



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0101708
(43) 공개일자 2012년09월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/00 (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)
G10K 11/32 (2006.01) *G01N 29/24* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-70185
(22) 출원일자(국제) 2011년04월02일
심사청구일자 2012년07월12일
(85) 번역문제출일자 2012년07월12일
(86) 국제출원번호 PCT/CN2011/000575
(87) 국제공개번호 WO 2011/120340
국제공개일자 2011년10월06일
(30) 우선권주장
201010140052.0 2010년04월02일 중국(CN)

(71) 출원인
총청 하이퍼 테크놀로지 코 엘티디
중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
성송 로드 1
(72) 발명자
왕 지비아오
중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
성송 로드 1
왕 후아
중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
성송 로드 1
(74) 대리인
특허법인태평양

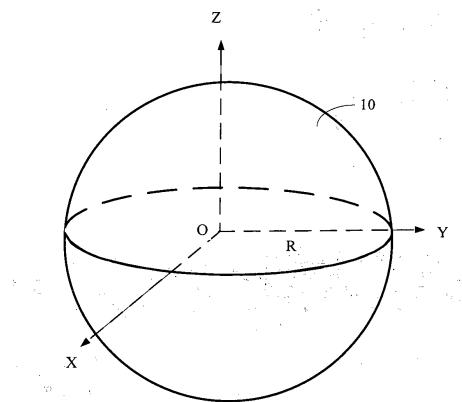
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **초음파 변환기**

(57) 요 약

본 발명은 초음파 변환기를 공개하였으며, 이는 하나 또는 다수의 초음파 발사장치를 포함한다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파의 파면은 동일한 반경을 갖는 구면이며, 또한 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치는 초음파를 반사하는 기능을 구비한다. 상기 하나의 발사장치는 하나의 구면 공진 캐비티를 형성하거나 또는 상기 다수의 초음파 발사장치는 공동으로 하나의 구면 공진 캐비티를 구성한다. 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구면 셀형 이거나 또는 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형이다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파는 상기 구면 공진 캐비티의 구심에 포커싱 된다. 본 발명의 초음파 변환기는 초음파 발사면적이 크고 포커싱 이득이 커서 초음파 초점의 에너지를 증가하게 할 뿐만 아니라 초음파 발사원의 동작 주파수에도 영향을 거의 받지 않는다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

젱 테펑

중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
싱송 로드 1

자오 춘리양

중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
싱송 로드 1

예 광웨이

중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
싱송 로드 1

리 산용

중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
싱송 로드 1

수 구이후아

중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
싱송 로드 1

공 시아오보

중국, 총청 401121, 유베이 디스트릭, 렌히 타운,
싱송 로드 1

특허청구의 범위

청구항 1

하나 또는 다수의 초음파 발사장치를 포함하는 초음파 변환기에 있어서, 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파의 파면은 동일한 반경을 갖는 구면이며, 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치는 초음파를 반사하는 기능을 구비하며, 상기 하나의 발사장치는 하나의 구면 공진 캐비티를 형성하거나 또는 상기 다수의 초음파 발사장치는 공동으로 하나의 구면 공진 캐비티를 형성하며, 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구면 셀형이거나 또는 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형이며, 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파는 상기 구면 공진 캐비티의 구심이 위치하는 구역에 포커싱 되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형의 형상이며, 상기 단면 구면 셀형의 내부 캐비티는 절단형 단면 구면 셀형의 내부 캐비티이거나, 양쪽 절단형 단면 구면 셀형의 내부 캐비티인 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 단면 구면 셀형이며, 상기 양쪽 절단형 단면 구면 셀형의 내부 캐비티의 상저면(S1)과 하저면(S2)은 서로 평행하며, 상저면에서 구심까지의 거리는 하저면에서 구심까지의 거리와 서로 동일하며; 또는 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 단면 구면 셀형이며, 상기 양쪽 절단형 단면 구면 셀형의 내부 캐비티의 상저면(S1)과 하저면(S2)은 서로 평행하며, 상저면에서 구심까지의 거리는 하저면에서 구심까지의 거리와 서로 다른 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 4

제 2항에 있어서,

상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 단면 구면 셀형이며, 상기 양쪽 절단형 단면 구면 셀형의 내부 캐비티의 상저면(S1)과 하저면(S2)은 서로 평행하지 아니하며, 상저면에서 구심까지의 거리는 하저면에서 구심까지의 거리와 서로 동일하거나 또는 다른 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 5

제 2항에 있어서,

상기 절단형 단면 구면 셀형의 내부 캐비티는 크라운형 구면 캐비티와 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 구면 캐비티로 형성되며, 상기 크라운형 구면 캐비티의 저면과 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티의 하나의 저면과 서로 결합되게 연결되며, 상기 크라운형 구면 캐비티와 양쪽 절단형 구면 캐비티는 분리 가능하게 또는 고정되도록 연결되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구면 셀형이며, 상기 구면 셀형의 내부 캐비티는 절단형 구면 캐비티와 크라운형 구면 캐비티로 형성되며, 상기 절단형 구면 캐비티의 저면은 상기 크라운형 구면 캐비티의 저면과 서로 결합되게 연결되며, 상기 절단형 구면 캐비티와 상기 크라운형 구면 캐비티는 분리 가능하게 또는 고정되도록 연결되며; 또는 상기 구면 셀형의 내부 캐비티는 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 구면 캐비티와 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티의 상단과 하단에 각각 설치되는 두개의 크라운형 구면 캐비티로 형성되며, 상기 두개

의 크라운형 구면 캐비티의 저면은 각각 양쪽 절단형 구면 캐비티의 상저면과 하저면에 서로 결합되어 연결되며, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티와 두개의 크라운형 구면 캐비티는 분리 가능하게 또는 고정되도록 연결되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 7

제 1항 내지 제 6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 발사장치는 다수를 사용하며, 상기 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파의 주파수는 서로 동일한 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 8

제 7항에 있어서,

상기 다수 초음파 발사장치의 동작 주파수의 범위는 20KHz ~ 10MHz 인 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 9

제 8항에 있어서,

상기 다수 초음파 발사장치의 동작 주파수의 범위는 0.1MHz ~ 0.6MHz 인 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 10

제 7항에 있어서,

상기 구면 공진 캐비티에는 이미지 모니터링 장치가 통과하는 구멍(20)이 마련되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 11

제 7항에 있어서,

상기 다수 초음파 발사장치는 셀프 포커싱 초음파 변환기 장치 또는 렌즈 포커싱 초음파 변환기 장치인 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 12

제 1항 내지 제 6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 하나 또는 다수 초음파 발사장치의 동작 주파수의 범위는 20KHz ~ 10MHz 인 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 13

제 12항에 있어서,

상기 하나 또는 다수 초음파 발사장치의 동작 주파수의 범위는 0.1MHz ~ 0.6MHz 인 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 14

제 1항 내지 제 6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 구면 공진 캐비티에는 이미지 모니터링 장치가 통과할 수 있는 구멍(20)이 마련되는 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

청구항 15

제 1항 내지 제 6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 하나 또는 다수 초음파 발사장치는 셀프 포커싱 초음파 변환기 장치 또는 렌즈 포커싱 초음파 변환기 장치인 것을 특징으로 하는 초음파 변환기.

명세서

기술분야

[0001]

본 발명은 초음파 치료 기술분야에 속하며, 구체적으로는 초음파 변환기(ultrasonic transducer)에 관한 것이다.

배경기술

[0002]

초음파를 이용하여 치료를 진행할 때에, 대량의 초음파 에너지가 전달 경로에서 손실되기 때문에, 병소에 포커싱되는 초음파의 강도가 낮아, 임상에서 필요로 하는 치료 효과를 달성할 수 없었다. 그러므로, 초음파 치료설비에 있어서 현재 해결하여야 하는 기술적 난제는 초음파 전달 경로에서 발생하는 심각한 감쇠를 어떻게 줄이이며, 또한 치료 부위의 초음파 강도를 어떻게 제고할 것인가이다.

[0003]

종래기술에서 상기 기술문제를 해결하는 방식은 일반적으로 초음파 변환기의 설계를 통해 달성하였다. 종래의 초음파 변환기의 경우, 통상적으로 초음파 에너지 포커싱 구역의 크기 및 강도는 그 초음파 변환기의 발사면적 및 동작 주파수 (work frequency)와 서로 관련이 있다. 발사면적이 더 커지면 그 구역에 포커싱하는 초음파 에너지가 더 커지고, 초음파 에너지의 동작 주파수가 더 높아지면, 발사된 초음파의 파장이 더 짧아지고, 나아가 포커싱 구역이 더 작아지게 되어, 초음파 강도가 더 높아진다.

[0004]

초음파 변환기의 발사면적을 증대하기 위하여, 미국 공개 특허 US2006/0058678A1은 초음파 변환기를 공개하였다. 이 특허는 초음파 발사면적을 증대하기 위하여, 초음파 발사원(ultrasonic sources)을 환형의 지지체 상에 고정하였다. 초음파 발사원의 상호 영향을 피하기 위하여 설계시 아래와 같은 방식을 채용하였다: 모든 초음파 발사원과 대응하는 환면(ring surface)은 노치(notch)이므로, 그 초음파 변환기는 단일 초음파 발사원을 채용한 변환기와 비해 향상된 포커싱 이득을 얻는다. 그러나 그 초음파 변환기는 초음파 발사원과 대응하는 환면 상에 노치를 구비하기 때문에 환면 상 초음파 발사원의 유효 발사면적이 감소하게 되고, 또한 노치가 초음파 에너지의 소실을 초래하게 되고, 이러한 환형 일체식의 치료기구의 포커싱 구역 에너지가 감소하게 되어, 초음파 변환기의 포커싱 에너지를 증가하는데 불리하다. 아울러, 이 기술방안은 단지 간단하게 초음파 변환기의 발사면적을 증가시켜 에너지의 중첩을 진행하기 때문에, 주파수가 상대적으로 낮을 때, 파장이 상대적으로 길어 초음파의 포커싱 능력이 좋지 않고, 포커싱 구역이 상대적으로 크며, 이로 인해 그 포커싱 구역의 초음파 강도가 비교적 약해, 초음파 치료를 진행할 때, 빠르고 효과적으로 목표 구역의 응고성 괴사(coagulation necrosis)를 형성할 수 없다. 인체의 깊숙한 부분 등에 대하여 초음파 치료를 진행하는 중에, 초음파는 인체 피부, 뼈 조직, 공기 포함 조직, 신경 조직 등을 통과해야만 포커싱 구역에 도달할 수 있다. 만약 상대적으로 높은 주파수를 채용하여 작동을 진행하면, 초음파가 조직내에서 투과성이 좋지 않으며, 또한 상기 조직은 전달되는 초음파에 대하여 흡수, 반사 등의 작용을 하기 때문에 포커싱 구역에서의 에너지의 감소 및 분산을 초래할 뿐만 아니라 조직이 초음파를 흡수한 후에 이들 조직의 온도 상승을 초래 할 수 있으며, 초음파 변환기의 발사 출력이 클 때는 이들 조직의 온도 상승으로 조직에 의외의 손상을 초래할 수 있다. 그밖에 인체 조직은 초음파에 대하여 큰 비선형 효과(nonlinear effect)가 있기 때문에, 고강도의 초음파가 인체 조직 중에 전달되면, 많은 부분의 초음파가 초음파의 고조파(higer harmonics)로 변환되어 조직에 흡수되며, 만약 이때 변환기의 초음파 발사 출력을 계속 증대하면 더욱 큰 비선형 효과를 발생하게 되어, 증대된 초음파 에너지가 효과적으로 소정의 포커싱 구역으로 전달되지 못하고, 음향 포화 현상(acoustic saturation phenomenon)을 형성하여, 초음파의 포커싱에 영향을 미친다.

[0005]

상기에서 알 수 있듯이, 종래기술은 단순히 초음파 변환기의 발사면적을 증가하고 에너지의 중첩을 진행하기 때문에 효과적으로 상기 기술문제를 해결할 수 없다.

[0006]

실제, 초음파 발사원의 대응면에 대한 발사 및 반사는 포커싱 이득을 증가하는데 사용될 수 있다. 예를 들면, 본 출원인이 이전에 출원한 중국 특허 (공개번호 : CN 101140354A)는 공진식 초음파 변환기를 공개하였다. 이 공진식 초음파 변환기는 서로 대응되게 설치된 초음파 변화기 및 초음파 반사장치로 구성된 공진 캐비티(resonant cavity)을 채용한다. 초음파 반사장치는 초음파 변환기에 상당하므로, 그 공진 캐비티는 실제 대칭으로 설치된 두개의 초음파 변환기에 상당한다. 공진 캐비티 내에서 초음파의 공진을 통하여, 음향축(acoustic axis) 방향으로 초음파 포커싱 구역의 길이는 하나의 초음파 변환기를 사용할 때에 비하여 짧으며(만약, 동일 주파수를 가진 두개의 주파수가 대응되게 오면, 이들이 만나는 구역에서 간섭이 발생하며, 간섭이 발생하면 중

심점에서는 같은 위상을 가지며, 다른 지점에서는 다른 위상을 가지게 되므로, 양자의 중첩은 중심으로부터 떨어진 분포를 약하게 하고, 초음파 포커싱 구역을 줄어들게 한다), 에너지가 더욱 집중되어, 포커싱 이득이 극대화된다. 이 공진 초음파 변환기의 모드는 초음파 변환기의 발사면적을 증대하지 않고, 변환기 포커싱 구역의 이득을 더욱 크게할 수 있다.

[0007] 그러나 이러한 구조를 채용한 초음파 변환기 역시 많은 문제가 존재한다: 첫째, 두 개의 변환기로 형성된 공진 캐비티는 밀폐된 환형 구면(sealed annular sphere surface)이 아니며, 효과적인 음향 공진(acoustic resonance)을 형성할 수 없으며, 에너지의 일부분은 여전히 대응 설치된 두개의 변환기 사이의 개구부를 통하여 빠져 나갈 수 있어, 변환기가 발사하는 초음파 에너지를 충분히 이용할 수 없다; 둘째, 두개의 변환기가 대응 설치되므로 양자 간에는 고정된 연결이 없어 두개의 변환기가 공진 조건을 벗어나기 쉽다. 그러므로 두개의 변환기가 초음파를 발사하는 초음파의 경로가 다른 요소에 의해 간섭을 받지 않는다는 것을 보장하여야 한다. 그렇지 아니하면 대응 설치된 두개의 변환기는 필요로 하는 공진 캐비티를 형성할 수 없어, 포커싱 구역에 충분한 이득을 생산할 수 없거나 또는 다른 포커싱 구역이 형성되어 다른 정상 조직을 해칠 수 있다; 셋째, 포커싱 구역의 길이는 단지 공진 캐비티의 음향축 방향으로 압축 되며, 공진 캐비티의 음향축을 벗어나는 기타 방향의 포커싱 구역의 길이는 압축되지 않으며, 즉 형성된 포커싱 구역은 단지 초음파 음향축 방향의 길이만 압축되며, 포커싱 구역의 체적은 충분하게 감소되지 않는다; 넷째, 초음파 변환기의 포커싱 구역의 크기는 여전히 주파수의 영향을 받으며, 저주파수의 작업 조건에서는 초음파는 조직 투과성이 좋지 않기 때문에, 전달 경로 상에서 에너지가 심각하게 손실되는 기술 문제를 해결할 수 없다; 다섯째, 초음파 변환기의 발사면적이 충분히 크지 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 기술문제는 종래기술에 존재하는 상기의 결함에 관한 것으로, 초음파 발사면적이 크고, 초음파의 포커싱 능력이 초음파 발사원의 동작 주파수에 거의 영향을 받지 않은 초음파 변환기를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 기술문제를 해결하기 위하여 채용한 기술방안은 하나 또는 다수의 초음파 발사장치를 포함하는 초음파 변환기이다. 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파의 파면은 동일한 반경을 갖는 구면이며, 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치는 초음파를 반사하는 기능을 구비한다. 상기 하나의 발사장치는 하나의 구면 공진 캐비티를 형성하거나 또는 상기 다수의 초음파 발사장치는 공동으로 하나의 구면 공진 캐비티를 형성하며, 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구면 셀형이거나 또는 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형이다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파는 상기 구면 공진 캐비티의 구심이 위치하는 구역에 포커싱 된다.

[0010] 본 발명에서, 초음파 발사장치가 형성하는 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구면 셀형 또는 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형이며, 또한 전체 구면 공진 캐비티의 캐비티 표면은 초음파의 발사면과 반사면 역할을 하기 때문에, 유효한 발사면적이 증대될 수 있고, 반사의 횟수도 증대될 수 있다. 아울러, 각 초음파 발사장치의 파면에서 구면 초음파는 원 발사경로의 반대방향으로 반사되어 돌아온 후, 반사된 초음파와 발사된 초음파의 주파수가 동일하기 때문에 구면 공진 캐비티에서 공진을 형성한다. 또한 상기 두개의 초음파가 구심에 도달하는 시간이 서로 같기 때문에 전체 구면 공진 캐비티에서 다수의 공진점(resonance points)을 형성한다.

[0011] 구면 공진 캐비티 내의 매질은 초음파를 거의 흡수하지 않으며(통상 초음파의 주파수가 상대적으로 낮을 때, 매질은 초음파를 거의 흡수하지 않는다), 또한 초음파 발사장치가 양호한 초음파 발사 성능을 구비할 때에, 초음파 발사장치가 발사하는 초음파는 구면 공진 캐비티 내에서 여러 차례 반사하므로, 초음파는 상기 구면 공진 캐비티에서 여러 번 공진을 발생한다. 상기 구면 공진 캐비티의 구심 역시 공진점이므로, 구면 공진 캐비티의 캐비티 표면에서 발사되는 초음파와 그 반대면에서 반사되는 초음파는 구심에서 공진이 증강된 포커싱 구역을 형성하여, 구심에서 초음파 강도를 제고하고, 초음파 이용율을 대폭적으로 제고한다. 더구나, 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파 에너지 및 반사하는 에너지가 공진이 여러 차례 증강된 구심에 집중될 때, 에너지는 여러 차례 증가되며, 이로 인해 구심 위치의 공진과 포커싱 구역의 에너지를 진일보하게 증가시킨다. 구심이 아닌 위치의 공진점 증가는 그 공진의 횟수가 상당히 제한되므로, 구면 공진 캐비티의 구심이 아닌 위치의 초음파 에너지는 구심의 초음파 에너지 보다 상당히 낮다. 그러므로, 치료 부위가 구심 위치에 있을 때, 치

료가 필요 없는 부위에 대한 손상을 효과적으로 피할 수 있다.

[0012] 종래의 초음파 변환기를 채용하여 직접 포커싱하여 인체에 대해 치료를 진행하는 경우, 그 초점의 음압(sound pressure)은 “P”, 음의 강도(sound intensity)는 “I”라고 가정한다; 또한 본 발명 초음파 변환기를 채용하여 인체에 대하여 치료를 진행하는 경우, 초음파 발사장치가 발사하는 초음파의 주파수와 종래 초음파 변환기를 채용하여 치료를 진행할 때 사용하는 주파수가 서로 동일하다고 가정하고, 만약 본 발명 초음파 변환기의 초음파에 대한 음압 감쇠가 10% 정도라고 가정한다. 그렇다면, 한번 반사 후, 그 초음파의 음압은 최초의 0.9배 정도로 감쇠된다. 즉, 음압은 0.9P로 감쇠된다. 두 번 감쇠하면 최초의 0.81배 정도로 감압된다(두 번의 반사를 가정하면, 실제 반사 회수는 2번 이상임). 즉 음압은 0.81P로 감쇠된다. 이 때, 구심에서 중첩된 후의 음압은 $P+0.9P+0.81P=2.71P$ 이다. 초음파의 발사와 반사는 각각 두 번 진행되므로(초음파 발사장치는 초음파 발사 및 반사 기능을 구비함), 구심의 총 음압은 $2x2.71P=5.42P$ 이다. 음압과 음의 강도는 제곱 관계가 있으므로, 포커싱 구역의 음의 강도는 $5.422I=29.3764I$ 이다. 따라서, 초음파를 두 번 발사한 것으로 계산하는 경우, 본 발명의 초음파 변환기는 종래의 초음파 변환기에 비하여 30배의 에너지를 얻을 수 있다. 실제 응용 과정에서, 반사 횟수의 증가에 따라, 감쇠량은 더욱 감소하므로, 그 포커싱 에너지는 더욱 커지게 될 것이다. 이로부터 본 발명의 초음파 변환기의 포커싱 구역의 초음파 에너지는 종래의 초음파 변환기에 비하여 훨씬 크다는 것을 알 수 있다.

[0013] 본 발명의 초음파 변환기가 형성하는 구면 공진 캐비티는 구면 셀형(spherical shell shape) 또는 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형 (cross-sectional spherical shell shape) 이다. 구면 공진 캐비티가 구면 셀형일 때, 이는 음향 경로(sound path)가 완전히 폐쇄된(또는 “밀봉 음향 경로(sealed sound path)”라고 함) 구면 공진 캐비티이다. 초음파가 단지 공진 캐비티 내에서만 전파될 때는 공진 캐비티의 외부로 빌산되지 않는다. 구면 공진 캐비티가 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형일 때, “구심을 내부에 포함” 한다는 것은 상기 구면 공진 캐비티가 형성하는 내부 캐비티의 형상이 그 중심축과 수직하고 또한 구심을 통과하는 원주 방향으로 폐쇄된 음향 경로를 갖는 것을 의미한다. 즉, 상기 내부 캐비티를 형성하는 곡선 중에는 구심을 통과하는 원주 곡선을 포함하여, 상기 구면 공진 캐비티가 그 중심축과 수직한 원주 방향으로 폐쇄된 음향 경로를 형성하는 것을 보장한다(또는 밀봉 음향 경로라고 함, 즉, 원주 방향으로 음파가 누설되는 음장(sound field) 분포 모드가 없어, 원주 방향에 회절이 발생하지 않고 양호한 포커싱을 실현할 수 있게 함). 따라서, 종래의 초음파 변환기(예를 들면, 중국 특허 공개번호 CN 101140354A)와 비교하여, 본 발명의 초음파 변환기는 초음파 에너지가 공진 캐비티로부터 달아나는 것을 전부 또는 대부분 방지할 수 있다.

[0014] 포커싱 초음파 변환기의 초음파 에너지 구역은 초음파 변환기의 진동 발사면의 에지 회절(edge diffraction)에 의해 발생하기 때문에, 전통적인 초음파 변환기는 초음파 발사면의 에지 효과(edge effect)로 인하여 초음파 에너지 포커싱 구역의 분산을 초래할 수 있으며, 또한 초음파 변환기 동작 주파수의 감소에 따라 에지 효과의 영향이 더 커질 수 있어, 초음파 포커싱 능력의 약화 현상을 발생할 수 있다(즉, 포커싱 구역이 확대됨). 따라서, 초음파 치료를 진행할 때에는 치료 부위에 응고성 괴사가 발생하도록 일반적인 초음파 변환기는 상대적으로 높은 동작 주파수를 필요로 한다. 현재 통상적인 주파수 범위는 0.8MHz-10MHz 이다. 그러나 본 발명의 초음파 발생기가 형성하는 구면 공진 캐비티에서, 그것은 초음파가 전파되는 하나 또는 다수의 방향으로 폐쇄된 음향 경로를 갖게 되므로, 포커싱 구역의 원주 방향으로 회절 현상이 발생하지 않을 것이며, 초음파 주파수의 감소에 따라 초음파 포커싱 능력이 감소되는 이러한 현상도 발생하지 않을 것이다. 따라서 본 발명에서 포커싱 구역의 크기는 초음파 변환기가 발사하는 주파수의 영향을 거의 받지 않는다(물론, 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티 형상이 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형의 초음파 변환기의 경우에는, 그것은 단지 초음파 포커싱 구역이 구심을 통과하고 또한 음향축과 수직인 원주에서 압축이 되는 것을 보장한다. 즉, 포커싱 구역은 단지 음향 전파 평면의 모든 방면으로 압축되므로, 그 중심축 방향을 따라 일정한 에지 회절 현상이 존재한다). 따라서 본 발명에서 초음파 변환기 발사장치의 동작 주파수의 하한값은 종래의 초음파 변환기의 초음파 발사장치에 비하여 적당히 작을 수 있는 바, 초음파 발사장치의 동작 주파수 범위는 20KHz-10MHz 이며, 바람직한 동작 주파수의 범위는 0.1MHz-0.8MHz 이다.

[0015] 본 발명의 초음파 변환기의 포커싱 능력은 종래의 초음파 변환기에 비하여 훨씬 좋다. 따라서, 낮은 주파수 상황에서, 예를 들면 주파수 20KHz에서, 본 발명의 초음파 변환기는 효율적으로 작동하여 인체에 대한 치료를 효과적으로 실현할 수 있다. 그러나 종래의 초음파 변환기는 근본적으로 이렇게 낮은 주파수에서 높은 음장(sound field)을 생산할 수 없다. 이렇게 공기를 포함한 조직, 뼈 조직 또는 기타 조직이 덮은 조직 기관에 대하여 치료를 진행할 때에, 낮은 동작 주파수와 낮은 조직 온도 상승 때문에, 본 발명의 초음파 변환기는 인체에 대해 안전하고 효과적인 치료를 진행할 수 있다. 그밖에, 실제 치료 과정에서 초음파의 반사 횟수가 유한하고, 본 발

명의 초음파 발사장치가 동시에 초음파 반사장치의 역할을 하고(초음파 발사장치는 동시에 초음파 반사 기능을 갖음), 그 포커싱 능력이 강하기 때문에, 상기 초음파 발사장치는 저주파수의 조건에서도 동작할 수 있다. 초음파 발사장치의 동작 주파수를 낮추는 것은 초음파 반사의 횟수를 증가하는데 유리하므로(주파수가 낮을수록 조직의 주파수 흡수는 낮고, 반사는 더 많이 발생함), 포커싱 구역(구심)의 초음파 강도를 증가시킬 수 있다.

[0016] 본 발명의 구면 공진 캐비티를 설계할 때에, 구면파를 발사하는 초음파 발사장치가 형성하는 구면 공진 캐비티는 초음파 공진 중첩 원리를 만족하여야 한다. 즉, 구면 공진 캐비티의 직경은 발사하는 초음파 반파장(half wavelength)의 정배수(integral multiple) 이다.

[0017] 본 발명에서, 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티가 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형일 때, 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형의 내부 캐비티는 절단형 단면 구면 셀형 내부 캐비티(캐비티의 높이는 구의 반경보다 크다) 또는 양쪽 절단형 단면 구면 셀형 내부 캐비티일 수 있다.

[0018] 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티가 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 단면 구면 셀형일 때, 다음과 같은 형식을 채용할 수 있다:

[0019] 하나는, 상기 단면 구면 셀형의 내부 캐비티의 상저면(upper bottom surface) S1과 하저면(lower bottom surface) S2는 서로 평행하며, 상저면에서 구심까지의 거리와 하저면에서 구심까지의 거리는 다르다.

[0020] 또 다른 하나는, 상기 단면 구면 셀형의 내부 캐비티의 상저면 S1과 하저면 S2는 서로 평행하며, 상저면에서 구심까지의 거리와 하저면에서 구심까지의 거리는 같다. 이러한 형상은 구심에서 포커싱 이득을 최대로 유지할 수 있다.

[0021] 물론 실제 사용할 때, 만약 상기 두 종류의 양쪽 절단형 단면 구면 셀형 내부 캐비티의 구면 공진 캐비티를 채용하여 치료를 진행할 수 없을 때(예를 들면, 자궁 근종 등의 질병을 치료할 때), 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 불규칙 형상의 양쪽 절단형 단면 구면 셀형을 채용할 수 있고, 이때 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 단면 구면 셀형 내부 캐비티의 상저면과 하저면은 평행하지 않으며, 그의 상저면에서 구심까지의 거리와 하저면에서 구심까지의 거리는 같을 수도 있고, 다를 수도 있다.

[0022] 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티가 절단형 단면 구면 셀형일 때, 이는 하나의 크라운형 구면 캐비티와 하나의 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 구면 캐비티를 포함한다. 상기 크라운형 구면 캐비티의 저면은 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티의 하나의 저면은 서로 결합되어 연결되며, 상기 크라운형 구면 캐비티와 양쪽 절단형 구면 캐비티는 분리 가능하게 또는 고정되게 연결된다.

[0023] 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 하나의 완전한 구면 셀형일 수도 있다.

[0024] 본 발명에서, 하나의 초음파 발사장치가 하나의 파원(wave source) 이다. 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 형성하는 구면 공진 캐비티는 임의의 형상의 하우징을 채용할 수 있다. 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구면 셀형 또는 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형이기만 하면 된다. 제작된 구면 공동 캐비티의 내부 캐비티가 하나의 완전한 구면 셀형일 때, 상기 구면 공진 캐비티는 단지 하나의 구면 셀형의 초음파 발사장치로 형성될 수 있다; 또는 구 구면 셀형의 캐비티를 여러 조각으로 분할하여, 분할된 여러 조각을 동일한 반경을 갖는 구면파를 발사하는 초음파 발사장치로 할 수도 있다. 즉, 상기 구면 셀형의 구면 공진 캐비티는 다수의 동일한 반경을 갖는 구면파를 발사하는 초음파 발사장치로 구성할 수도 있다. 초음파 발사장치는 기타 유형의 압전 재료를 채용하여 제작될 수도 있는데, 단지 초음파 발사장치의 파면이 발사하는 초음파가 구면파의 조건을 만족하기만 하면 된다. 예를 들면, 평면 초음파를 발사하는 압전 재료와 포커싱 렌즈의 결합을 채용할 수 있으며, 이는 렌즈 포커싱 초음파 변환기 장치를 형성하며, 또한 구면 셀형 내부 캐비티를 형성하기 위하여 다수의 렌즈 포커싱 초음파 변환기 장치가 함께 사용될 수 있다. 여기에서, 각 포커싱 렌즈에서 구심까지의 거리는 동일하며, 각 포커싱 렌즈의 내표면이 결합되어 형성되는 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 하나의 구면 셀형 이거나 또는 하나의 구심을 내부에 포함하는 단면 구면 셀형 이다. 이러한 유형의 초음파 발사장치는 구면파를 발사할 수도 있기 때문에, 본 발명의 초음파 발사장치의 조건에 부합한다.

[0025] 구면 공진 캐비티를 설계할 때, 초음파 발사장치는 초음파 공진 중첩 원리를 만족하여야 한다. 즉, 형성된 구면 공진 캐비티의 직경은 초음파 반파장의 정배수 이어야 한다.

[0026] 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티가 완전한 구면 셀형일 때, 구심에서 초음파 에너지가 최대로 증가될 수 있으나, 실제 사용에서는 이러한 구면 공진 캐비티를 가진 초음파 변환기는 그 체적이 매우 클 때만, 예를 들어 인체 전체를 그 내부에 수용할 때, 병소에 대하여 효과적으로 치료를 진행할 수 있다. 그러므로 치료의 필요에

따라, 예를 들면 인체 두부에 대하여 치료를 진행할 때, 바람직하게 상기 셀형 구면 공동 캐비티의 내부 캐비티는 절단형 구면 캐비티(캐비티의 높이가 구 반경보다 크다)와 크라운형 구면 캐비티(캐비티의 높이가 구 반경보다 낮다)를 포함한다. 상기 절단형 구면 캐비티의 저면과 크라운형 구면 캐비티의 저면은 서로 결합되어 연결되며, 상기 절단형 구면 캐비티와 크라운형 구면 캐비티는 분리 가능하게 연결되거나 또는 고정되게 연결된다. 상기 절단형 구면 캐비티와 크라운형 구면 캐비티가 분리 가능하게 연결되는 경우에는, 절단형 구면 캐비티는 단지 인체의 두부를 치료하는데만 사용할 수 있으며, 초음파 발사장치가 발사하는 초음파는 구심에서 공진이 증가된 포커싱 구역을 형성한다.

[0027] 상기 초음파 변환기를 사용하여 형성되는 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티가 절단형 구면 공진 캐비티인 경우, 초음파 변환기의 포커싱 구역은 단지 음향축(즉, 구면 공진 캐비티의 중심축) 방향과 수직한 방향으로만 압축되며, 음향축 방향으로 압축되지는 않는다. 그러므로, 상기 초음파 변환기의 구심에서 이득은 내부 캐비티가 구면 셀형인 초음파 변환기에 비하여 약하다

[0028] 또는 상기 구면 셀형인 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 구면 캐비티와 상기 양쪽 절단형 캐비티 상?하단에 각각 설치되는 두 개의 크라운형 구면 캐비티를 포함한다.

[0029] 상기 구면 셀형인 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 또한 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 구면 캐비티와 상기 양쪽 절단형 캐비티 상?하단에 각각 설치되는 두 개의 크라운형 구면 캐비티를 포함할 수도 있다. 상기 두 개의 크라운형 구면 캐비티의 저면은 양쪽 절단형 구면 캐비티의 상저면과 하저면과 각각 결합되어 연결되며, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티와 두 개의 크라운형 구면 캐비티는 분리 가능하게 또는 고정되게 연결된다. 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티와 두 개의 크라운형 구면 캐비티가 분리 가능하게 연결되는 경우, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티는 인체의 뼈통 및 수족을 치료하는데 사용될 수 있으며, 초음파 발사장치가 발사 및 반사하는 초음파는 구심에서 공진이 증가된 포커싱 구역을 형성한다.

[0030] 바람직하게, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티의 두개의 저면은 서로 평행하며, 또한 구심까지의 거리는 동일할 수도 있고 다를 수도 있다. 구체적인 거리는 사용의 필요에 근거하여 설계될 수 있다. 구심에서의 포커싱 이득을 크게 유지 하기 위하여, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티의 두 개의 저면에서 구심까지의 거리는 동일한 것이 바람직하다.

[0031] 상기 초음파 변환기가 형성하는 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티가 양쪽 절단형 구면 공진 캐비티인 경우, 초음파 포커싱 구역은 단지 원주내에서 압축되므로, 즉 음향 전파 평면의 각 방향으로 압축되므로, 초음파 변환기 중심축 방향으로는 일정한 에지 회절이 존재하게 된다. 따라서 내부 캐비티가 절단형 구면 캐비티인 초음파 변환기에 비하여, 상기 초음파 변환기의 구심에서 포커싱 이득은 약하다.

[0032] 바람직하게, 상기 형성된 구면 공진 캐비티에는 이미지 모니터링 장치를 넣을 수 있는 구멍이 형성된다.

[0033] 본 발명의 초음파 변환기는, 하나 또는 다수의 초음파 발사장치로 형성된다. 하나의 초음파 발사장치를 사용하는 경우에는, 상기 초음파 변환기는 완전한 구면 셀형인 구면 공진 캐비티를 형성한다.

[0034] 본 발명에서는 다수의 초음파 발사장치가 사용될 수 있으며, 그 초음파 발사장치는 각각 다른 주파수의 초음파를 발사할 수 있다. 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파 주파수가 각각 다를 때에는, 다른 주파수의 초음파 발사장치는 비록 구심에 에너지 중첩을 형성할 수 있지만, 이러한 에너지 중첩은 간섭 중첩(coherent superposition)이 아니다. 그러므로, 초점(구심)에 간섭 중첩에서 생산되는 것과 같은 높은 에너지를 형성할 수 없지만, 에너지 중첩은 구심에서 형성될 수 있다. 왜냐하면 이러한 중첩방식으로 발사된 에너지는 하나의 파원(wave source)을 사용하는 것에 비해 훨씬 더 크기 때문이다. 포커싱 구역에서의 초음파 에너지를 제고하고 안정적인 초음파 공진을 형성하기 위하여, 각 초음파 발사장치가 발사하는 구면 초음파 주파수의 차이는 20% 범위 내로 하는 것이 바람직하다. 진일보 하게, 상기 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 구면 초음파의 주파수는 공진을 형성하기 위하여 서로 동일하며, 그로 인해 초음파 에너지가 구심에서 간섭 중첩을 형성하여 초음파 에너지를 더욱 증가시킬 수 있다.

[0035] 본 발명에서 초음파 변환기가 하나의 초음파 발사장치를 사용하거나 또는 동일 주파수를 발사하는 다수의 초음파 발사장치를 사용하는 경우에, 하나의 구면 공진 캐비티를 형성한다. 구면 공진 캐비티가 발사 및 반사하는 초음파는 모두 구심을 통과하며, 또한 구심에서의 에너지는 모두 동상 중첩(in-phase superposition)이어서, 초음파 에너지는 크게 향상된다. 상기 구면 공진 캐비티 내의 구심에 있지 않는 공진점은 초음파 에너지의 중첩이 동상 중첩이 아니기 때문에 그 공진점의 초음파 에너지는 약화된다. 그러므로 본 발명의 초음파 변환기를 인체의 치료에 이용할 때에는, 구심에 위치하는 조직이 최대의 초음파 에너지를 받을 수 있게 하며, 동시에 초점에

위치하지 않은 인체 조직의 안전을 보장할 수 있다.

[0036] 본 발명의 초음파 변환기의 회절 메커니즘은 광학의 회절 원리와 유사하다. 본 발명의 초음파 변환기가 구심을 내부에 포함하는 단면 셀형 구면 공진 캐비티인 경우, 개방식 초음파 변환기는 음향축에 수직한 원주 방향으로 회절 현상이 발생하므로, 이 방향으로 포커싱 구역의 길이는 압축되지 않는다; 본 발명의 초음파 변환기가 셀형 구면 공진 캐비티인 경우, 이 때 전체 음향 경로는 완전 폐쇄되어 회절이 발생되지 않기 때문에, 초점에서 에너지는 최대이다.

[0037] 본 발명의 초음파 변환기는 인체의 심부 조직 질병 및 두개골의 초음파 치료에 존재하는 문제를 해결한다. 인체의 안전을 보장하는 조건하에, 초음파 에너지가 인체의 심부 조직에 도달하게 하고, 또한 초음파 경로상의 뼈 조직이 초음파를 흡수하여 일어나는 열손상을 피할 수 있다. 따라서 본 발명의 초음파 변환기는 인체의 심부 조직에 대한 치료와 두개골 내의 병소에 대한 치료에 적합하다.

[0038] 본 발명의 초음파 변환기는 초음파 발사면적이 크고, 포커싱 이득이 크며, 초음파 초점의 에너지를 크게 강화하였으며, 초음파 발사원의 동작 주파수의 영향을 거의 받지 않는다.

[0039] 본 발명의 초음파 변환기는 종래의 초음파 변환기와 대비하여 다음과 같은 장점이 있다: (1) 본 발명의 초음파 변환기가 발사하는 초음파의 포커싱 구역의 크기는 초음파 발사장치의 주파수의 영향을 거의 받지 않으며, 저주파 초음파를 이용하여 병소에 응고성 괴사를 잘 형성할 수 있다; (2) 초음파의 포커싱 구역의 각 방향의 길이는 포커싱 구역의 체적을 감소하기 위하여 효과적으로 압축될 수 있어, 포커싱 구역에서 초음파 강도를 증가한다; (3) 초음파의 공진을 이용하여 포커싱 구역의 초음파 강도를 향상하므로, 초음파의 발사 효율을 증가할 필요가 없으며, 그로 인해 비 포커싱 구역의 초음파 강도의 증가를 피할 수 있어 치료 부위 이외의 기타 부위에 대한 안정성을 확보한다.

발명의 효과

[0040] 본 발명에 의하면, 초음파 발사면적이 크고, 초음파의 포커싱 능력이 초음파 발사원의 동작 주파수에 거의 영향을 받지 않은 초음파 변환기를 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0041] 도 1은 본 발명 실시예 1의 셀형 구면 공진 캐비티 구조 도면;

도 2는 본 발명 실시예 2의 셀형 구면 공진 캐비티 구조 도면;

도 3은 본 발명 실시예 2의 절단형 구면 공진 캐비티 구조 도면 (하나의 초음파 발사장치를 채용);

도 4는 본 발명 실시예 2의 절단형 구면 공진 캐비티 구조 도면 (다수의 초음파 발사장치를 채용);

도 5는 본 발명 실시예 3의(규칙) 양쪽 절단형 구면 공진 캐비티 구조 도면 (하나의 초음파 발사장치를 채용);

도 6은 본 발명 실시예 3의(규칙) 양쪽 절단형 구면 공진 캐비티(두개의 저면이 서로 평행) 구조 도면 (단층의 다수 초음파 발사장치를 채용);

도 7은 본 발명 실시예 3의(규칙) 양쪽 절단형 구면 공진 캐비티(두개의 저면이 서로 평행) 구조 도면 (다층의 다수 초음파 발사장치를 채용);

도 8은 본 발명 실시예 4의(불규칙) 양쪽 절단형 구면 공진 캐비티(두개의 저면이 서로 평행하지 아니함) 구조 도면;

도 9는 본 발명 실시예 5의 초음파 변환기 구조 도면;

도 10은 도 9의 초음파 변환기의 평면도;

도 11은 도 9의 초음파 변환기의 일부 단면도;

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0042] 구체적인 실시방식

[0043] 다음은 도면과 실시예를 결합하여 본 발명에 대하여 진일보하게 상세한 설명을 한다.

- [0044] 본 발명에 있어서 초음파 변환기(ultrasonic transducer)는 하나 또는 다수의 초음파 발사장치(ultrasonic emitting unit)를 포함한다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파의 파면(wavefront)은 동일한 반경을 갖는 구면(sphere surfaces)이며, 또한 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치는 초음파를 반사하는 기능을 구비한다. 상기 하나의 초음파 발사장치는 하나의 구면 공진 캐비티(spherical resonant cavity)을 형성하거나 또는 상기 다수의 초음파 발사장치는 공동으로 하나의 구면 공진 캐비티를 구성한다. 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티(internal cavity)은 구면 셀형(spherical shell shape) 이거나 또는 구심을 내부에 포함하는 단면(cross-sectional) 구면 셀형이다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발사장치가 발사하는 초음파는 상기 구면 공진 캐비티의 구심(spherical center)이 위치하는 구역에 포커싱 된다.
- [0045] 이하의 실시예는 본 발명의 실시예를 한정하는 것이 아니다.
- [0046] 실시예 1:
- [0047] 본 실시예에서, 초음파 변환기는 하나의 초음파 발사장치를 포함한다. 상기 초음파 발사장치는 또한 초음파를 반사하는 기능을 구비하며, 상기 초음파 발사장치는 셀프 포커싱(self-focusing) 초음파 변환기 장치이다. 상기 초음파 발사장치가 발사하는 초음파의 파면은 동일한 반경을 갖는 구면이며, 그가 발사하는 초음파는 구면파(spherical waves)이다. 상기 초음파 발사장치는 구면 공진 캐비티를 형성하며, 상기 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는, 완전히 밀폐된 음향 경로를 가진 셀형 구면 공진 캐비티를 형성하기 위하여, 완전한 구면 셀형이다. 상기 셀형 구면 공진 캐비티의 포커싱 구역은 상기 구면 공진 캐비티의 구심이 위치하는 구역이다.
- [0048] 본 발명의 초음파 변환기에서, 초음파 발사장치가 발사하는 초음파와 그 대응 면이 발사 또는 반사하는 초음파는 구심에 공진이 향상된 포커싱 구역을 형성한다.
- [0049] 그 중, 초음파 발사장치는 각종 형상의 셀프 포커싱 초음파 압전 재료(piezoelectric materials)로 제작될 수 있다. 제작의 편의를 위하여, 본 발명의 초음파 변환기는 도 1의 셀형 구면 캐비티 형태로 제작될 수 있다. 물론 필요에 따라 제작된 구면 공진 캐비티의 외부에 다양한 형상의 하우징을 추가할 수 있다. 즉, 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티가 완전한 구면 셀형의 형상이면 된다.
- [0050] 본 실시예에서 셀형 구면 캐비티(10)(shell shaped spherical cavity)는 개폐식을 채용하여, 물체를 상기 구면 셀형 캐비티(10)의 내부에 넣을 수 있도록 하였으며, 개폐부의 구체적인 위치는 넣는 물체에 따라 설정될 수 있다.
- [0051] 본 실시예의 초음파 변환기는 주로 밀폐된 환경하에서 진행하는 의학 실험에 적합하다. 예를 들면, 먼저 입체 기관(stereo organs) 또는 인체 모형 등을 상기 초음파 변환기의 셀형 구면 캐비티(10) 내에 넣고, 구면 셀형 캐비티(10)를 밀봉한 다음 치료 또는 실험을 진행할 수 있다. 치료 또는 실험이 종료된 후에, 셀형 구면 캐비티(10)를 열고 치료 또는 실험의 효과를 검사한다. 치료 또는 실험은 임상 목적의 가이드로서 행해질 수 있다.
- [0052] 상기 셀형 구면 캐비티(10)의 체적이 매우 클 때, 예를 들면 인체 전체를 셀형 구면 캐비티(10)에 수용할 수 있을 때는, 상기 초음파 변환기는 인체를 치료하는데 사용될 수 있다.
- [0053] 실시예 2:
- [0054] 도 2에 도시된 바와 같이 본실시예에서는 초음파 변환기에 형성되는 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 완전한 구면 셀형(spherical shell shape)의 형상을 갖는다. 실시예 1과 실시예 2의 차이점은 셀형 구면 공진 캐비티가 단지 하나의 초음파 발사장치로 형성되지 않는 것이다. 셀형 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 하나의 절단형 구면 캐비티(12)(truncated spherical cavity)(도 3,4 참조)와 하나의 크라운형 구면 캐비티(11)(crown shaped spherical cavity)로 같이 구성된다. 상기 절단형 구면 캐비티의 저면과 크라운형 구면 캐비티의 저면은 상호 결합되게 연결되며, 상기 절단형 구면 캐비티(12)와 크라운형 구면 캐비티(11)는 분리 가능하게 연결된다.
- [0055] 그 중에서, 크라운형 구면 캐비티(11)의 높이 h_1 은 구의 반경 R 보다 작으며, 절단형 구면캐비티(12)의 높이 h_2 는 구의 반경 R 보다 크다.
- [0056] 목표 구역의 위치를 정하고, 치료 과정에 대한 모니터링을 진행하고, 적시에 치료 효과를 평가하기 위하여, 본 실시예에서는 도 3, 4에 도시된 바와 같이 절단형 구면 캐비티(12)에는 모니터링 장치가 들어가는데 사용하는 구멍(20)이 마련되어 있다. 물론 구멍(20)은 크라운형 구면 캐비티(11)에도 마련할 수 있다.
- [0057] 본 실시예에서, 절단형 구면 캐비티(12)는 하나의 초음파 발사장치로 형성될 수 있다(도 3 참조). 제작 과정을 간단하게 하기 위하여, 다수의 초음파 발생장치를 공동으로 병합하여 구성할 수도 있다(도 4 참조). 같은 이유

로, 크라운형 구면 캐비티(11)는 하나의 초음파 발생장치로 형성할 수 있으며, 다수 초음파 발생장치를 공동으로 병합하여 구성할 수도 있다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발생장치는 초음파 반사 기능을 구비한 셀프 포커싱 초음파 변환기 장치를 채용한다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발생장치가 발사하는 초음파의 파면(wavefronts)은 동일한 반경을 갖는 구면이다.

[0058] 상기 다수의 초음파 발생장치를 채용한 절단형 구면 캐비티(12)에서, 각 초음파 발생장치가 발사하는 초음파 주파수의 크기는 그 차이가 20% 이내이다. 바람직하게는 상기 다수의 초음파 발생장치가 발사하는 초음파의 주파수는 동일하다.

[0059] 본 실시예에서 절단형 구면 캐비티(12)는 인체의 두부(head)를 치료하는데 적합하다. 절단형 구면 캐비티(12)는 오직 인체의 두부를 치료하는데 사용된다. 먼저 인체의 두부를 상기 절단형 구면 캐비티(12) 내에 집어 넣는다; 초음파 발생장치가 발사 및 반사하는 초음파가 구심에서 공진이 증대된 포커싱 구역을 형성하기 때문에, 인체의 병소는 구심에 위치하게 된다; 그런 다음, 상기 절단형 구면 캐비티(12)를 구성하는 초음파 발생장치가 치료의 진행을 시작한다.

[0060] 실제, 상기 절단형 구면 캐비티(12)는 독자적으로 내부 캐비티가 절단형 구면 공진 캐비티인 초음파 변환기를 구성할 수 있다. 상기 초음파 변환기에서, 필요에 따라 캐비티의 외부에는 각종 형상의 하우징을 설치할 수 있다(하우징을 설치하지 않아도 됨).

[0061] 실시예 3:

[0062] 도 5, 6, 7에 도시된 바와 같이, 본 실시예에는 초음파 변환기가 형성하는 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티의 형상은 구심을 포함하는 단면 구면 셀형(cross-sectional spherical shell shape)이며, 상기 내부 캐비티는 규칙적인(regular) 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)이다.

[0063] 본 실시예에서, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)의 상저면(S1)(upper bottom surface)과 하저면(S2)(lower bottom surface)은 평행하며, 상저면(S1)에서 구심(0)까지의 거리는 하저면(S2)에서 구심(0)까지의 거리와 서로 동일하다.

[0064] 본 실시예에서, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)는 하나의 초음파 발생장치(1)로 형성될 수 있으며(도 5 참조), 단층으로 형성된 다수의 초음파 발생장치(1)로 형성될 수도 있으며(도 6 참조), 다층으로 구성된 다수의 발생장치(1)로 형성될 수도 있다(도 7 참조). 상기 하나 또는 다수의 초음파 발생장치는 초음파 반사 기능을 구비한 셀프 포커싱 초음파 변환기 장치로 구성된다. 그 중, 도 5가 도시한 Z축 방향은 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)의 음향축(acoustic axis) 방향이며, Z축은 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)의 중심축과 겹친다.

[0065] 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)가 다수의 초음파 발생장치가 병합하여 형성되는 때에는, 상기 다수의 초음파 발생장치가 발사하는 초음파의 주파수는 서로 동일하다. 상기 초음파 발생장치가 발사하는 초음파의 파면은 서로 동일한 반경을 갖는 구면이다.

[0066] 본 실시예의 초음파 발생장치는 인체의 몸통 또는 수족의 치료에 적합하다. 인체의 몸통 또는 수족에 대하여 치료를 진행할 때에는, 먼저 인체의 몸통 또는 수족을 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)에 통과시켜 병소를 구심에 위치하도록 하고 초음파 발생장치를 작동하여 치료를 진행한다.

[0067] 실시예 4:

[0068] 도 8에 도시된 바와 같이, 본 실시예에서는, 초음파 변환기에 형성된 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구심을 포함하는 단면 구면 셀형이며, 상기 단면 구면 셀형의 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 불규칙적인 양쪽 절단형 구면 캐비티(14)이다.

[0069] 본 실시예에서, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(14)의 상저면(S1)과 하저면(S2)은 서로 평행하지 않다. 그리고, 상저면(S1)에서 구심(0)까지의 거리는 하저면(S2)에서 구심(0)까지의 거리와 서로 동일하다.

[0070] 본 실시예에서, 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(14)는 하나의 초음파 발생장치(1)로 형성될 수 있으며, 단층으로 형성된 다수의 초음파 발생장치(1)로 형성될 수도 있으며, 다층으로 구성된 다수의 발생장치(1)로 형성될 수도 있다. 상기 하나 또는 다수의 초음파 발생장치는 초음파 반사 기능을 구비한 셀프 포커싱 초음파 변환기 장치로 구성된다. 그 중, 도 8이 도시한 Z축 방향은 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(13)의 음향축(acoustic axis) 방향이며, Z축은 상기 양쪽 절단형 캐비티(14)의 중심축과 겹친다.

[0071] 상기 양쪽 절단형 구면 캐비티(14)가 다수의 초음파 발생장치가 병합하여 형성되는 때에는, 상기 다수의 초음파

발생장치가 발사하는 초음파의 주파수는 서로 동일하다. 상기 초음파 발생장치가 발사하는 초음파의 파면은 서로 동일한 반경을 갖는 구면이다.

[0072] 본 실시예의 초음파 발생장치는 자궁 근종 및 기타 질병의 치료에 적합하다. 자궁 근종 및 기타 질병의 치료를 진행할 때에는, 특정 체위 치료에 적합하도록, 본 실시예의 불규칙적인 양쪽 절단형 구면 공진 캐비티의 초음파 변환기를 사용할 수 있다.

[0073] 실시예 5:

[0074] 본 실시예와 실시예 3의 차이점은, 본 발명에서 초음파 변환기의 초음파 발생장치는 평면(planar) 초음파를 발생하는 압전 재료 및 포커싱 렌즈로 형성된다. 즉, 초음파 발생장치는 렌즈 포커싱 초음파 변환기 장치이다. 도 9, 10, 11에 도시된 바와 같이, 구면 공진 캐비티는 4개의 평면 압전 웨이퍼(15)와 4개의 포커싱 렌즈(16)로 형성된다. 즉 하나의 평면 압전 웨이퍼(15)에는 하나의 포커싱 렌즈(16)가 부착된다. 상기 4개의 렌즈 포커싱 초음파 변환기 장치가 발생하는 초음파 또한 구면파이며, 그가 발생하는 초음파의 파면 또한 동일한 반경을 갖는 구면이다.

[0075] 상기 4개의 포커싱 렌즈(16)의 내표면은 모두 구면의 일부분이므로, 각 포커싱 렌즈에서 구심까지의 거리는 모두 동일하며, 구심을 내부에 포함하는 양쪽 절단형 구면 캐비티는 서로 결합되어 형성될 수 있다(물론, 셀형 구면 캐비티 또는 절단형 구면 캐비티도 서로 결합되어 형성될 수 있다). 즉 상기 초음파 변환기에 형성된 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 구심을 포함하는 단면 구면 셀형의 형상이며, 상기 단면 구면 셀형의 구면 공진 캐비티의 내부 캐비티는 양쪽 절단형 구면 캐비티로 형성된다.

[0076] 본 실시예에서 기타 구조 및 사용은 실시예 3과 동일하므로, 더 이상 설명하지 않는다.

[0077] 주의해야 할 점은 이상의 실시 방식은 단지 본 발명의 원리를 설명하기 위하여 채용한 예시성 실시방식이므로, 본 발명은 이에 한정되지 않는다는 것이다. 본 영역의 기술자는 본 발명의 정신과 실질을 벗어 나지 아니하고, 각종 변형과 개량을 실시할 수 있으며, 이러한 변형과 개량은 본 발명의 보호범위에 속하는 것으로 간주된다.

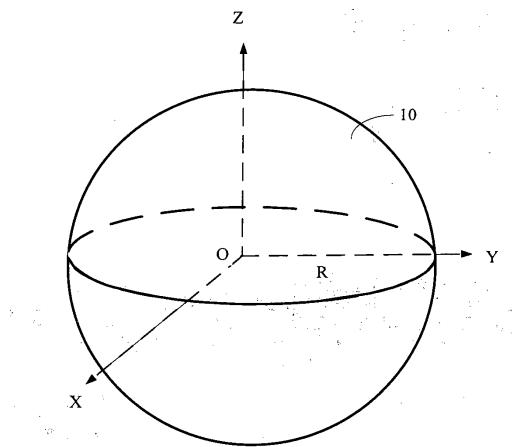
부호의 설명

[0078] 본 발명의 도면에서 사용된 번호는 다음과 같다:

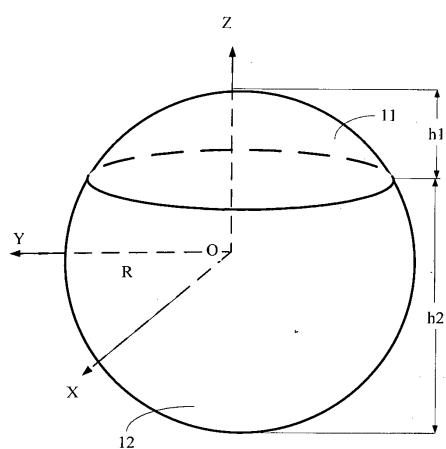
1-초음파 발생장치,	10-셀형 구면 캐비티,
11-크라운형 구면 캐비티,	12-절단형 구면 캐비티,
13,14-양쪽 절단형 구면 캐비티,	15-평면 압전 웨이퍼,
16-포커싱 렌즈,	20-구명,
h1-크라운형 구면 캐비티의 높이,	h2-절단형 구면 캐비티의 높이,
R-구 반경,	S1-상저면,
S2-하저면	

도면

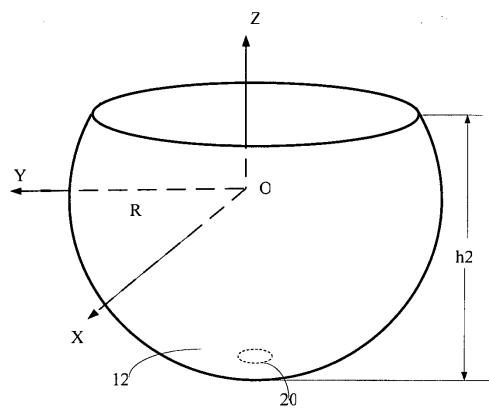
도면1



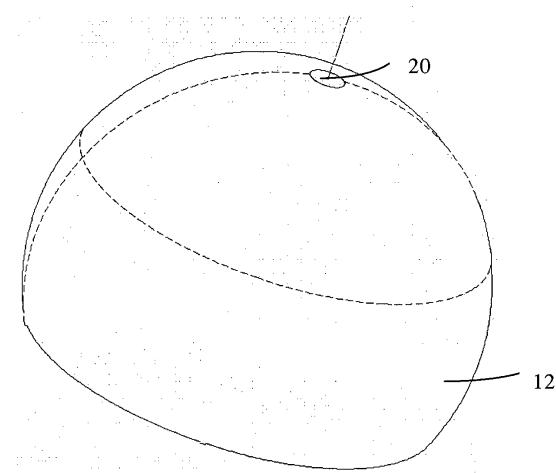
도면2



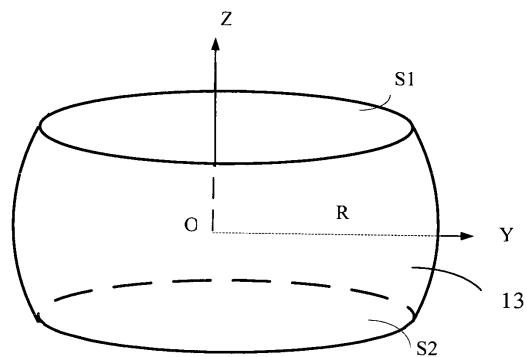
도면3



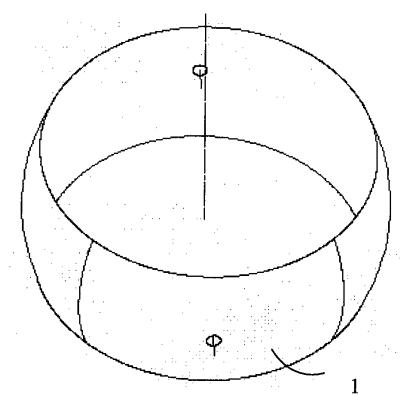
도면4



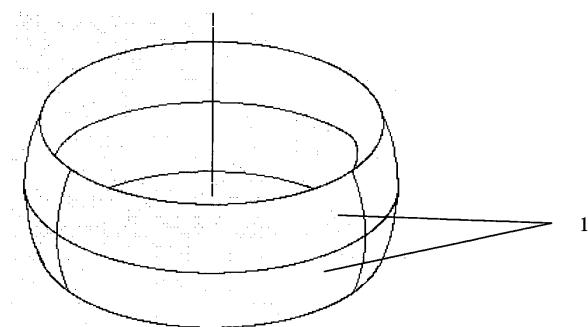
도면5



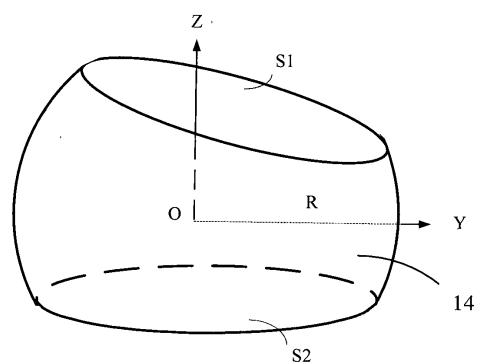
도면6



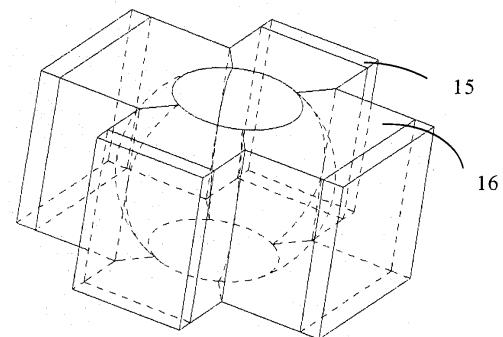
도면7



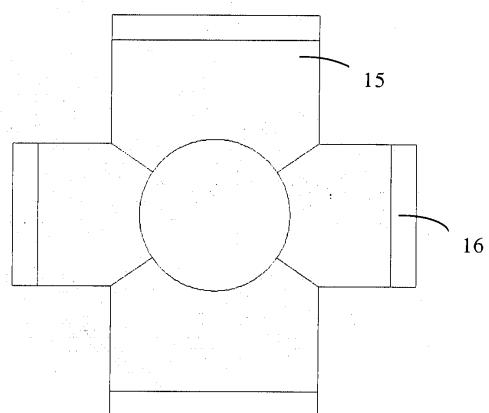
도면8



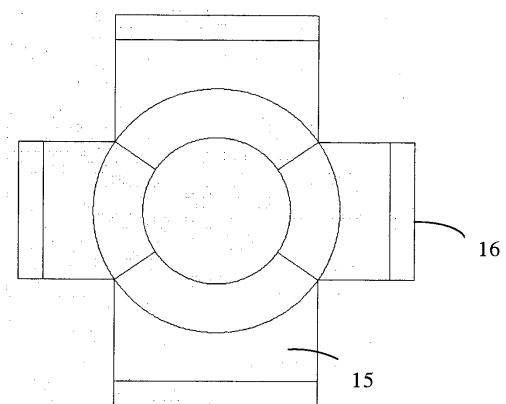
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	超声波换能器		
公开(公告)号	KR1020120101708A	公开(公告)日	2012-09-14
申请号	KR1020127018185	申请日	2011-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	统称这绿色医疗技术科号.		
当前申请(专利权)人(译)	统称这绿色医疗技术科号.		
[标]发明人	WANG ZHIBIAO 왕지비아오 WANG HUA 왕후아 ZENG DEPING 정데핑 ZHAO CHUNLIANG 자오춘리앙 YE FANGWEI 예팡웨이 LI SANYONG 리산용 XU GUIHUA 수구이후아 GONG XIAOBO 공시아오보		
发明人	왕지비아오 왕후아 정데핑 자오춘리앙 예팡웨이 리산용 수구이후아 공시아오보		
IPC分类号	A61N7/00 G10K11/32 G01N29/24 A61B8/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61B8/4455 A61N2007/006 A61N2007/0069 A61N2007/0078 B06B1/0637 G10K11/32		
优先权	201010140052.0 2010-04-02 CN		
其他公开文献	KR101378207B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了一种超声换能器，其包括一个或多个超声发射器。超声波的波阵面来触发一个或多个超声发射单元是具有相同半径的球面表面，并且进一步地，其中所述一个或多个超声发射单元设置有用于反射超声波的功能。一个发射装置形成一个球形谐振腔，或者多个超声波发射装置共同构成一个球形谐振腔。球形谐振腔的内腔是球形孔型或包括内芯的截面球形孔型。由一个或多个超声发射器发射的超声聚焦在球形谐振腔的中心。本发明的超声换能器也几乎不受超声波发射区域更大的聚焦增益指针以及增加的超声能量的焦点的超声波发射圆的工作频率。

