

**Fracture 환자의 유형(무자극, 무침습) 재활촉진을 위한 외부궤도형  
초음파 다층치료기의 설계  
(Design of outside orbit style supersonic waves multi curer for  
Fracture patient's type (radish stimulation, radish invasion)  
rehabilitation promotion)**

김휘영(Whi-Young Kim)<sup>1)</sup>

**요약**

양극화로 인한 소외계층이 심화되고 고령화에 따른 사회복지가 대응하는 시간적 간격이 너무나 커지고 있다. 특히, 독거노인 환자의 증가로 인한 무관심이 사회문제로 비화되고 있는 실정이다. 더불어, 재택 골절환자의 비율도 급상승하고 있다. 국내적으로는 BT기술, 의료솔루션 기술은 현대기술의 보조적 역할보다는 중추적인 역할을 제공하고 창조적 기술로 활용할 수가 있다. 특히, 초음파를 골절치료에 적용하면, 뼈가 잘 안 붙는 뼈의 골절치료 기간을 40% 가량 줄일 수 있다는 논문자료도 있다. 본 연구에서는 초음파 작동주파수가 1mHz, 1.3mHz, 1.5mHz의 Piezo-ceramic crystal tranducer 물질을 가지는 초음파 발생원 각각 4개를 한조로 하여 양단에 사용하였고, 임피던스 및 Phase 측정결과에 따라 외부직경이 각각 4mm, 5.4mm, 두께 0.5mm, 길이 70mm의 트랜스듀스를 사용하였다. 용량 50mW 급으로 제작하였고, 초음파 분포도를 조사하였다. <중략> 차후 시스템을 보완하면 골다공증 환자에도 적용이 될 것이고, 본 연구에서는 시제품을 직접 설계하고 비정형화 특성을 연구하고 기본적인 형태를 모델링 하여 접근해 보고자 노력해 보았다.

**Abstract**

Estrangement hierarchical by bipolarization is deepened and time space that social welfare by graying corresponds great so. Specially, is real condition that indifference by patient's increase which is solitary life string is come to involve by social problem. Together, Jaetaek bone fracture patient's ratio is zooming. <중략> Supersonic waves operation frequency used on both end because do 1m Hz, 1.3mHz, supersonic waves origination that have 1.5mHz's Piezo-ceramic crystal tranducer material each 4 premature senilitys in this research, and outside diameter according to impedance and Phase d used Gakgak 4mm, 5.4mm, Dukke 0.5mm, transformer deuce of length 70mm. Manufactured, and investigated supersonic waves distribution chart by capacity 50m W. Supersonic waves used by diagnosis mainly but is seen to become convenient medical treatment mounting in bone fracture patient's treatment if supplement clinically. If supplement system furthermore, is going to apply to osteoporosis patient, and this research tried to design poetic theme width directly and study rain standardization special quality and approach basic form because do modelling.

논문접수 : 2006. 6. 1.

심사완료 : 2006. 6. 22.

1) 종신회원: 동주대학 의료기공학과 교수

## 1. 서론

일반적으로 30Hz이하의 음을 저주파수라 하고 20KHz 이상의 음, 인간의 귀로 들을 수 없는 음을 초음파라고 한다. 초음파는 우리의 귀에 들리지 않을 뿐, 보통 음파와 같다. 음향적 특성이나 물리적 성질도 같고 귀에 들리는 모든 소리보다 더 많은 초음파가 공기중에 있다고 생각하면 된다. 인간의 감지 영역을 벗어난 무성(無聲)의 초음파는 이미 동력적, 정보적 응용 분야에서 광범위하게 이용되고 있다.

초음파는 전자 산업의 발전과 활발한 국제적 교류, 현실적인 요구에 힘입어 최근에는 첨단 기술로써 각광을 받으며 의료, 군사, 시험 기기는 물론 주변의 산업 기기에도 응용되어 가공, 탐지, 위치제어, 세척, 용접, 집진기, 검사, 계측 계량 기기 심지어는 피부, 미용, 목욕, 세수, 양치질, 맛사지에 이르기까지 매우 다양한 분야에서 실용화가 넓어지고 있다. 특히, 배나 잠수함의 위치 또는 바다의 깊이를 측정하는데 이용되는 음향 탐지기, 배와 배 사이의 통신, 손이 미치지 않는 구석의 세척이나 살균, 플라스틱 접착, 초음파 계측 계량제어 기기 그리고 의학적인 진단기술로 쓰이는 초음파소노그래피 즉, 뇌나 간장, 신장 등의 신체 내부에 초음파를 발사한 후, 거기서 반사되어 오는 반사파를 분석하는 기술) 등이 보편화 기술로 되어있다. 초음파는 진동주파수가 17,000 ~20,000Hz 이상인 불가청 진동음파로서, 물체의 진동에 의해 일어나는 탄성파이며, 압전효과를 가지며 초음파 치료는 보통 0.5~5MHz내의 초음파를 사용하여 치료하며, 음파 영동치료는 초음파 에너지로 피부를 통해 약물을 조직 내로 도입시키는 방법을 사용한다. 양극화로 인한 소외계층이 심화되고 고령화에 따른 사회복지가 대응하는 시간적 간격이 너무나 커지고 있다. 특히, 독거노인 환자의 증가로 인한 무관심이 사회문제로 비화되고 있는 실정이다. 더불어, 재택 골절환자의 비율도 급상승하고 있다. 국내적으로는 BT기술, 의료솔루션 기술은 현대기술의 보

조적 역할보다는 중추적인 역할을 제공하고 창조적 기술로 활용할 수가 있다. 특히, 초음파를 골절치료에 적용하면, 뼈가 잘 안 붙는 뼈의 골절치료 기간을 40% 가량 줄일 수 있다는 논문자료도 있다. 마이크로파를 이용할 경우 치료깊이는 3cm, 정도이고, RF전기장 또는 자기장을 이용할 경우 8cm까지 가능하며 초음파치료를 이용할 경우 6cm까지 가능하다. 본 연구에서는 초음파 작동주파수가 1mHz, 1.3mHz, 1.5mHz의 Piezo-ceramic crystal transducer 물질을 가지는 초음파 발생원 각각 4개를 한조로 하여 양단에 사용하였고, 임피던스 및 Phase 측정결과에 따라 외부직경이 각각 4mm, 5.4mm, 두께 0.5mm, 길이 70mm의 트랜스듀스를 사용하였다. 초음파는 주로 진단용으로 사용하였으나 임상적으로 보안을 하면 골절환자의 치료에 편리한 의료장비가 될 것으로 보인다. 차후 시스템을 보완하면 골다공증 환자에도 적용이 될 것이고, 본 연구에서는 시제품을 직접 설계하고 비정형화 특성을 연구하고 기본적인 형태를 모델링 하여 접근해 보고자 노력해 보았다.

## 2. 선행연구

플레밍의 왼손 법칙과 오른손 법칙을 기초적 원리로 하여 전류 신호를 음파로, 음파를 전류 신호로 어떤 물질에 압력을 가하면 전압이 발생되고 반대로 전압을 가하면 압력이 발생되는 데 이를 압전효과라 하며 여러물질 중에 압력이 발생할 때 그 두께가 변하는 것을 압전 소자라고 한다. 특히, 압전물질은 수많은 쌍극자로 구성되어 있으며 이 쌍극자들은 기하학적 배열상태를 유지하여야만 압전특성을 갖게 된다. 압전결정은 전기적 에너지를 음향에너지로 가장 효율적으로 전환할 때 공진주파수를 갖게 되는데, 공진주파수는 압전결정의 두께에 따라 결정된다. 압전결정체의 두께는 고유의 주파수를 결정하며 공진주파수의 파장은 압전결정체 두께의 2배 이다.

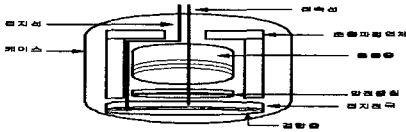


그림 1. 소자의 구성

매질 내를 전하는 음파는 시간과 음압의 변수로 나타낼 수 있다. 이러한 주기적 운동에서 음압의 최고 높이를 진폭(A)이라고 하며, 한 주기에 해당하는 파의 길이를 파장( $\lambda$ ), 단위시간당 발생하는 주기의 수를 주파수( $f$ )라고 한다. 한 주기가 발생되는데 걸리는 시간을 주기(T)라고 하며, 일반적인 음파의 전파속도(C)를 주파수와 파장과의 관계로 표시하면 다음과 같다.

$$C = \lambda f \quad \text{------(1)}$$

또한 매질 내를 전파하는 음파의 속도는 전자기파와는 달리 매질의 특성에 따라 다르다. 매질의 밀도를  $\rho$ , 체적탄성률을  $\beta$ , 압축률을 K라고 할 때 음파의 속도 C는 다음과 같다.

$$C = \sqrt{\frac{\beta}{\rho}} = \sqrt{\frac{1}{K\rho}} \quad \text{------(2)}$$

생체조직에서 음속은 영상을 구성하는데 있어 매우 중요한 요소이다. 연부조직의 평균 음속은 1,540m/s이며, 초음파 진단장치에 대한 교정은 이 값을 기초로 한다. 생체조직 중 뼈조직의 음속이 4,080m/s로 가장 높은 값을 가진다. 일반적으로 음파의 전파속도는 고체, 액체, 기체의 순으로 작아진다. 이러한 압력의 변형을 음압(P)이라 하며 정현파의 진폭(A)과 같은 값으로 생각한다. 또한 음파의 강도(I)는 단위시간당 매질의 단면적을 통과하는 음파의 에너지로 정의하며, 음압과의 관계는

$$I = \frac{P^2}{2\rho C} \quad \text{------(3)}$$

이며, 음파의 절대적 강도는 음압의 제곱에 비례한다 ( $I \propto P^2$ ). 그러나 음파에 대한 절대적 강도값은 측정하기 곤란하다. 따라서 어떤 기준에 대한 상대적 강도로 음파의 강도를 측정하며, 이때 음파의 상대적 강도에 대한 단위로 dB를 사용한다

$$dB = 10 \log \frac{I}{I_0} \quad \text{------(4)}$$

여기서 I는 측정점에서의 강도,  $I_0$ 는 기준점에서의 강도를 나타낸다. 또한 음압의 측정에서의 상대적 강도를 구하여 보면

$$dB = 20 \log \frac{P}{P_0} \quad \text{------(5)}$$

으로 나타낼 수 있다. dB의 값에 따른 음파의 강도비와 음압의 진폭비를 나타낸다. 음향임피던스는 생체조직에서 반사신호의 진폭과 세기에 영향을 미치는 중요한 요소 중 하나가 음향임피던스이다. 음향임피던스란 매질이 가지고 있는 음파의 저항을 의미하며, 매질의 밀도와 음속과는 다음의 관계가 있다.

$$Z = \rho C \quad \text{------(6)}$$

음향임피던스의 단위는  $kg/m^2 \cdot sec$ 로 나타내며, rayls로도 표시한다. 생체조직에 대한 음향임피던스의 값을 나타낸다. 폐조직과 같이 공기로 채워진 구조물은 연부조직에 비하여 매우 낮은 음향임피던스를 가지며, 뼈를 제외한 다른 생체조직들은 음향임피던스의 범위가 상대적으로 좁다. 반사(Reflection)는 음파가 매질을 수직으로 전파하다가 매질의 경계면에 부딪힐 때 EO en 매질의 음향임피던스가 다를 경우 반사가 일어난다. 이때 되돌아오는 반사와 echo의 진폭에 따른 밝기의 강약 형태를 이용하여 2차원적 단층상으로 재구성하는 것이 초음파 영상의 기본 원리이다. 연부조직과 공기 사이에는 반사계수가 매우 크므로 입사되는 초음파는 거의 없음

을 알 수 있다. 음파가 매질을 투과하는 경우에도 단지  $Z_1$ 과  $Z_2$ 의 두 매질간 음향임피던스에 의해 결정된다. 음파의 투과계수를 T라고 하면

$$T = \frac{I_r}{I_i} \text{-----(7)}$$

인체의 골격은 총 206개로 구성되어 있으며, 이들 골격은 관절을 형성하여 서로 연결되어 있다. 전형적인 장골은 양쪽 끝 부분의 골단과 가운데의 골간으로 구분할 수 있다. 뼈가 형성될 부위의 섬유성 간엽막에서부터 시작하며 간엽세포들은 막내에 있는 1개 또는 그 이상의 골화중심에서 골모세포로 분화되며, 골모세포는 침상체 라고 하는 불규칙한 섬유 모양의 뼈를 만든다. 뼈의 침전과 재흡수는 뼈의 굵기 성장이 완성될 때까지 계속된다. 특히, 마이크로파를 이용할 경우 치료깊이는 3cm 정도이고, RF전기장 또는 자기장을 이용할 경우 8cm까지 가능하며 초음파치료를 이용할 경우 6cm까지 가능하다. 초음파 작동주파수가 1mHz, 1.3mHz, 1.5mHz의 Piezo-ceramic crystal transducer 물질을 가지는 초음파 발생원 각각 4개를 한조로 하여 양단에 사용하였고, 임피던스 및 Phase 측정결과에 따라 외부직경이 각각 4mm, 5.4mm, 두께 0.5mm, 길이 70mm의 트랜스듀스를 사용하였다.

### 3. 시스템의 설계

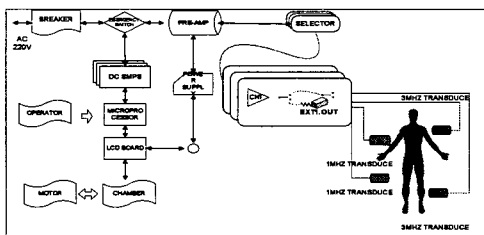


그림 2. 제안된 개념도

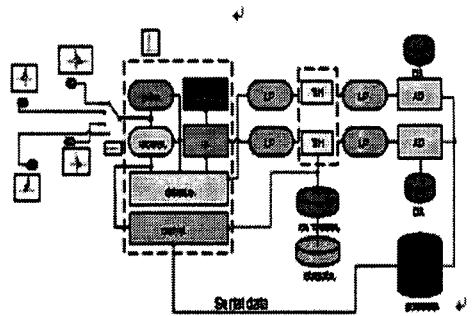


그림 3. 제안 하드웨어 설계블록도

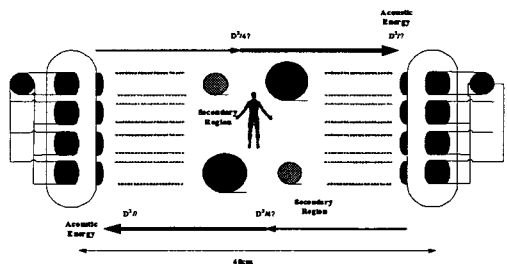


그림 4. 제안하는 RSRIS 알고리즘

그림 2는 본 연구에서 제안하는 RSRIS 개념도로서 초음파를 발생하고 동작하는 개념을 정리한 것이며, 초음파 작동주파수가 1mHz, 1.3mHz, 1.5mHz의 Piezo-ceramic crystal transducer 물질을 가지는 초음파 발생원 각각 4개를 한조로 하여 양단에 사용하였고, 임피던스 및 Phase 측정결과에 따라 외부직경이 각각 4mm, 5.4mm, 두께 0.5mm, 길이 70mm의 트랜스듀스를 사용하였다. 그림3은 실제 하드웨어를 구동하기 위한 설계하기 위한 구동회로와 펄스발생회로, 제어회로, 영점제어, 발생회로, 중앙제어회로로 구성하였다. 그림4는 초음파발생을 통한 트랜스듀스를 통해 20cm까지는  $D^2/4$ 의 반경으로 치료를 할 수가 있으나 40cm거리에서는  $D^2/8$  초기발생 반경보다 2대까지 넓게 확산되는 것을 알 수가 있었다. 그래서 왕복으로 초음파모듈을 치료상태에 따라 모듈의 부가를 확대, 축소도 가능하게 접근하였고, 골외막의 골모세포는 파골세포가 골내면으로부터 낫은 뼈를 재흡수하는 동안 골간의

골외면에 새로운 뼈를 침전시키는데 뼈의 침전과 재흡수과정을 확인한 후 초음파를 통한 치료가 집중될 수가 있다. 본시스템에서는 AVR 계열의 AT80S8535 마이크로프로세서로 8-비트 마이크로프로세서로서 Highperformance and Low-power RISC Architecture, 118 강력한 명령어를 가지며, 32 x 8 다목적 레지스터를 가지며, SPI 직렬 인터페이스, 1,000 Write/Erase 사이클, 512 바이트 EEPROM, 512 바이트 내부 SRAM, 8-channel, 10-bit ADC, 프로그래머블 UART, 주/보조 SPI 인터페이스, Two 8-bit Timer/Counters, One 16-bit Timer/Counter의 특징을 가진다.

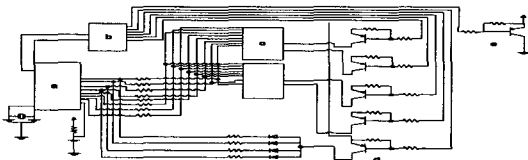


그림 5. 메인회로

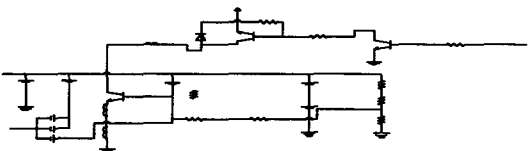


그림 6. 초음파 발생회로

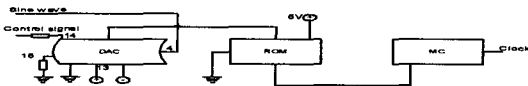


그림 7. 정현파 발생회로



그림 8. 톱니파 발생회로

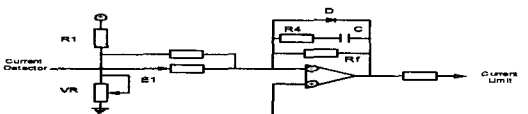


그림 9. 전류제한회로

그림5는 주회로이며, 그림6은 초음파 발생회로를 나타내며 본 실험에서 사용한 제어회로, 블록도로서 전원 회로와 구동회로에 의한 로직 게이트, PWM 제어, 톱니파 발생, 정현파 발생, 정지 명령, 보호회로 기능, 카운터, 제한회로, 보호회로 등으로 정리할 수가 있다. 그림7은 정현파 발생회로로서 톱에서 입력 제어 펄스에 의하여 1/4주기 동안 2<sup>8</sup>=256의 디지털 신호를 전송하여 D/A 변환회로(DAC08)에 의하여 정현파 아나로그 신호로 변환한다. 그러므로 외부로부터 혼입되는 잡음이나 전원 불안정 등의 요인으로부터 전혀 방해받지 않고 프로그램에 의하여 정현파를 발생하므로 양질의 소스를 생성할 수가 있다. 그림8은 수정진동자를 이용한 안정된 신호가 카운터 회로를 지나서 정현파 발생회로와 톱니파 발생회로에 공급한다. 톱니파 발생회로의 입력에서는 다른 회로에서 발생하는 각종 잡음의 혼입을 방지하기 위하여 일정한 레벨 이상의 펄스 신호만 감지하여 전송한다.

$$V_{ref} = \frac{R}{R1 + R2} V = 1.36V \text{ -----(4)}$$

E1 비교기 회로에서 Clock의 신호중 1.36V 이상의 펄스 신호가 E2에 전송한다. R2, R3, R4, C1에 의하여 펄스 신호가 시정수에 의한 충방전의 특성으로 톱니파로 변화되게 되며 Vr에 의하여 출력레벨을 조절할 수가 있다. 그림9는 E1의 출력전류 제한신호는 어떠한 입력의 경우에서도 다이오드 D에 의해서 순방향 전압강하 이상의 "-" 전압은 나올 수가 없다. 그러므로 전류제한 신호는 "+"의 신호에 의해서 제한된다. R1, VR에 의해서 기준전압이 가해지며 검출전류는 "-"의 신호가 가해지는데 기준전압보다 큰 절대치의 신호가 가해지면

$$V_o = \frac{(R4//C) // R_f}{R3} V_i \text{ -----(5)}$$

이때부터 출력의 과부하가 되며 전류를 제한하기 위하여 출력전압을 낮출 수가 있다.

4. 실험결과

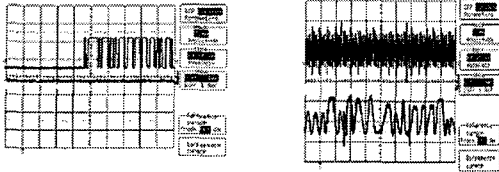


그림 14. 전송신호 파형

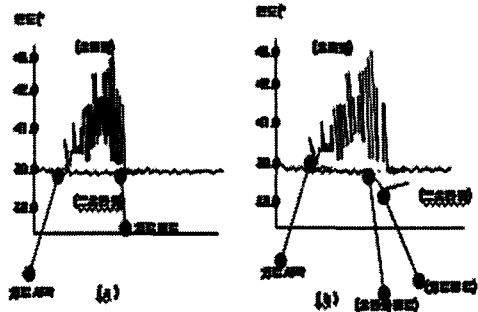


그림 21. 초음파와 극초단파, 단파 고관절 내부 온도변화

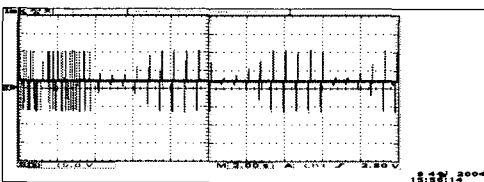


그림 16. 초음파발생 파형

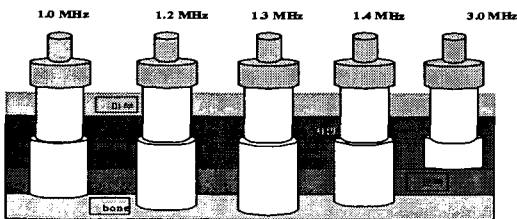


그림 18. 주파수에 따른 초음파 침투깊이

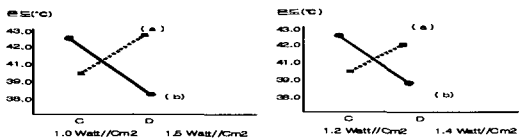


그림 19. 연부 조직 두께 6cm이하 및 이상인 대퇴부에 1.2W/cm<sup>2</sup>와 1.6W/cm<sup>2</sup>의 강도로 초음파 치료를 했을 때 골막 온도변화

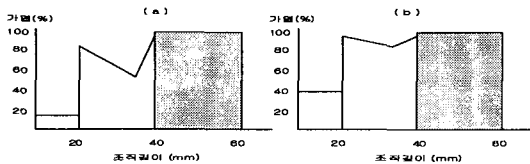


그림 20. 두께 1.2cm로 만든 지방, 근육, 뼈 모델에서 1MHz 및 1.3MHz 초음파의 발생 분포

RSRIS를 기본 개념으로 초음파를 발생하고 기능별 동작하는 파형을 확인한다. 초음파 작동 주파수가 1mHz, 1.3mHz, 1.5mHz의 Piezo-ceramic crystal transducer물질을 가지는 초음파 발생원 각각 4개를 한 조로 하여 양단에 사용하였고, 임피던스 및 Phase측정결과에 따라 외부직경이 각각4mm, 5.4mm, 두께 0.5mm, 길이 70mm의 트랜스듀스를 사용하였다. 그림 14는 전송신호 파형을 나타내며, 그림 15은 RF신호파형, 그림 16은 초음파발생 파형을 나타내고 있다. 실험에서 초음파발생을 통한 트랜스듀스를 통해 20 cm까지는  $D^2/4$ 의 반경으로 영향을 미치나40cm거리에서는  $D^2/4$ 초기발생 반경보다 2대 까지 넓게 확산되는 것을 알 수가 있었다. 그래서 왕복으로 초음파모듈을 치료상태에 따라 모듈의 부가를 확대, 축소도 가능하게 접근하였다

. 보통 초음파 펄스를 쓰고 있는 장비의 원리는 초음파를 짧은 시간만 체내에 방사 시키면 초음파가 인체조직속을 전파하는 중에 조직이나 장기등에 의해 반사되어 돌아온다. 즉, 뼈속의 물질상태에 공동또는 이물질이 존재하면 경계면에서 음향 임피던스의 차이 때문에 초음파 반사가 이루어진다. 본 연구에서는 이들의 특성을 살려복합적인 펄스반사법(SAW)과 공진투과법 원리를 적용하여 시스템을 구성하였다. 먼저, 물체의 크기에 비해 파장이 짧을수록 물체로부터의 반사계수가 크기 때문에 주파수

가 높을수록 뼈의 골절이나, 부러짐의 발견이 수월해지는 펄스반사법으로 구성하였고 최소 진단거리가 펄스폭의 약 1/2이 한도이기 때문에 고주파 펄스폭이 좁을수록 인접거리로 부터 반사를 분리하기 쉽다. 또한, 초음파를 표면에 수직으로부터 입사 시켰을 때, 펄스폭이 있기 때문에 얇은 뼈나 골절상태를 검사 할 수가 없을 때가 있다. 이런 경우 초음파를 피부표면에서 비스듬히 입사 시켜 입사각을 적당히 하면 횡파, 표면파를 발생 시킬수가 있었다. 다음으로 는 뼈의 두께나 뼈의 골절회복을 촉진할 수 있는 공진법을 사용하였는데 발진부의 가변콘덴서를 연속적으로 변화시켜 발진 주파수를 변화를 주면 그 출력을 진동자에 인가 시켜 뼈속을 초음파로 자극을 가할 수가 있다. 뼈속에 정재파가 생겨 공진하게 되며진동자의 동어드미턴스가 크게되어 발진부의 양극전류도 증가된다.

n은 대략적으로 뼈의 두께를 알고 있을 경우 추정에 의해 구할 수가 있다. 초음파치료장치는 오래전부터 의료용으로 사용되어 왔다. 특히, 초음파의 조사를 통한 온열치료, 진동작용에 의한 관절통, 근육통 등의 치료에 이용하여 왔다. 사용주파수는 대개 1MHZ로 체내에서 예민한 부위에서 효율적이며 흡수가 약 5cm정도가 되는 각부의 치료에 사용되었다. 그림 18는 주파수에 따른 초음파 침투깊이를 나타내는데 실험결과 1.3MHZ에서 뼈에 침투가 가장 우수하였고 그림 19는 연부 조직 두께 6cm이하 및 이상인 대퇴부에 1.2W/cm<sup>2</sup>와 1.6W/cm<sup>2</sup>의 강도로 초음파 치료를 했을 때 골막 온도변화를 나타내며 그림 20은 두께 1.2cm로 만든 지방, 근육, 뼈 모델에서 1MHz 및 1.3MHz 초음파의 발생 분포를 조사 하였고 그림 21은 초음파와 극초단파, 단파 고관절 내부 온도변화를 조사 하였다.

## 5. 결론

초음파를 골절치료에 적용하면, 뼈가 잘 안 붙

는 뼈의 골절치료 기간을 40% 가량 줄일 수 있다는 논문자료도 있다. 마이크로파를 이용할 경우 치료깊이는 3cm, 정도이고, RF전기장 또는 자기장을 이용할 경우 8cm까지 가능하며 초음파치료기를 이용할 경우 6cm까지 가능하다. 전송신호 파형을 조사하여 흐름을 정리 할 수가 있었고, RF신호파형에 따른 검출파 초음파 발생파형을 규정할 수가 있었다. 주파수에 따른 초음파 침투깊이를 정확히 알수가 있었고, 실험결과 1.3MHZ에서 뼈에 침투가 가장 우수하였고, 연부조직 두께 6cm이하 및 이상인 대퇴부에 1.2W/cm<sup>2</sup>와 1.6W/cm<sup>2</sup>의 강도로 초음파 치료를 했을 때 골막 온도변화와 두께 1.2cm로 만든 지방, 근육, 뼈 모델에서 1MHz 및 1.3MHz 초음파의 발생 분포를 조사 하였다. 임피던스 및 Phase측정결과에 따라 외부직경이 각각4mm, 5.4mm, 두께0.5mm, 길이 70mm의 트랜스듀스를 사용하였다. 임상적으로 보안을 하면 골절환자의 치료에 편리한 의료장비가 될 것으로 보아진다. 차후 시스템을 보완하면 골다공증 환자에도 적용이 될 것이고, 연구에서 시제품을 직접 설계하고 비정형화 특성을 연구하고 기본적인 형태를 모델링 하여 접근해 보고자 노력해 보았다.

## References

- [1] W.Y.Kim," The new type pulsed Nd:YAG laser power supply empolyed multi-amplification method" ACED-2000
- [2] 치과 및 피부과용30w급 er:yag레이저 설계 및 구현"대한전자공학회 학술지논문집?
- [3] "의용계측공학"여문각"
- [4] PSTN/전용선을 이용한 ATM통신방식의 RF IC전자 지불프로토콜과모니터링시스템 설계연구, 김휘영,컴퓨터 산업교육학회논문지 , 1229-9650 , 제3권3호 , pp.369-

김휘영



2000.3 현재 동주대학 의료기공  
학과 조교수  
<관심분야>: 의료정보 기기, Pso  
c, Mobile프로그래밍