

**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>  
A61N 7/00

(11) 공개번호 특2000-0068302  
(43) 공개일자 2000년11월25일

(21) 출원번호	10-1999-7001452		
(22) 출원일자	1999년02월23일		
번역문제출일자	1999년02월23일		
(86) 국제출원번호	PCT/GB1997/02200	(87) 국제공개번호	WO 1998/07470
(86) 국제출원출원일자	1997년08월18일	(87) 국제공개일자	1998년02월26일
(81) 지정국	AP ARIP0특허 : 케냐 레소토 말라위 수단 스와질랜드 우간다 스위스 짐바브웨		
	EA 유라시아특허 : 아르메니아 아제르바이잔 벨라루스 키르기즈 카자흐스탄 몰도바 러시아 타지키스탄 투르크메니스탄		
	EP 유럽특허 : 오스트리아 벨기에 스위스 독일 덴마크 스페인 프랑스 영국 그리스 아일랜드 이탈리아 룩셈부르크 모나코 네덜란드 포르투갈 스웨덴 핀란드		
	OA OAPI특허 : 부르키나파소 베냉 중앙아프리카 콩고 코트디부아르 카메룬 가봉 기네 말리 모리타니 니제르 세네갈 차드 토고		
	국내특허 : 알바니아 아르메니아 오스트리아 오스트레일리아 아제르바이잔 바베이도스 불가리아 브라질 벨라루스 캐나다 스위스 중국 체코 독일 덴마크 에스토니아 스페인 핀란드 영국 그루지야 헝가리 이스라엘 아이슬란드 일본 케냐 키르기즈 북한 대한민국 카자흐스탄 스리랑카 라이베리아 레소토 리투아니아 룩셈부르크 라트비아 몰도바 마다가스카르 마케도니아 몽고 말라위 멕시코 노르웨이 뉴질랜드 슬로베니아 슬로바키아 타지키스탄 투르크메니스탄 터어키 트리니다드토바고 우크라이나 우간다 미국 우즈베키스탄 베트남 폴란드 포르투갈 루마니아 러시아 수단 스웨덴 싱가포르		
(30) 우선권주장	9617749.8 1996년08월23일 영국(GB)		
(71) 출원인	영 마이클 존 래들리		
	영국 TQ13 7JX, 사우스 데본, 애쉬버튼, 브렘리지, 브렘리지 하우스		
(72) 발명자	영마이클존래들리		
	영국TQ137JX, 사우스데본, 애쉬버튼, 브렘리지, 브렘리지하우스		
(74) 대리인	강영수		

**심사청구 : 없음**

**(54) 초음파 치료장치**

**요약**

본 발명은 연조직의 외피에 10 kHz와 4 MHz사이의 범위에 있는 서로 다른 주파수를 갖는 2개의 에너지 구성원을 인가하도록 구성하여 골격/근육 손상을 치료하거나 골절을 진단하는 방법과 장치에 관한 것이다.

이는 연조직 위에 놓여 있는 외피에 적용헤드를 부합접촉시켜 전송할 고주파가 적재되어 있는 저주파 반송파를 포함하고 있는 초음파를 상기 적용 헤드를 통해 전송함으로써 수행되는 것이다.

또한 본 발명의 방법은 연조직의 외피에 비교적 낮은 주파수, 선택적으로는 10-110 kHz 범위의 에너지를 방출할 수 있는 제1부재를 포함하여 이루어진 적용 헤드를 인가하여 0.5 내지 3 MHz범위의 주파수를 갖는 제2 압전수단에 의해 발생하는 에너지를 인가하는 단계를 포함하고 있는 것이다.

**색인어**

초음파치료, 고주파, 저주파, 조직, 압전

**명세서**

**발명의 상세한 설명**

본 발명은 생체의 연조직에 대한 초음파치료 및/또는 기타 작용을 하는 개선된 의료기에 관한 것이다.

스캐닝 진단술 및 특정 병세의 치료조치에 초음파를 사용하는 것은 지난 20~30년 동안 여러가지 기술문헌들을 통해 광범위하게 보고된 바 있다. 그러나 kHz대역을 사용하는 치료장치에 대한 기술인 본 출원인에 의한 영국특허출원 제2274996A이전에는 30 ~ 100 KHz 범위의 주파수를 사용하는 관련문헌을 찾

아 볼 수 없었다.

손상된 연조직을 치료할 때 MHz대역의 초음파를 조사하는 것은 매우 효과적이고, 방출된 초음파는 생체 연조직의 다른 형태에 따라 서로 다른 정도로 흡수되는 것으로 알려져 있다.

이러한 특성은 어떤 형태의 손상부위를 치료하기 위한 범위를 어느정도 제한한다. 이는 심부 손상부위에 적절한 강도의 초음파를 전달하기 위해서는 유해한 부작용의 가능성이 큰 레벨의 초음파가 외측 연조직에 접촉되어지게 되기 때문이다. 심부의 손상시 이러한 자연적인 감쇄문제를 해결하기 위해 45 ~ 50 KHz대역의 장파장을 사용할 것을 제안한 바 있으며, 이는 유사한 개선된 전송특성을 제공하는 것인데, 이에 관해서는 본인에 의해 선출원된 영국특허출원 GB 2274996A에 개시되어 있다.

MHz대역의 주파수사용은 초음파에너지를 사용한 치료가 조직의 잘 한정된 구역에 정확히 가해져야 하고 이는 초점이 정밀하게 맞추어진 초음파빔에 의해 가장 양호하게 달성된다는 개념을 근거로 하는 것이다. 그러나 종종 보다 넓은 범위의 치료에 적용할 필요성이 있으며, 이 경우 상대적으로 높은 주파수의 진동과 낮은 주파수의 진동의 혼합이 요구된다. 예컨대, 연조직을 통한 3 MHz의 초음파송파에 해당하는 특성 파장은 0.5 mm이지만, 40 KHz대에서는 파장이 약 37.5 mm가 된다.

그렇지만 달성된 조합파장은 치료중인 연조직내에서 보다 균등한 에너지분포를 제공하고 있기는 하다. 또한, 단지 국부치료나 표면에 근접한 부위를 치료하는 경우에는 아직 선택부위를 선택적으로 치료할 수 있는 장치를 필요로 하고 있다.

그런데, 초음파는 그 주파수가 커짐에 따라 감쇄현상이 증대하는 것으로 알려져 있기 때문에 높은 주파수의 초음파 송파에 있어서 일반적으로 나타나는 특징은 입사면과 근접한 곳에서 비교적 높은 에너지흡수율을 보이고 이때문에 입사면으로부터 깊이 들어갈수록 그 작용력이 현저히 떨어진다는 것이다. 그러므로 주어진 입력의 강도에 대해서 심부의 연조직을 치료할 때는 저주파를 사용하는 것이 바람직하다고 결론지을 수 있다. 이러한 고려는 치료가 요구되는 부위까지 충분한 에너지를 전달하기 위해 MHz대역의 치료용 초음파를 인가하는 경우 피부층 내에서의 과도한 에너지흡수가 불합리하게 커질 위험이 있기 때문에 매우 중요한 것이다. 이때문에, 에너지 레벨은 그 강도가 3 watts/cm<sup>2</sup>를 초과해서는 안된다는 요건에 따라 제한된다.

또한 종래의 고주파시스템은 조사된 연조직에서 정재파, 내부반사 및 그 결과로 일어나는 과열점의 위험을 발생시킬 수 있는 원형의 에너지 빔을 발생시킨다. 이와는 달리, 장파장의 전송은 다른 종류의 전파 특성을 갖추고 있고 정재파의 위험이 적거나 전혀 없는 구면파(球面波)를 제공한다.

본 발명은 장파장치료가 갖고 있는 이점에 단파장치료가 갖고 있는 이점을 결합하고자 함에 있다.

본 발명의 한 태양에 따르면, 체표면 혹은 체표면 안쪽의 근육손상의 치료나 골절의 진단을 위한 장치로서, 초음파 에너지를 발생시키는 것으로 10 kHz와 4 MHz의 서로 다른 주파수를 갖는 에너지를 각각 전달하기 위해 채용된 적어도 2개의 발생수단을 포함하고 있는 압전수단과, 체표면에 부합접촉시켜 그를 통해 하나 또는 그이상의 발생수단으로부터 발생하는 에너지를 전달하도록 하되 환자의 몸안으로 초음파에너지를 전달하도록 채용된 적어도 하나의 적용헤드를 포함하여 이루어진 것이다.

바람직하기로, 제1 발생수단은 10-110 kHz사이, 보다 유리하기로는 20-100 kHz사이, 선택에 따라서는 45 kHz의 주파수를 갖는 에너지를 발생시킨다.

또한, 제2 발생수단은 0.5-4 MHz사이, 보다 유리하기로는 0.5-3 MHz사이, 선택에 따라서는 1 MHz의 주파수를 갖는 에너지를 발생시킨다.

이러한 태양의 본 발명의 바람직한 실시예에서 제2 발생수단은 본 장치의 치료표면에 인접한 곳에 배치되어 있다.

본 발명의 다른 실시예에서 각 발생수단들은 본 장치의 치료표면에 인접한 곳에 배치되어 있다.

본 발명의 제2태양에 따르면, 체표면 아래의 근육손상을 치료하거나 골절을 진단하기 위한 장치에 있어서, 비교적 낮은 저주파 반송파위에 고주파 초음파 에너지가 적재되어 전달되어지는 초음파 에너지를 발생시키는 압전수단과, 상기 초음파 에너지를 체표면에 채용된 적용 헤드 및 상기 초음파 에너지를 상기 적용 헤드를 통해 몸안쪽으로 전달하는 수단을 포함하여 이루어진 것이다.

바람직하기로, 상기 반송파는 0.5-4 MHz범위의 고주파 초음파가 적재되어 있는 10 kHz와 110 kHz사이의 주파수를 갖는 것이다.

보다 유리하기로, 반송파의 주파수는 20-100 kHz인 것이다.

적재파의 주파수는 바람직하기로 0.5-3 MHz인 것이다.

저주파반송파는 구형파로 해도 좋다.

혹은 저주파반송파는 정현파로 해도 좋다.

기타의 파형들이 반송파로 이용가능하다.

적재된 고주파 파형은 바람직하기로 정현파가 좋으나 기타의 파형이 이용될 수 있다.

적용된 헤드는 아세탈, 폴리프로필렌 및 폴리카아보네이트를 포함하는 밀도가 높은 폴리머로부터 기계가 공되거나 몰드성형될 수 있다. 이들 및 유사재료들은 모두 30-100 kHz 주파수 범위의 저진폭 초음파를 비교적 낮은 에너지 흡수율로 전파할 수 있다. 상기 헤드는 인체의 연조직의 임피던스와 가까운 고유 임피던스(W)를 갖는 플라스틱 재료로부터 선택된 것을 기계가공된다.

예컨대 아세탈이 사용될 수 있는데, 이 경우 적용가능한 특징은 다음과 같다.

$$W_{\text{아세탈}} = 1.86 \text{ s } 10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ sec}^{-1}$$

$$W_{\text{연조직}} = 1.65 \text{ s } 10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ sec}^{-1}$$

본 발명의 제3태양에 의하면, 두가지 에너지 구성원을 연조직의 외피에 인가하되 각 에너지 구성원은 10 kHz 와 4 MHz사이의 범위에 있는 서로 다른 주파수를 갖도록 하여 근육손상을 치료하거나 골절을 진단하는 방법을 제공한다.

본 발명의 제4태양에 의하면, 연조직위에 놓여있는 외피에 적용 헤드를 부합접촉시켜서 상기 적용 헤드를 통해 고주파가 적재된 저주파 반송파를 포함하는 초음파를 상기 외피에 전달하도록 하는 단계를 포함하여 이루어져 있는 근육손상을 치료하거나 골절을 진단하는 방법을 제공한다.

본 발명의 제5태양에 의하면, 연조직의 외피에 비교적 낮은 주파수, 선택적으로는 10-110 kHz 범위의 에너지를 방출할 수 있는 제1부재를 포함하여 이루어진 적용 헤드를 부합접촉시켜 0.5 내지 3 MHz범위의 주파수를 갖는 제2 압전수단에 의해 발생하는 에너지를 인가하는 단계를 포함하여 이루어져서 심부의 근육손상을 치료하거나 골절을 진단하는 방법을 제공한다.

이하에서 본 발명의 실시예들을 첨부도면들에 의거하여 예시적인 방법으로 더욱 상세히 설명한다. 도면 중,

도 1은 헤드내에서 진행파의 진폭을 나타내는 것으로서, 본 발명에 따른 변환기와 헤드축을 따른 속도 및 응력 분포를 나타내는 도표,

도 2는 도 1의 X좌표 크기와 전체적으로 동일한 눈금의 길이를 갖도록 압전변환기와 헤드 조립체를 포함하는 기구를 도식적으로 나타낸 도면,

도 3A는 초음파변환기의 구동을 위한 개략적 구성도,

도 3B는 반송파가 구형파이고 적재파가 고주파의 정현파인 합성파형을 개략적으로 도시한 도면,

도 4A는 동축 합성파형을 발생시키는 치료헤드의 단면을 개략적으로 도시한 도면,

도 4B는 도 4A에 도시된 장치의 선단부를 개략적으로 도시한 도면,

도 5A는 도 4에 도시된 실시예의 보다 상세한 단면도,

도 5B는 도 5A의 선단부를 도시한 도면,

도 6은 본 발명을 구현하는 장치의 단면도,

도 7은 본 발명을 이용하는 시험장치를 나타내는 도면,

도 8A는 본 발명에 따른 장치에 의해 발생하는 빔의 윤곽을 나타내는 한편, 도 8B는 강렬한 중앙봉으로 허용될 수 없는 빔의 윤곽을 나타내는 도면,

도 9 내지 도 13은 비교실시예의 결과와 함께 고주파 초음파방출과 저주파 초음파방출에 대한 돼지근육조직내에서의 열과 그에따른 에너지분포를 결정하는 시험결과를 나타내는 도면,

도 14는 고주파 요소의 빔윤곽을 나타내는 도면이다.

예시도면에 대해 설명하면, 도 2는 배관(5), PZT 세라믹 링(2)(압전변환수단), 전극(3) 및 단차진 출력부(4)를 포함하는 음파발전기(1)를 나타낸다. 상기 발전기는 사전에 설정된 주파수의 파를 소정형상의 플라스틱 헤드(6)를 통해 연결매체(7)를 통해 조직내부(8)로 전파한다. 이에 관해서는 선출원된 영국특허출원 GB 2274996A에 개시되어 있다.

도 1은 본 장치내의 파형을 도시한 것이다. 정재압력파는 상기 변환기내에서 출력진폭 9로 설정되며,

이 정재압력파는 소정형상의 치료 헤드(6)를 통해 전파되어 진폭  $\epsilon_{LM}$  을 가지는 한 진행파로 출력된다. 플라스틱헤드에서의 속도와 파압진폭(응력)은 치료중에 비교적 일정한 것으로 나타나고 있다. 그러므로 이러한 진폭들은 피시술자에게 전달되는 에너지에 대한 진행파 진폭을 나타낸다. 이러한 상황은 변환기/헤드 인터페이스에서의 파의 반사와 헤드/조직 인터페이스에서의 거의 완전한 파의 전달에 기인한다. 헤드의 형상은 여러가지로 변형될 수 있지만, 둥근 형상의 것이 바람직하다.

시술시 정재파는 과도한 국부 흡수가 일어날 수 있기 때문에 해당 조직으로 전달된 에너지는 정재파를 야기시켜서는 안된다.

도 4 내지 도 6에 대해 설명한다. 헤드에 의해 공급되는 저주파 에너지와 고주파 에너지를 발생시키기 위하여 별도의 압전수단들이 설치되어 있다. 이 실시예에 있어서, 압전수단(2)은 표준 헤드(6)를 통해 치료할 조직으로 전달되는 비교적 낮은 저주파를 발생시킨다.

헤드(6)내측에서 그리고 가능하기는 하지만 일반적으로 그의 전체적인 전면 만곡부와 일치하지는 않게 내설되어 있는 것이 비교적 높은 주파수의 에너지를 발생시키도록 채용된 제2 압전수단(10)이다. 이는 헤드(6)의 중앙과 손잡이의 돌출부를 관통하여 연결되어 있는 전선에 의해 전원을 공급받는다. 상기 제2 압전발전기는 공극수단(11)과 O-링수단(20)에 의해 헤드와 분리되어 있다. 이 실시예에 있어서, 헤드(6)의 주표면에 의해 조직의 표면에 인가된 에너지 주파수는 45 kHz 범위인 반면, 내측의 압전변환기(10)에 의해 인가되는 에너지 주파수는 1 MHz이다. 도 6으로부터 알 수 있는 바와 같이, 전체 헤드(6)의 내측에 분리된 헤드(12)가 설치되어 있다. 이는 티타늄이나 알루미늄 혹은 그의 합금으로 구성될 수 있으며,

직경이 10 mm  $\pm$ 0.5mm인 것이 바람직하다. 상기 곡률의 반지름은 거의 항상 메인 헤드(6)의 곡률의 반지름보다 작다. 후술되는 바와 같이, 그러한 설정은 보다 유리한 빔윤곽을 제공하게 된다.

실제로, 도 8A와 도 8B로부터 알 수 있는 바와 같이, 빔의 윤곽은 특히 중요하며 2개의 헤드(6)(12)의 상대적인 반지름과 크기는, 물론 그들 각각에 의해 전달되는 주파수와 마찬가지로 그러한 윤곽에 영향을 준다.

이상적인 빔의 윤곽은 인접한 외부 영역에서 불요하고 잠재적인 위험성이 있는 파의 강화를 회피하거나 감소시키기 위하여 거의 구형파에 가까운 것이다.

상기 빔윤곽은 금속 지지대내에 압전 세라믹 드라이버를 내설함으로써 조절될 수 있는데, 상기 드라이버의 기하도형적인 배열은 국부 고진폭 이동의 발생을 가능케 하는 진동 파복을 방지하기 위하여 주의 깊게 선택되는 것이다.

일측 혹은 타측의 압전변환기 또는 양쪽의 압전변환기를 작동시키도록 스위치수단이 설치될 수 있다. 두 가지가 다 공존하도록 이용되는 경우 광범위한 피하조직의 치료시 치료하고자 하는 조직 전체에 걸쳐 보다 고른 에너지분배를 위한 전위의 공급이 가능하다.

다른 것으로서, 그 신호들을 번갈아 끼워넣을 수 있도록 예컨대, 대략 1 ms동안 장파장이 입력되는 단주기가 대략 1 ms동안 단파장이 방출되는 단주기에 의해 간격을 두고 배치된다.

본 발명은 손상된 부위에 적절한 강도의 초음파 에너지를 확실히 안전하게 전달하도록 함으로써 심부 연조직 손상을 치료하는 개선된 방법과 수단을 제공한다.

이러한 기술의 결과는 장파장 전달에 의해 침투되는 조직부위에서 흡수율을 증진시키게 된다. 반송파는 초점이 맞추어지지 않고 적재된 고주파 파형의 진폭은 비교적 낮고 순수 파형안에 있다가 보다는 대조직 깊이를 통과하여 잔존한다. 고주파에서는 흡수율이 자연적으로 증가되기 때문에 심부의 조직에 전달되는 에너지를 증가시킬 수 있다.

물론, 최적의 전달특성을 제공하기 위하여 반송파와 적재파의 주파수와 진폭 모두를 변경시키는 것이 가능하다.

또한, 요구되는 바와 같은 치료프로그램의 내측이나 외측에서 고주파요소를 스위칭시켜 초음파 전달을 제어하는 것이 가능하다.

## 실시에

하나의 팬텀깊이에 가열능력이 있다고 하는 프로토타입의 초음파투열기 (Ultrasound Diathermy Device)에서 성능시험을 수행하였다.

저주파특성

주파수 45 kHz  $\pm$ 5%

ERA 13.5 cm<sup>2</sup>

BNR 6.5

빔형태 발산

설정 전력 0.4 W, 0.6 W, 1 W

모우드 연속

고주파특성

주파수 1 MHz  $\pm$ 5%

ERA 0.9 cm<sup>2</sup>

BNR < 5.0

빔형태 발산

설정 전력 0.5 W, 1 W, 2 W

모우드 연속 및 펄스(20% 듀티사이클)

일반

타이머는 다음의 상이한 설정에 대한 정밀도를 가짐.

5분 이하  $\pm$ 1.7%

5 - 10분  $\pm$ 0.7%

10분 이상  $\pm$ 0.5%

타이머의 최대 설정시간은 30분임

주)빔 비균일비(BNR:Beam Non-Uniformity Ratio)는 조사기의 유효방출영역 양단의 전력밀도의 변화를 측정하는 것이다. 상기 초음파투열기의 독특한 동축설계는 각 전달원의 독립적 측정에 의해 진행되었다.

45 kHz와 1 MHz의 주파수로 초음파진동하는 돼지근육에서 실험적으로 시험하기 위해 사용된 도 7에 도시된

장치에 관해 설명하면, 수납용기(25)는 어댑터(26)에 의해 초음파 핸드셋에 지지되어 있다. 수납용기(25)내측에는 탈가스 물과 캐스터 오일 및 돼지근육조직으로 이루어져 수납용기의 선단에서 밀봉되어 있는 전달매체(27)가 있다. 온도기록기(30)는 헤드로부터 여러거리에서 열전쌍(29)에 의해 측정된 온도기록을 보유하고 있다.

도 9 내지 도 13에 대해 설명하면, 1 cm 조사기로서 상기 장치와 비교장치에 대한 팬텀상에서의 가열능력 시험을 수행하였다. 돼지근육에서 깊이에 대한 온도상승을 나타내기 위해 3번의 실험결과에 대한 평균치에 따라 모든 그래프가 구성되었다. 이러한 시험은 최대 출력으로 시술하는 본 발명을 구현하는 장치가 측정된 모든 깊이에 걸쳐서 메틀러(Mettler) 720의 최대 출력에서 그와 동일하거나 보다 나은 가열특성을 제공함을 나타낸다. 본 발명에 따른 장치가 동일하거나 보다 나은 가열특성을 가지고 있다는 표현은 상기 메틀러보다 모든 깊이에서 보다 많은 열이 쌓인다는 것을 뜻하는 것은 아니다. 왜냐하면, 메틀러는 본 발명에 따른 장치보다 한정적으로 더욱 많은 표면에서 가열을 하게 되기 때문이다. 그러나 표면가열은 환자의 표면가열허용치를 제한하기 때문에 성취될 수 있는 깊이에서 가열량을 제한하는 경향이 있는 것처럼 투열요법에서 원치않은 결과를 초래한다.

첫째, 본 발명에 따른 장치는 돼지근육을 포함하는 팬텀에서 3가지 조건하에서 평가되었다.

(1) 45 kHz 단독 @ 1 W

(2) 1 MHz 단독 @ 2 W

(3) 45 @ 1 W 와 1 MHz @ 2 W (동시)

그 결과는 도 9에 도시되어 있으며, 2중 주파수 처리의 장점을 나타내고 있다. 1 MHz 단독 치료는 2 cm의 깊이에서 45 kHz치로 에너지의 6배가 들어가는 한편 팬텀의 5 cm깊이의 깊은 곳에서 45 kHz치로는 절반의 출력에도 불구하고 1 MHz치로의 에너지의 2배가 들어간다.

그래프로부터 이미 알 수 있는 바와 같이, 45 kHz 성분에 의해 깊이에 들어가는 에너지는 표면가열시 적은 비용으로 달성된다. 이는 1 MHz 성분 단독에서 획득할 수 있는 것보다 4 cm이상의 깊이에서 2중 주파수치로에 대해서 매우 우수한 가열성능을 가져오게 한다.

2 W로 작동되는 1 MHz 채널만을 구비한 장치는 종래 장치(2 W출력에서 1 MHz로 한번 동작)와 유사한 가열특성을 제공하는데, 이는 도 10의 1 MHz 단독(또한 2 W) 시의 장치와 동등한 것으로 여겨진다. 깊이에 대한 가열패턴은 비록 광발산특성에 차이가 있기 때문이기는 하지만 2개의 장치가 성질상 유사하고 동일하지는 않음에 주의한다.

본 발명에 따른 장치의 최대 출력에서 2중 주파수치료 가열성능은 도 11에서 2 W로 동작하는 종래 1 MHz장치와 직접적으로 동등한 것으로 여겨진다. 상기 두 장치에 의한 가열성능은 3 cm의 깊이에서는 유사하지만, 본 발명을 구현하고 있는 장치는 종래의 장치에서 할 수 있는 것보다 3배의 가열성능을 제공한다. 표면가열시 보다 적은 비용으로 침투에너지를 증가시킬 수 있다.

이러한 데이터들은 본 발명에 따른 장치가 1 cm 조사기가 구비된 종래 장치의 가열특성과 동일하거나 보다 나은 가열특성을 갖고 있음을 나타낸다.

## (57) 청구의 범위

### 청구항 1

체표면 또는 체표면 아래의 골격/근육 손상을 치료하거나 골절을 진단하기 위한 장치에 있어서,

초음파 에너지를 발생시키는 것으로 10 kHz와 4 MHz의 서로 다른 주파수를 갖는 에너지를 각각 전달하기 위해 채용된 적어도 2개의 발생수단을 포함하고 있는 압전수단과, 체표면에 부합접촉시켜 그를 통해 하나 또는 그이상의 발생수단으로부터 발생하는 에너지를 전달하도록 하되 환자의 몸안으로 초음파에너지를 전달하도록 채용된 적어도 하나의 적용헤드를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

### 청구항 2

제1항에 있어서, 제1 발생수단은 10-110 kHz, 바람직하기로는 20-100 kHz, 선택적으로는 45 kHz영역의 주파수를 갖는 에너지를 공급하도록 된 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

### 청구항 3

제1항 또는 제2항중 어느 한 항에 있어서, 제2 발생수단은 0.5 내지 4 MHz, 바람직하기로는 0.5 내지 3 MHz, 선택적으로는 1 MHz영역의 주파수를 갖는 에너지를 발생시키도록 된 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

### 청구항 4

제3항에 있어서, 제2 발생수단은 본 장치의 치료표면에 인접배치되어 있는 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

### 청구항 5

선행항중 어느 한 항에 있어서, 각 발생수단은 본 장치의 치료표면에 인접배치되어 있는 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

### 청구항 6

체표면 아래의 근육손상을 치료하거나 골절을 진단하기 위한 장치에 있어서,

비교적 낮은 저주파 반송파위에 고주파 초음파 에너지가 적재되어 전달되어지는 초음파 에너지를 발생시키는 압전수단과, 체표면에 부합접촉시키기 위해 채용된 적용 헤드 및 상기 초음파 에너지를 상기 적용 헤드를 통해 몸안쪽으로 전달하는 수단을 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 7

제6항에 있어서, 상기 반송파는 그 위에 0.5 내지 4 Mhz범위의 고주파로 된 초음파 에너지가 적재되어 있는 10 kHz 와 110 kHz 사이의 주파수를 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 8

제7항에 있어서, 반송파의 주파수는 20-100 kHz인 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 9

제7항 또는 제8항중 어느 한 항에 있어서, 적재파의 주파수는 바람직하기로 0.5-3 Mhz인 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 10

제7항 내지 제9항중 어느 한 항에 있어서, 저주파 반송파는 구형파인 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 11

제7항 내지 제9항중 어느 한 항에 있어서, 저주파 반송파는 정현파인 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 12

제7항 내지 제10항중 어느 한 항에 있어서, 적재된 고주파의 파형은 정현파인 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 13

선행항중 어느 한 항에 있어서, 적용된 헤드는 아세탈, 폴리프로필렌 및 폴리카아보네이트를 포함하는 밀도가 높은 폴리머로부터 기계가공되거나 몰드성형된 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 14

선행항중 어느 한 항에 있어서, 헤드는 인체의 연조직의 임피던스와 가까운 고유 임피던스(W)를 갖는 플라스틱 재료로부터 선택된 것을 기계가공한 것을 특징으로 하는 초음파 치료장치.

#### 청구항 15

두가지 에너지 구성원을 연조직의 외피에 인가하되 각 에너지 구성원은 10 kHz 와 4 Mhz사이의 범위에 있는 서로 다른 주파수를 갖도록 하는 골격/근육손상을 치료하거나 골절을 진단하는 방법.

#### 청구항 16

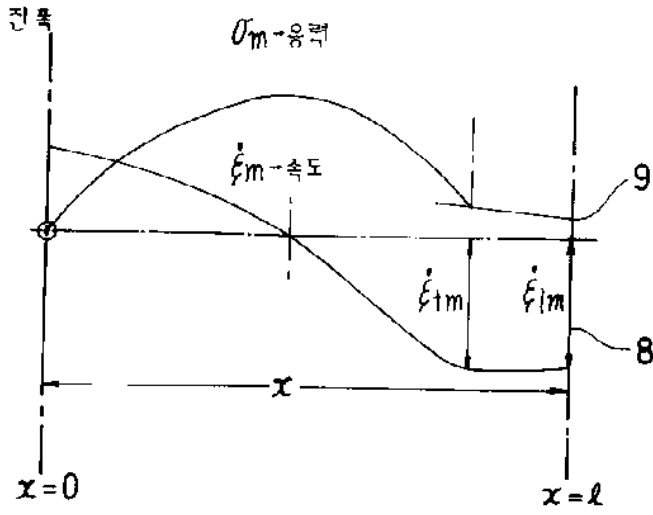
연조직위에 놓여있는 외피에 적용 헤드를 부합접촉시켜 고주파가 적재된 저주파 반송파를 포함하는 초음파를 통해 상기 외피에 전달하도록 하는 단계를 포함하여 골격/근육손상을 치료하거나 골절을 진단하는 방법.

#### 청구항 17

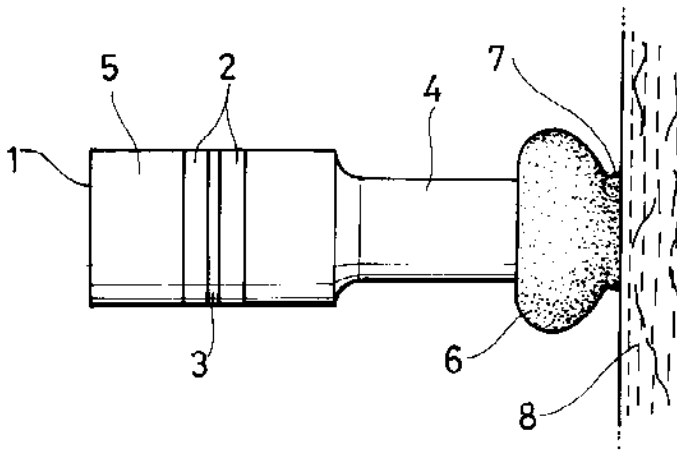
연조직의 외피에 비교적 낮은 주파수, 선택적으로는 10-110 kHz 범위의 에너지를 방출할 수 있는 제1부재를 포함하여 이루어진 적용 헤드를 부합접촉시켜 0.5 내지 3 Mhz범위의 주파수를 갖는 제2 압전수단에 의해 발생되는 에너지를 인가하는 단계를 포함하는 심부의 골격/근육손상을 치료하거나 골절을 진단하는 방법.

**도면**

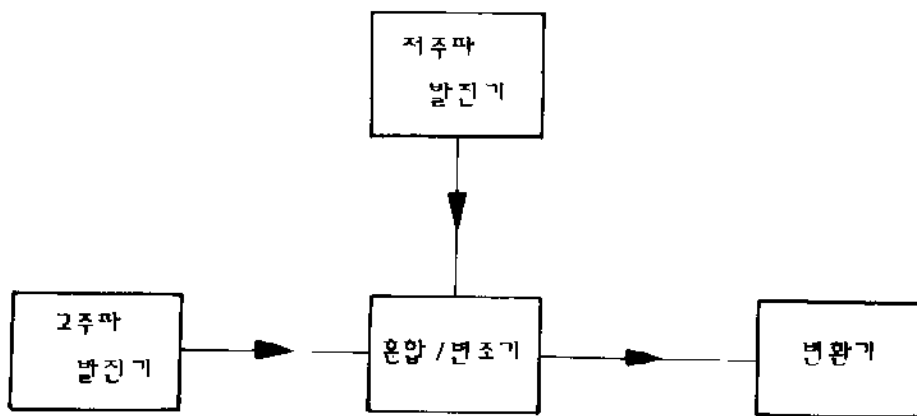
도면1



도면2



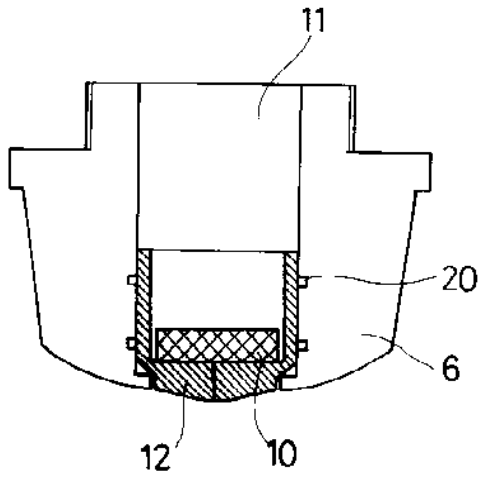
도면3a



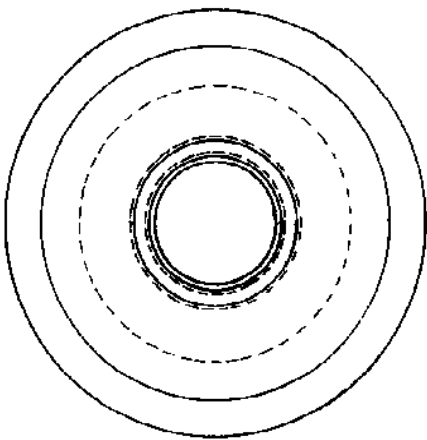
도면3b



도면4a

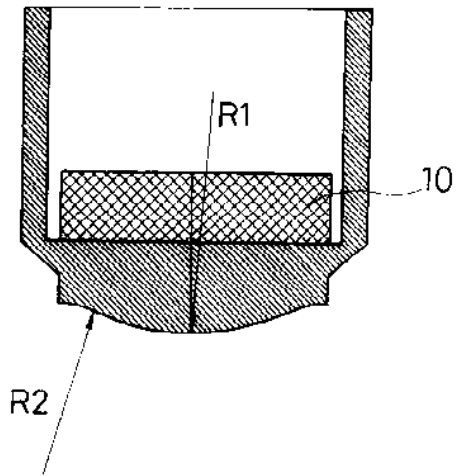


도면4b

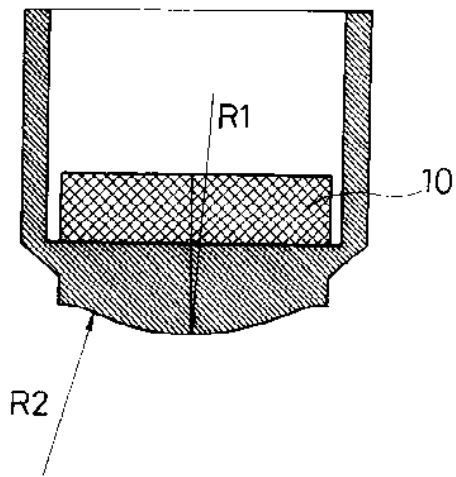




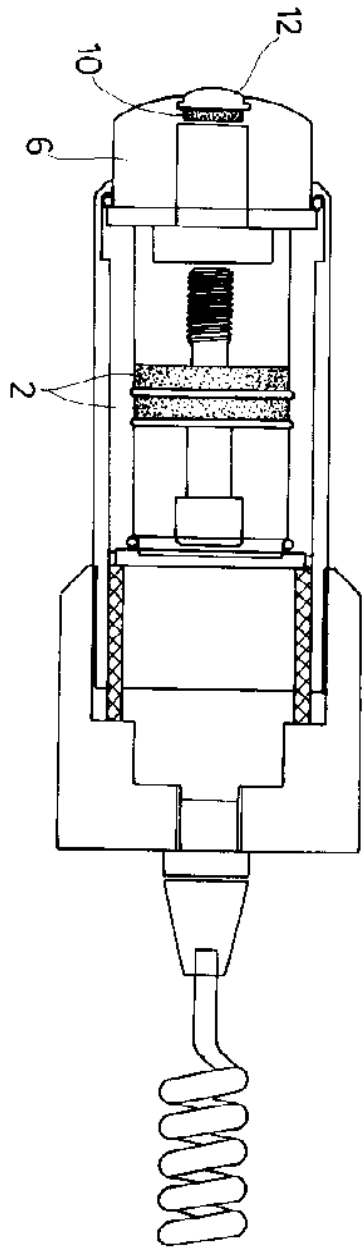
도면5a



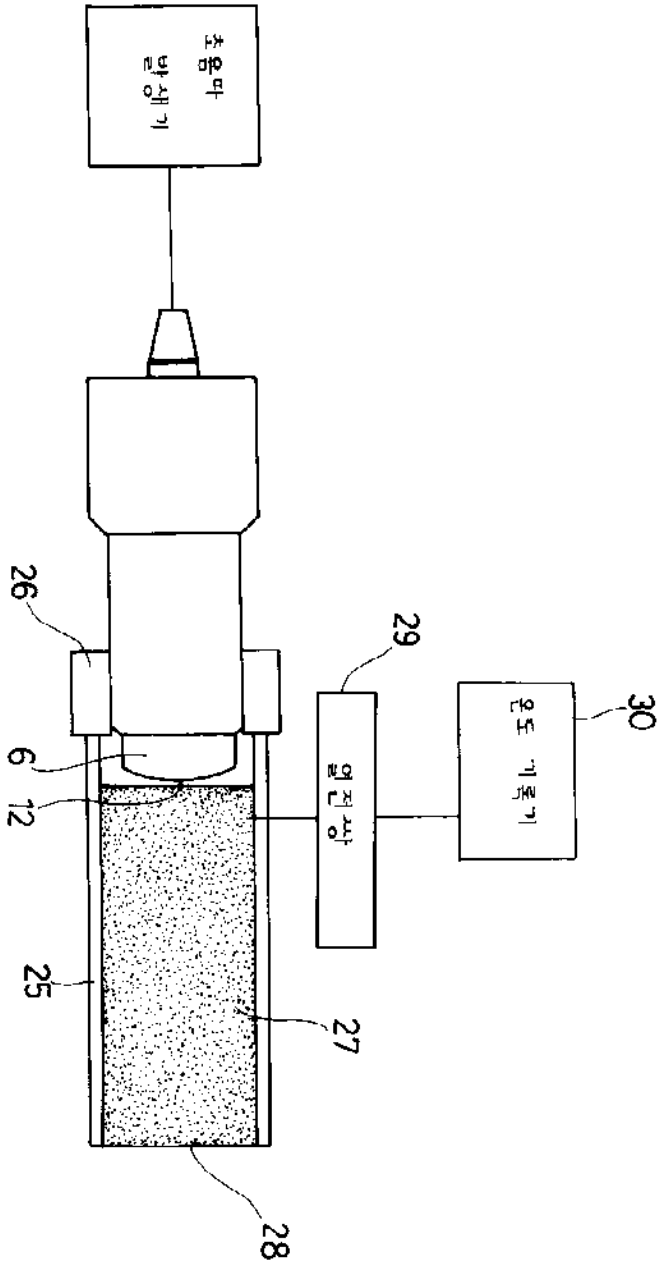
도면5b



도면6

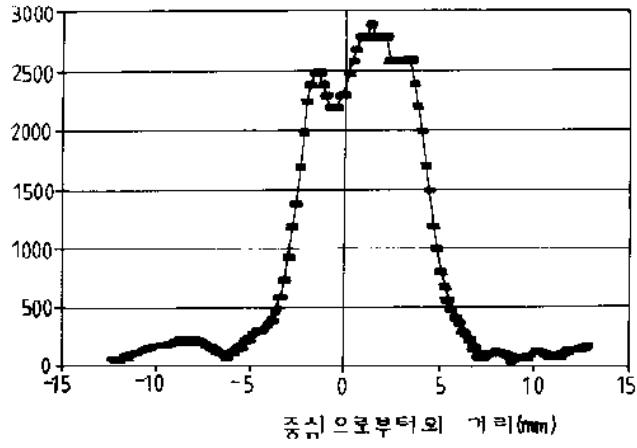


도면7



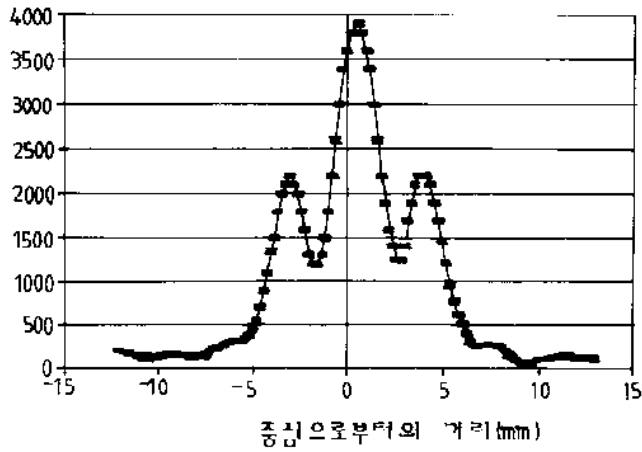
도면8a

진폭 (mV)

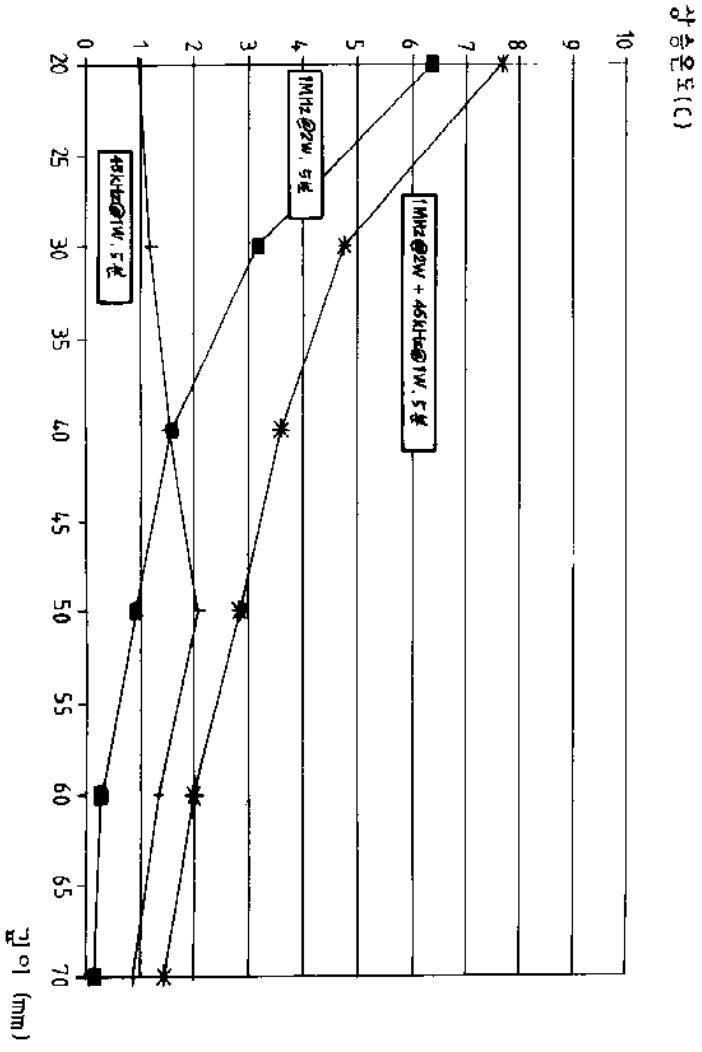


도면8b

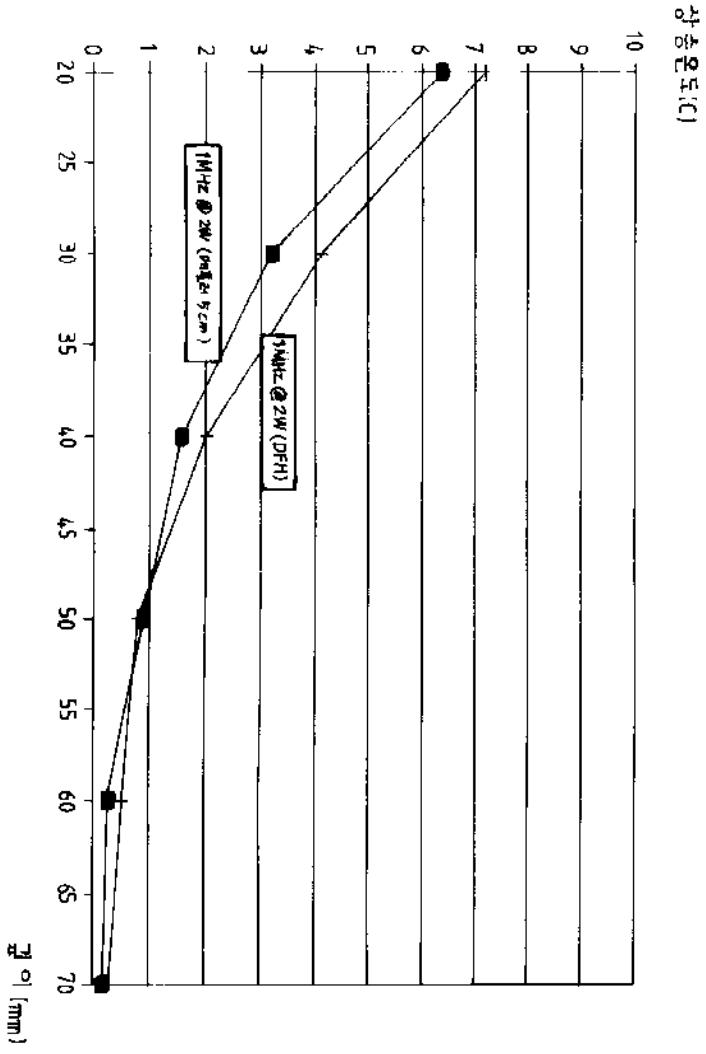
진폭 (mV)



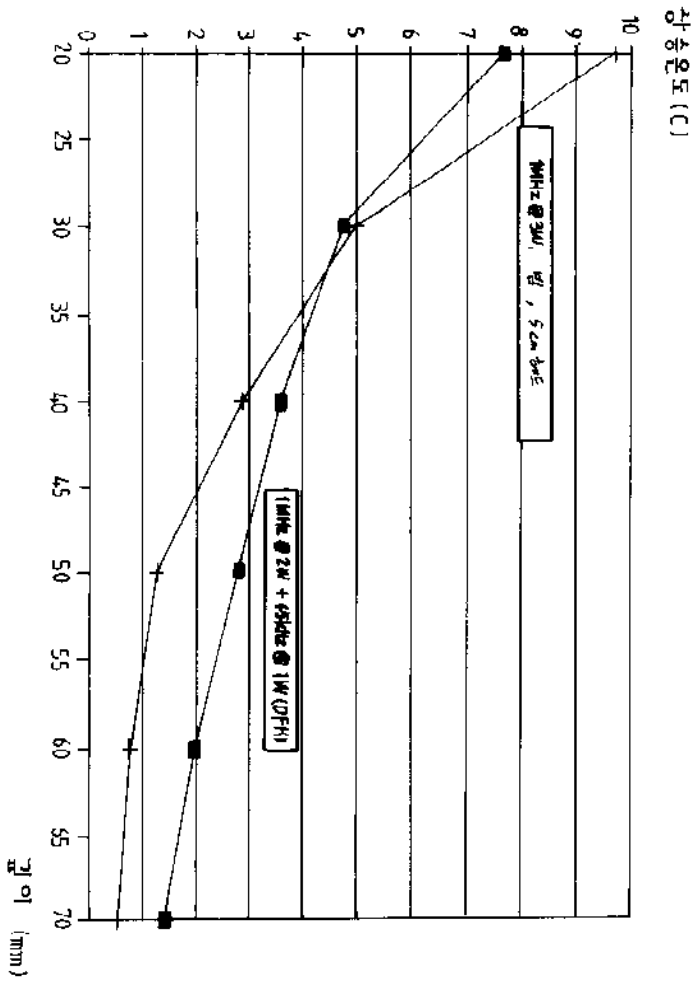
도면9



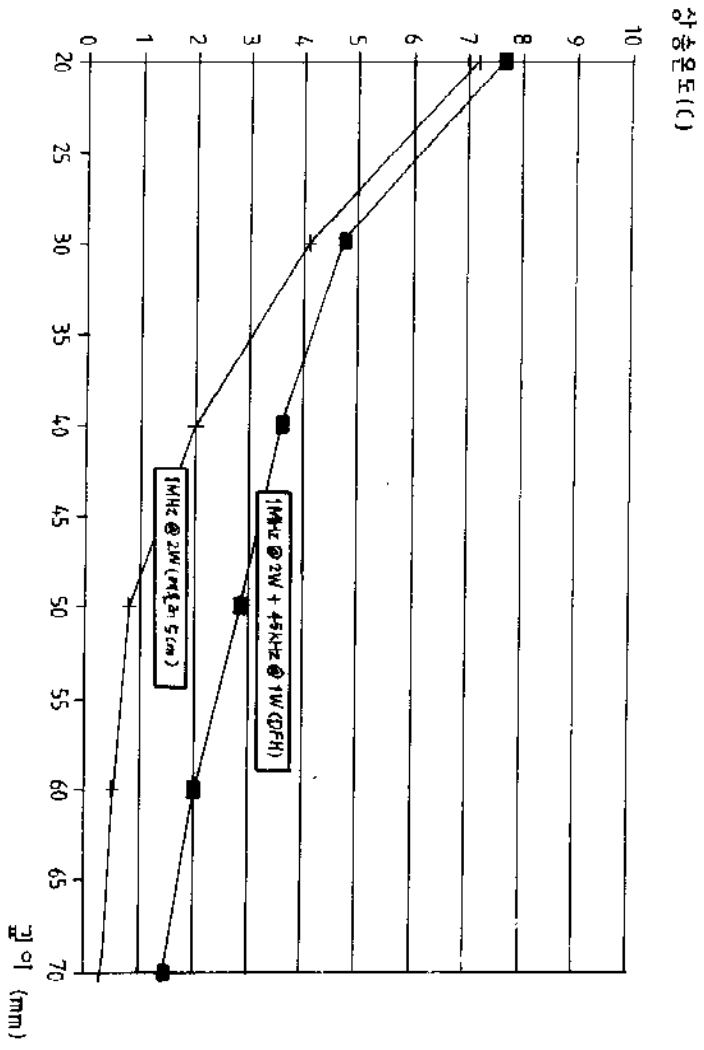
도면 10



도면11

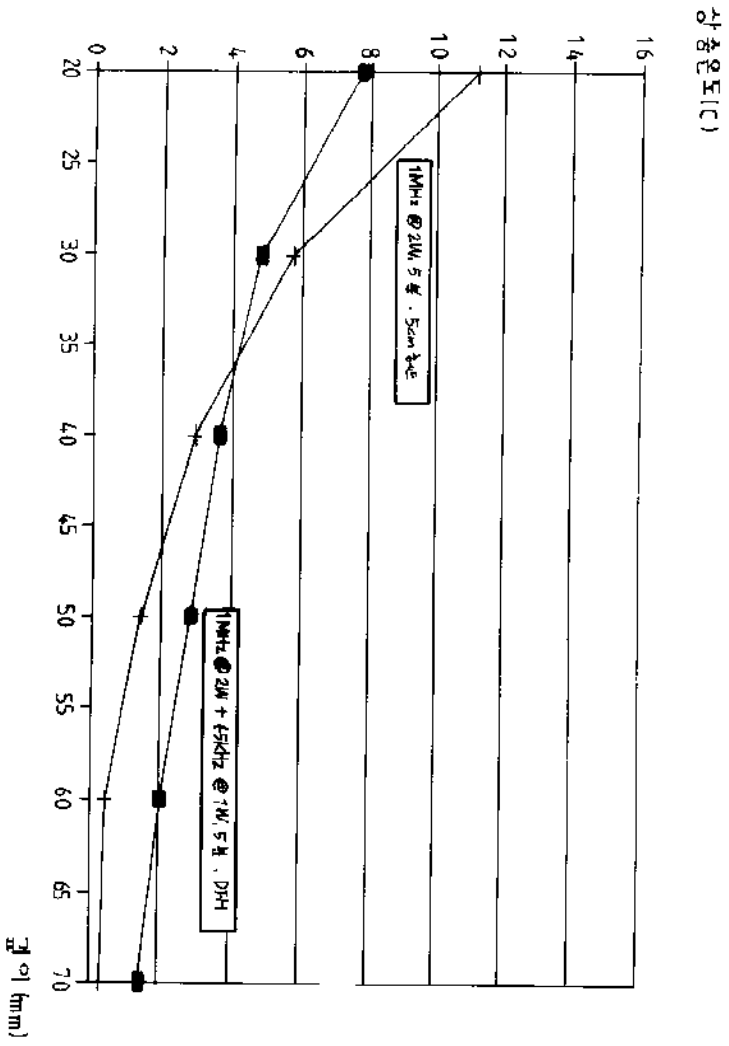


도면 12





도면 13



도면 14

