하여 열간 정수압 성형되었다.

<69> 이어서 상기 텅스텐-알루미늄 반파장 초음파 가이드는 원하는 크기로 가공되고, 나사못을 이용하여 강철 및 알루미늄을 포함하는 종래의 반파장 공명 변환기와 결합되었다.

<70> 상기 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체, 계단식 텅스텐 혼 조립체 및 텅스텐 가이드/변환기 조립체의 직경 및 길이와 같은 물리적 특성들은 실질적으로 동일하였다. 또한, 상기 조립체의 변환기는 40 kHz의 주파수에서 작동

하도록 설정되었다.

<71> 이어서 상기 3개의 조립체의 증폭이 40 kHz에서 결정되었다. 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체의 증폭은 상세한 설명에 상술한 수식에 의해 결정되었다. 구체적으로, 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체의 증폭은 텅스텐의 밀도와 음속의 곱을 알루미늄의 밀도와 음속의 곱으로 나눈 값과 동일하다. 계단식 텅스텐 혼 조립체의 증폭은 다음 식으로 이용하여 결정되었다:

$$\text{증폭} = \frac{\text{큰직경}}{\text{작은직경}}$$

<72>

<73> 텅스텐 가이드/변환기 조립체의 증폭은 레이저 진동계(메사츄세츠주 오번의 폴리텍 피아이, 인크(Polytec PI, Inc.)사에서 상업적으로 유통됨)를 이용하여 결정되었다.

<74> 증폭에 더하여, 상기 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체, 계단식 텅스텐 혼 조립체 및 텅스텐 가이드/변환기 조립체 각각의 작동 중의 속도 이득은, 상기 공명 변환기와 가장 근접한 1/4파장 부품과 상기 공명 변환기와 가장 먼 부품 사이의 확산 접합된 연결부 또는 계단부에서의 입력 진폭에 대한 출력 진폭의 변위를 측정함으로써 결정되었다. 이어서 상기 조립체 각각의 속도 이득이 비교되었다. 결과는 도4a 내지 도4c에 도시된 바와 같다.

<75> 도4a 내지 도4c에 도시된 바와 같이, 상기 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체의 확산 접합부의 변위는 상기 계단식 텅스텐 혼 조립체의 계단부에서의 변위와 실질적으로 동일하였다. 이와 같이, 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체는 계단식 텅스텐 혼 조립체와 동일한 속도 이득을 가졌다. 그러나, 상기 텅스텐 가이드/변환기 조립체는 훨씬 낮은 속도 이득을 가졌다. 구체적으로, 상기 텅스텐 가이드/변환기 조립체의 확산 접합 연결부의 변위는 약 17.5 미크론이었고, 상기 초음파 조립체의 확산 접합 연결부에서의 변위는 약 100 미크론이었다.

<76> 상기 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체 및 텅스텐 가이드/변환기 조립체 각각의 확산 접합 연결부에서의 내부 응력과 상기 계단식 텅스텐 혼 조립체의 계단부에서의 내부 응력이 피에조 트랜스[®] 소프트웨어(피에졸노베이션스(Piezolnnovations)사에서 유통됨)를 통해 결정되었다. 결과는 도5a 내지 도5c에 도시된 바와 같다.

<77> 도5a 내지 도5c에 도시된 바와 같이, 상기 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체의 1/4파장 텅스텐과 1/4파장 알루미늄 사이이 확산 접합 연결부에서의 내부 응력은 약 360 Mpa이었다. 상기 텅스텐 가이드/변환기 조립체의 텅스텐 가이드와 변환기 사이의 확산 접합 연결부에서의 내부 응력 또한 약 360 Mpa이었다. 그러나, 상기 계단식 텅스텐 혼 조립체의 계단부에서의 내부 응력은 약 2100 Mpa이었다. 이와 같이, 균일한 단면을 구비한 예비형성품에서의 두 재료의 열간 정수압 성형 통합에 의해, 상기 텅스텐-알루미늄 초음파 조립체에 가해지는 내부 응력은, 동일한 속도 이득에도 불구하고 상기 계단식 텅스텐 혼 조립체의 계단부의 내부 응력보다 거의 약 6배 작다.

<78> 요약하면, 1/4파장 부품들로 상이한 음향 임피던스를 갖는 두 개의 상이한 재료를 사용하면, 종래의 계단식 혼 조립체가 계단부에서 높은 내부 응력을 갖는 단점 없이, 종래의 계단식 혼 조립체에서 발생할 수 있는 개선된 속도 이득을 제공한다.

<79> 상술한 바와 같은 관점에서, 본 개시 내용의 몇몇 목적이 달성되고 그 밖의 유리한 결과들을 얻는 것이 보여질 것이다.

<80> 본 개시 내용의 요소 또는 그들의 양호한 실시예를 소개할 때에, "하나의", "상기" 등의 관사는 상기 요소들이 하나 이상 존재한다는 것을 의미하도록 의도된다. "포함하는", "구비하는" 등의 용어는 포괄적인 것을 의미하며 나열된 요소 이외에도 추가적인 요소가 존재한다는 것을 의미하도록 의도된다.

<81> 본 개시 내용의 범위에서 벗어나지 않으면서 다양한 변형이 이루어질 수 있으므로, 상술한 명세서에 포함되고 첨부된 도면에 도시된 모든 내용은 제한적인 것이 아닌 설명적인 것으로 해석될 것이다.

도면의 간단한 설명

<14> 도1은 반파장 초음파 가이드의 개략도이다.

<15> 도2는 반파장 공명 변환기와 결합된 반파장 초음파 가이드의 개략도이다.

<16> 도3은 반파장 공명 변환기의 개략도이다.

<17> 도4a 내지 도4c는 변환기와 결합된 종래 가이드의 확산 접합부의 변위, 종래의 계단식 혼(horn)의 계단부에서의

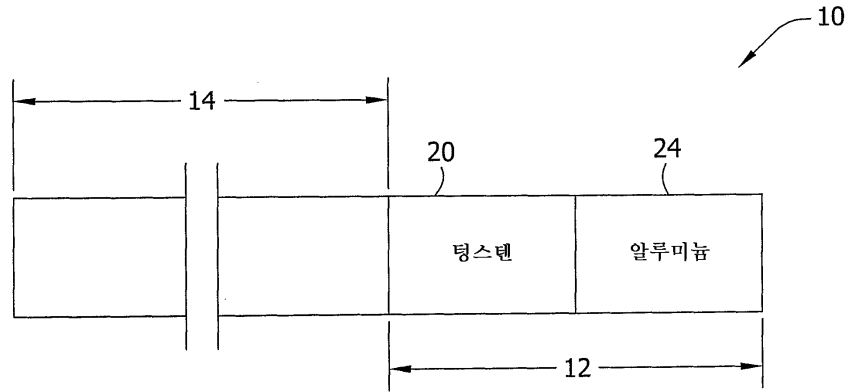
변위와 비교하여 본 발명의 초음파 조립체의 확산 접합부의 변위를 도시한다.

<18>

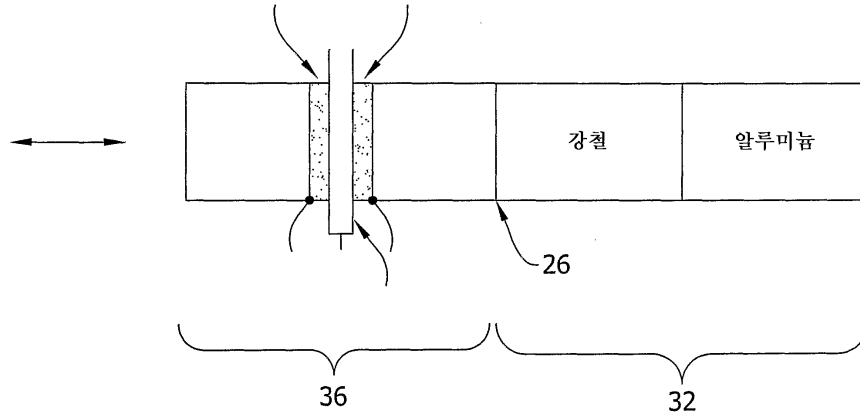
도5a 내지 도5c는 변환기와 결합된 종래의 가이드의 내부 응력, 종래의 계단식 혼의 내부 응력과 비교하여 본 발명의 초음파 조립체의 내부 응력을 도시한다.

도면

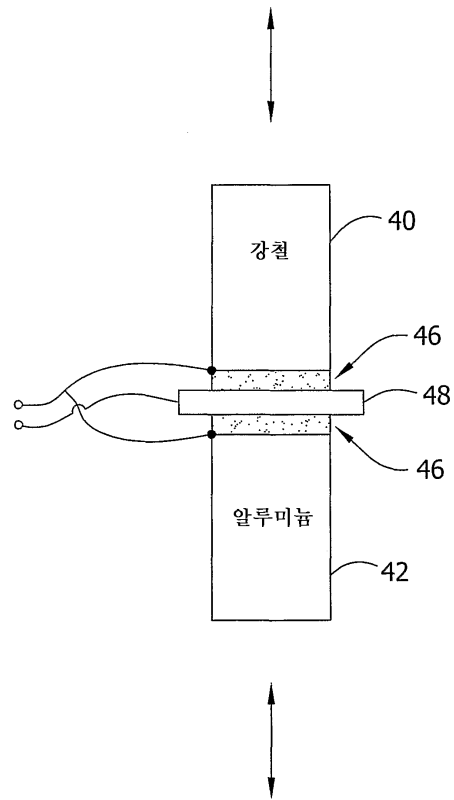
도면1



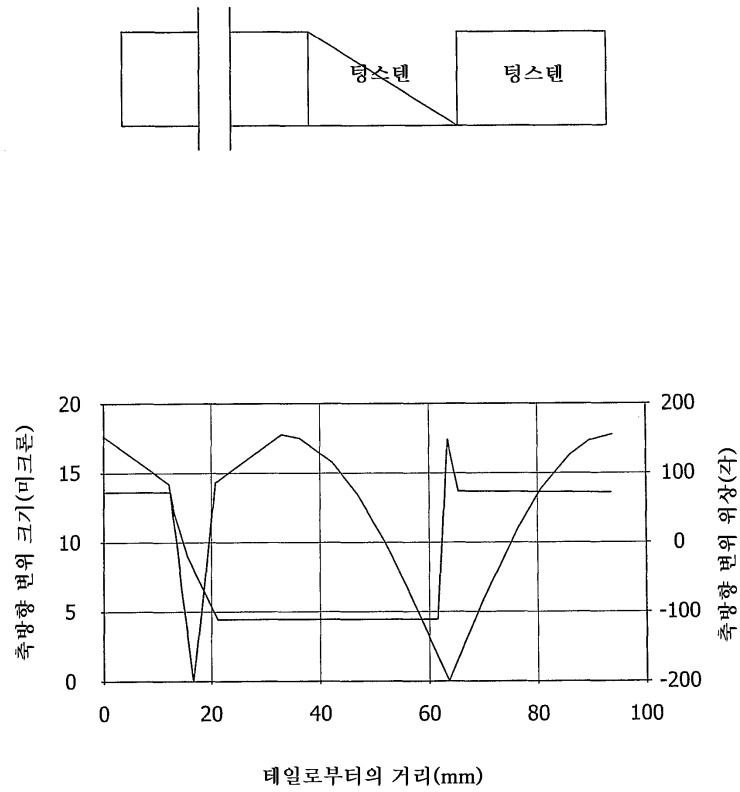
도면2



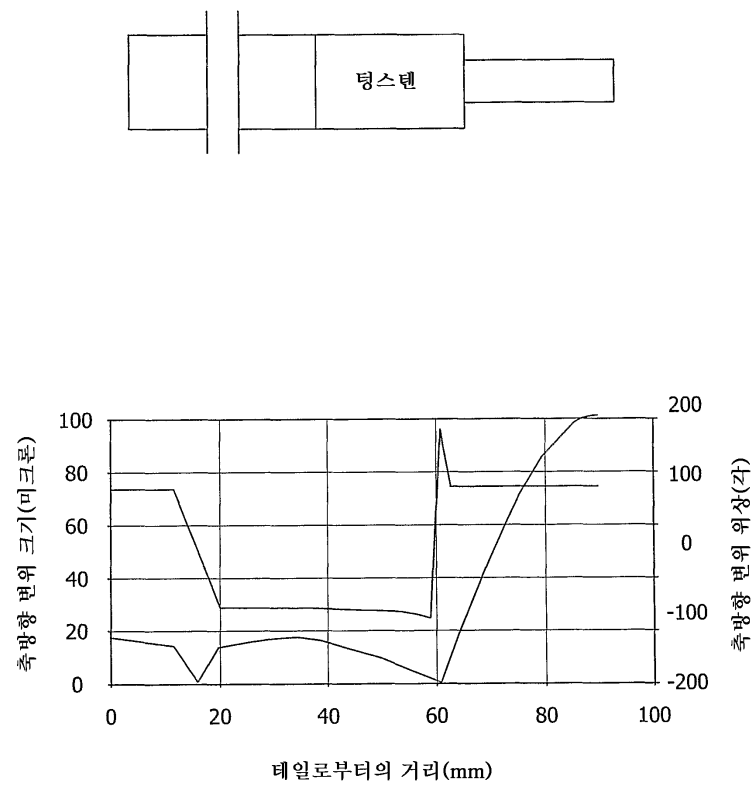
도면3



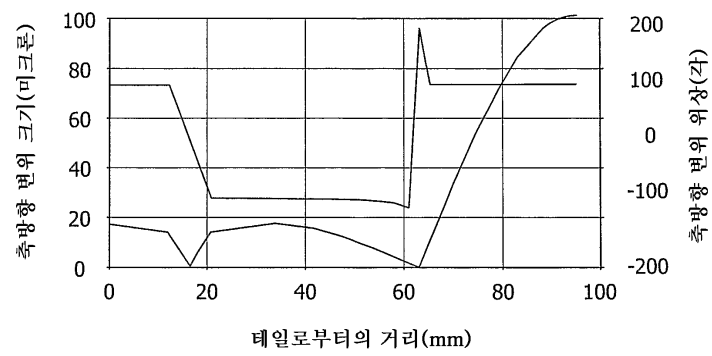
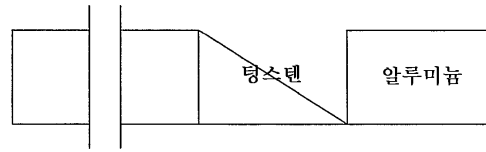
도면4a



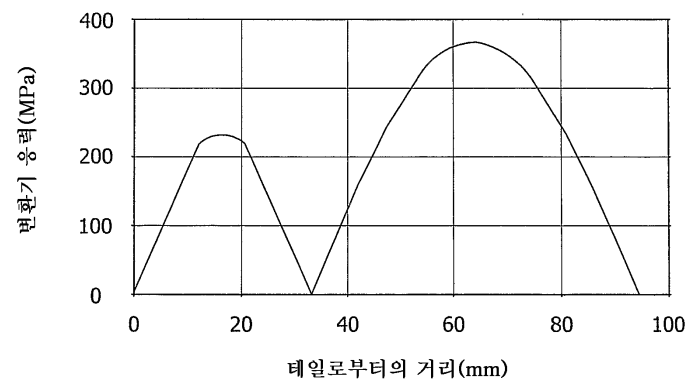
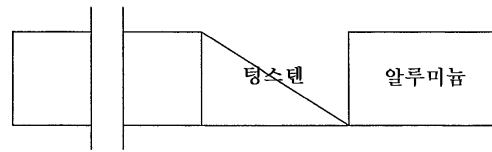
도면4b



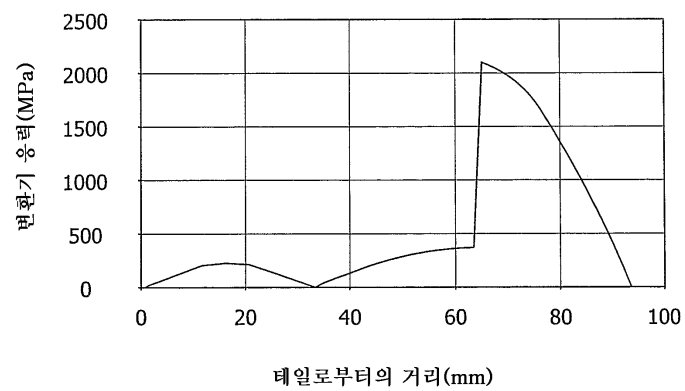
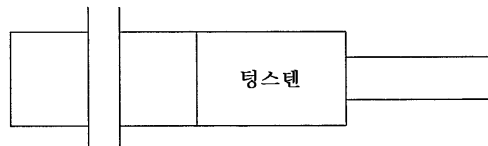
도면4c



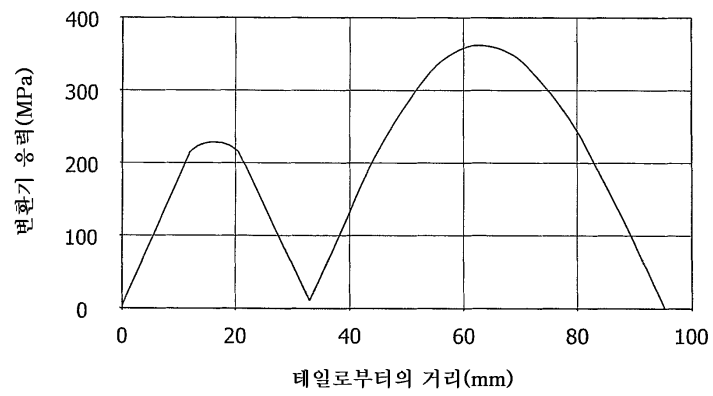
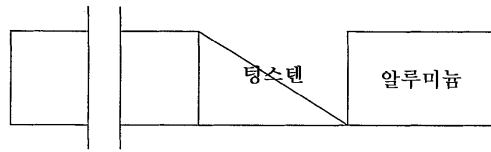
도면5a



도면5b



도면5c



专利名称(译)	扩增超声波指南		
公开(公告)号	KR1020080083273A	公开(公告)日	2008-09-17
申请号	KR1020087013991	申请日	2006-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	金伯利-克拉克环球有限公司		
申请(专利权)人(译)	金佰利Worldwide公司		
当前申请(专利权)人(译)	金佰利Worldwide公司		
[标]发明人	EHLERT THOMAS DAVID 엘러트토마스데이비드 BROMFIELD GEORGE 브롬필드조지 MCNICHOLS PATRICK SEAN 맥니콜스패트릭션 STEGELMANN NORMAN R 스테겔만노만알		
发明人	엘러트토마스데이비드 브롬필드조지 맥니콜스패트릭션 스테겔만노만알.		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/22 B06B3/00 A61B17/32		
CPC分类号	G10K11/02 A61B2017/00964 A61B2017/22015 A61B2017/22018		
代理人(译)	Yangyoungjun Angukchan		
优先权	11/301118 2005-12-12 US		
其他公开文献	KR101288171B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了具有改进的速度增益的超声波导，用于超声医疗设备。具体地，超声波导管包括具有较高声阻抗的第一材料和具有较低声阻抗的第二材料。

