論文
7-4-10

초음파 기반에서 대뇌질환 측정을 위한 EPLD와 TMS320VC5410 를 도입한 혈류 진단장치의 설계 및 구현 (Design and embodiment of bloodstream diagnosis device that introduce EPLD and TMS320VC5410 for cerebrum disease measurement in supersonic waves base)

김휘영(Whi-Young Kim)[1)]

요약

1980년 이후로 치매, 파킨슨병, 운동신경질환 등 뇌질환 발생률이 급증하고 있으며 영국, 미국, 일본, 독일, 스페인의 발생률을 조사한 결과, 알츠하이머병을 포함한 치매 사망률이 남성경우 3배 이상 증가했고, 파킨슨병과 운동신경질환 등 뇌질환 사망률은 남녀가 약 50%씩 늘어난 것으로 나타났다. 유전적 이유로 보면 DNA변화로 추측되나 이에 대한 입증은 수백년이 걸리므로 실제 원인은 환경적 요인일 수 밖에 없다. 특히, 우려할 것은 급속히 증가하는 노인인구로 인한 노인성 질환 및 뇌질환의 대책이 무엇보다 요구되는 우리실정으로 발병하면 치료가 어렵고, 후유증이 심각하므로 무엇보다 예방이 중요하다. 위험인자와 발생위험을 조기에 알아낼 수 있도록 뇌혈관을 수시로 자가검사가 가능한 Cerebrovascular Ultrasonogram (뇌혈관 초음파)를 구현하여 특성시험과 모델링화 하여 성능의 우수성을 입증하여 정리하였다. 차후 시스템을 보완하면 다른질병의 뇌질환 환자에도 적용이 될 것이고, 본 연구에서는 시제품을 직접 제작하여 비정형화 특성을 연구하고 접근해 보고자 노력하였다.

Abstract

Imbecility, Parkinson's disease, the brain disease occurrence rate such as motor nerve disease are increasing rapidly since 1980 years, according to the Britain, the United States of America, Japan, Germany, result that investigate the spanish occurrence rate, was expose that imbecility mortality including Alzheimer's disease increased more than man case 3 triple and man and woman of brain disease mortality increases by about 50% with Parkinson's disease and motor nerve disease. <중략> first of all, courtesy call is important. So that can find out danger benevolence and occurrence danger at early stage, person arranged brain vein because examination does special quality examination and modelling Tuesday embodying possible Cerebrovascular Ultrasonogram (brain vein supersonic waves) and prove excellency of performance from time to time. Is going to apply to brain disease patient of other disease if supplement system hereafter, and this research tried to study special quality that standardization is not producing poetic theme width directly and approach.

논문접수 : 2006. 7. 15.
심사완료 : 2006. 8. 13.

1) 종신회원: 동주대학 의료기공학과 교수

Ⅰ. 서 론

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, 정보적응용 분야에서 광범위하게 이용되고 있다.

초음파는 전자 산업의 발전과 활발한 국제적 교류, 현실 적인 요구에 힘입어 최근에는 첨단 기술로써 각광을 받으며 의료, 군사, 시험기기는 물론 주변의 산업 기기로도 응용되어 가공, 탐지, 위치제어, 세척, 용접, 집진기, 검사, 계측, 계량, 기기, 심지어는 피부, 미용, 목욕, 세수, 양치질, 마사지에 이르기까지 매우 다양한 분야에서 실용화가 넓어지고 있다. 초음파는 진동주파수가 17,000 ~20,000Hz이상인 불가청 진동음파로서, 물체의 진동에 의해 일어나는 탄성파이며, 압전효과를 가지며 초음파 치료는 보통0.5~5MHz내의 초음파를 사용하여 치료하며, 음파 영동치료는 초음파 에너지로 피부를 통해 약물을 조직 내로 도입시키는 방법을 사용한다. 초음파는 최근 각종진단 방법들이 인체에 무해 함으로 많은 발전이 되어 왔다. 초음파 도플러 기반은 초음파를 인체에 투입하고 인체의 여러 기관에서 반사된 신호를 이용하여 혈류속도에 의한 주파수변이를 도입하여 구현한다. 특히, 인체의 진단하려는 장비가 일정하게 균일하다면 초음파는 적은 에너지 손실을 가지며 인체 내부로 침입하여 반사파를 가지지 않게 된다. 그러나 인체는 특유의 생체저항으로 구성하고 있어 여러가지 환경에 따라 특정 부위는 반사하고 다른부위는 투과되는 경우도 발생하게 된다. 이러한 장, 단점들을 활용하면 초음파 진단장치로서 가치를 가지게 된다. 특히, 1980년 이후로 치매, 파킨슨병, 운동신경질환 등 뇌질환 발생률이 급증하고 있으며 영국, 미국, 일본, 독일, 스페인의 발생률을 조사한 결과, 알츠하이머 병을 포함한 치매 사망률이 남성경우 3배 이상 증가 했고, 파킨슨병과 운동 신경질환 등 뇌질환 사망률은 남녀가 약 50%씩 늘어난 것으로 나타났다. 유전적 이유로 보면 DNA변화로 추측되나 이에 대한 입증은 수백년이 걸리므로 실제원인은 환경적 요인일 수 밖에 없다. 특히, 우려할 것은 급속히 증가하는 노인인구로 인한 노인성 질환및 뇌질환의 대책이 무엇보다 요구되는 우리실정으로 발병하면 치료가 어렵고, 후유증이 심각하므로 무엇보다 예방이 중요하다. 위험인자와 발생위험을 조기에 알아낼 수 있도록 뇌혈관을 수시로 자가검사가 가능한 Cerebrovascular Ultrasonogram (뇌혈관초음파)를 구현하여 특성 시험과 모델링화 하여 성능의 우수성을 입증하여 정리하였다. 차후 시스템을 보완하면 다른 질병의 뇌질환 환자에도 적용이 될 것이고, 본 연구에서는 시제품을 직접 제작하여 비정형화 특성을 연구하고 접근해 보고자 노력하였다.

Ⅱ. 도플러 장치의 원리

초음파를 적용한 혈류속도를 측정하는 도플러 진단장치는 크게 연속형 진단장치와 펄스형 진단장치로 나눌 수가 있다. 초기의 혈류측정장치로서 초음파를 송신장치로 계속하여 발사하고, 수신소자로 반사되어 나오는 에너지를 받아 들이는 것이다. 이는 혈관벽의 외부에서 혈류의 속도를 측정할 수 있다는 가능성을 보여주었으나 혈류의 방향은 구별하지 못했다. 그림1은 트랜스듀스에서 전기적 신호를 초음파로 바꿔 인체로 출력시킨다.. 인체내를 진행하는 초음파신호는 매질중 특성임피이던스의 불연속면에서 반사파가 생기며 경계면이 있을시 거리에 따라 반사되어 돌아온다. 반사된 온 초음파 신호는 트랜스듀스에서 전기신호로 변환되고 증폭, 정류, 필터 등을 거쳐 변환된 신호가 거리에 따른 초음파 감쇄를 보상하여 주는 TGC 회로를 거쳐 다이나믹 렌지가 넓으므로 압축시

킨후 적당한 신호처리를 통해 모니터에 출력시킨다.

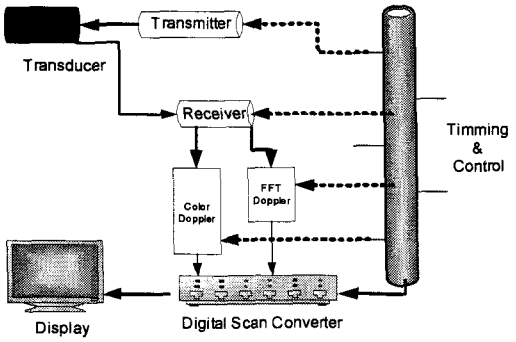


그림1. 대뇌질환 진단장치의 개념도

초기에는 미국, 프랑스에서 각각의 혈류흐름의 방향을 구별하는 연속파도플러장치를 만들었고, 장치들은 초기의 장치와 같이 송수신소자를 2개를 사용했으나 흐름의 방향을 구별하기 위하여 복잡한 전자회로를 추가하였다. 혈관벽과 인접한 다른 혈관들에서 오는 반사파들로 인하여 정확도가 떨어진다. 펄스형 도플러 장치는 원하지 않는 반사파들을 피하면서 초음파의 진행 방향에 위치한 혈관내의 작은 샘플체적의 고도를 측정하고 혈액흐름의 방향을 구한다.

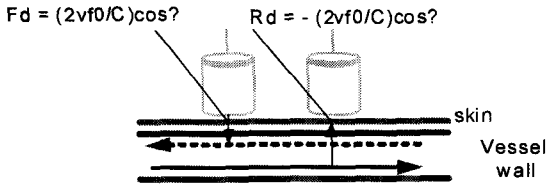


그림2. 순방향과 역방향의 관계

이러한 주기적 운동에서 음압의 최고 높이를 진폭(A)이라고 하며, 한 주기에 해당하는 파의 길이를 파장(λ), 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.

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

또한 매질 내를 전파하는 음파의 속도는 전자기파와는 달리 매질의 특성에 따라 다르다. 매질의 밀도를ρ, 체적탄성률을 β, 압축률을 K라고 할 때 음파의 속도 C는 다음과 같다.

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

음원의 진동수가 일정 하더라도 청취되는 진동수는 음원 대 청취자 사이의 상대운동에 따라 변하는 현상을 도플러 현상이라고 한다. 즉, 주파수는 Source와 Receiver가 서로 상대를 향해서 움직일 때 증가하고, 반대 방향으로 움직일 때 감소하는 물리적 현상을 말한다. Probe에 의해 방출된 초음파가 혈관 내 적혈구(RBC)에 의하여 반사되는 것은 Probe에 다시 받게 되는데 이때의 파장에 대한 변화를 도플러 이동 이라 하고 실제 혈류 속도는 도플러 이동에 비례하여 나타난다. 이때 방출된초음파와 반사되어 돌아오는 초음파간에 차이는 가시 및 가청 범위에 있어 이를 검사자가 듣고 볼 수 있게 된다.

Ⅲ. 하드웨어 설계

3-1. 하드웨어기법

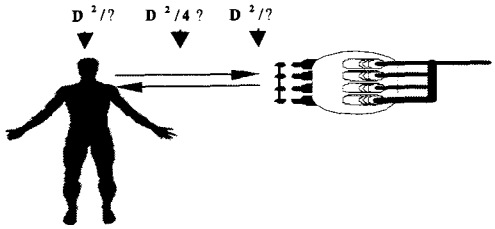


그림3. 트랜스듀스의 펄스진행 방향

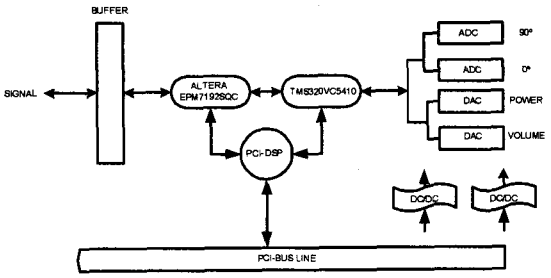


그림4. EPLD와 DSP의 도입한 설계

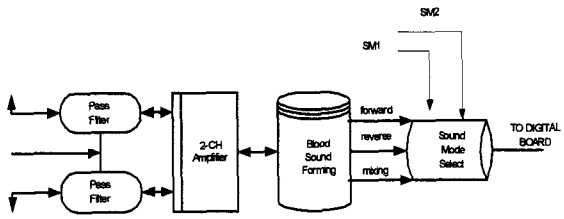


그림5. 사운드 포밍회로

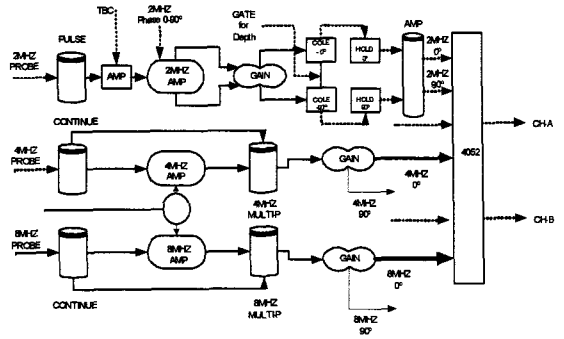


그림6. 진단보드설계

그림3은 트랜스듀스의 펄스진행방향을 나타내며 그림4는 본 연구에서 도입한 EPLD(ALTERA MAX EPM719SQC160-7)과 DSP(TMS320V5410PGE)를 기반으로 초음파발생장치를 구현하였다. 기능을 설명하면 아날로그에서 받은 측정 신호를 디지털 신호로 변환하여 신호의 값을 계산하여 PCI 버스로 보내 PC로 출력해 내며, 각종 아날로그 컨트롤 신호를 입·출력 제어를 한다. 그림5는 2MHz PW 와 4MHz CW의 출력을 각각 측정하여 변화된 신호를 인체로부터 받아들여 디지털 부분으로 신호를 보내며, 그 중간 신호를 이용하여 각각 다른 신호들로 증폭하여 여러 가지 소리 신호로 나누고, 이것을 디지털 신호에 의해서 원하는 소리로 선택하여 출력한다. 그림6은 진단보드로서 2MHZ프로브에서 펄스 2MHZ를송신, 수신하며 반사된 초음파신호는 광대역, 저잡음 증폭기를 거친후 감쇄를 보상하는 TGC AMP를 거치며 Beam Softening현상을 보완하기 위한 Dynamic filter를 사용하기도 한다. TGC AMP는 100 Db의 변화가 형성된다. 2MHZ는 위상0, 90°로 조절을 하며 깊이에 따른 0, 90°의 수정을 하며 수정한 값을 다시 증폭하여 2MHZ의 위상0, 90°값을 4052로 보낸다. 2MHZ는 보드에서 주파수를 발생시키고 4MHZ, 8MHZ는 OSC로 발생 시킨다.

3-2. 소프터웨어기법

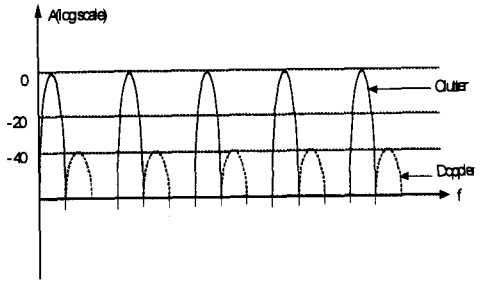


그림7. 샘플링된 신호의 스펙트럼

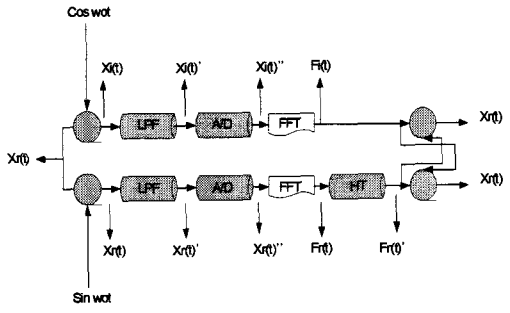


그림8. 주파수축에서의 채널분리방법

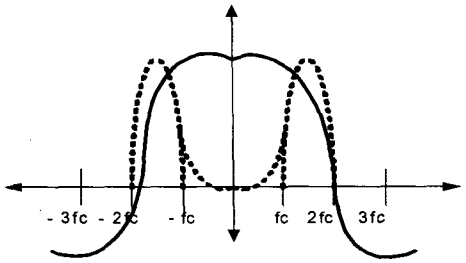


그림9. 신호손실 관계

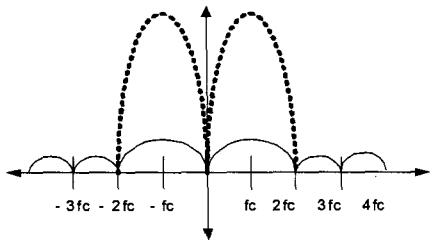


그림10. 양극의 낮은 전압발생 개념

송신부에서 초음파 소자에 일정한 간격으로 펄스를 인가하면 초음파소자는 전기적 펄스를 초음파로 변환하여 초음파를 발생 시킨다. 인체를 통과 하면서 반사된 초음파 신호가 수신되면서 증폭과 거리에 따른 신호감쇄를 보상하면서 진행한다. 복조단계를 거쳐 샘플링 되면 그림7과 같은 스펙트럼을 나타내며 클러스터 신호를 제거하기 위해 고역통과 필터를 샘플링에 의한 고조파 성분을 제거하고 PRF/2 의 차단주파수를 가지는저역통과 필터링을 거쳐 디지털신호 처리기로 들어간다. 디지털신호는 도플러 주파수로서 가청 주파수내에 존재하므로 음성증폭기로 빠르기를 진단할 수가 있다. 그림8은 주파수축에서의 채널분리 방법으로 디지털 신호처리가 LPF와 A/D, FFT(Hilbert)를 거쳐 변환하며 방향검출 및 속도의 크기를 결정한다. 본 연구에서 사용한 DSP는 고속신호처리용으로서 128 point의 실시간 FFT를 12ms로 처리할 수가 있다. 방향 검출법에서는 넓은 범위에서 90°지연 등이 Hilbert변환 등으로 방향검출이 가능하다. Pulser는 axial resolution을 증가시켜 짧은 신호를 발생시켜 S/N비를 구하기 위해 높은 전압을 발생 시키는데 사실 손실이 크다. 이를 개선하기 위한 그림10 개념을 도입하였다.

Ⅳ. 실험결과 및 모의진단

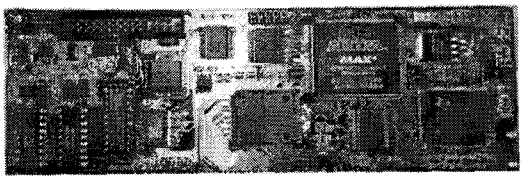


그림11. EPLD와 DSP 초음파발생장치 보드제작

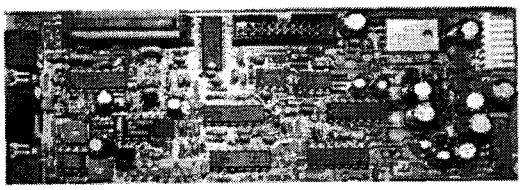


그림12. 사운드 펄스포밍 보드제작

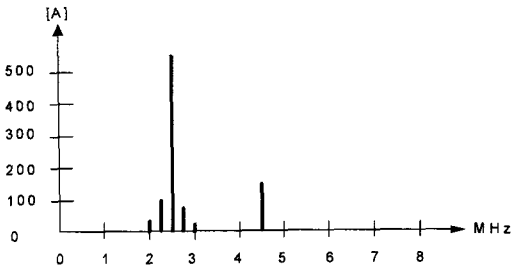


그림13. 송신부의 주파수스펙트럼

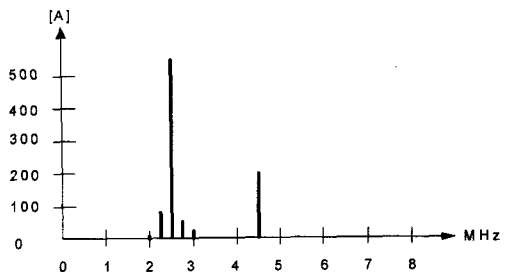


그림14. 수신부의 주파수스펙트럼

그림11은 EPLD와 DSP를 도입한 초음파발생 장치 보드
, 그림12는 사운드 펄스포밍 보드, 그림13은 송신부의 주파수 스펙트럼, 그림14는 수신부의 주파수스펙트럼을 나타 내는데 여기서 알 수 있듯이 초음파발생신호가 체내에 흘러갈수록 고조파 성분이 증가 함을 알 수가 있다. 본 시스템은 펄스형 혈류진단장치로 도플러 원리를 이용하여 비침습적인 방법으로 두개강 내 혈류의 속도와 방향 등을 측정하여 두개강 내 혈류 역학적인 변화를 평가하는 검사이다.

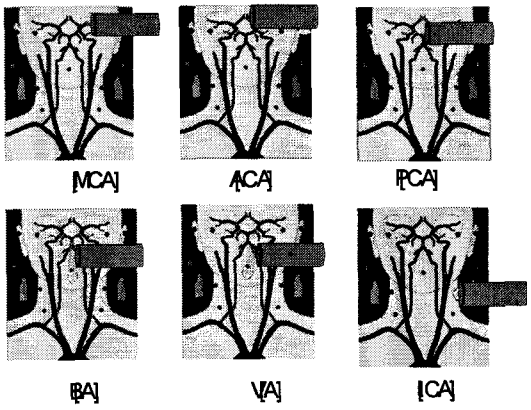
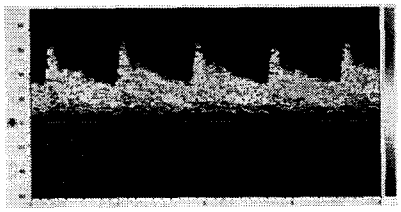
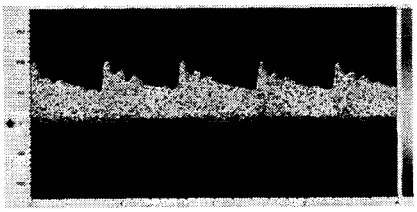


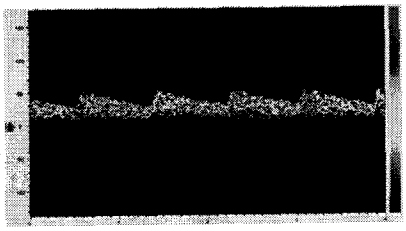
그림15. 영역별 검사



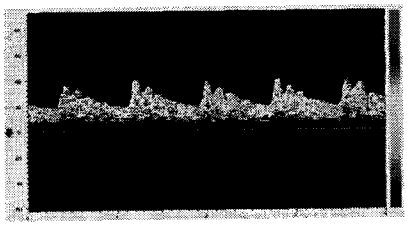
[ACA]-Probe에서 멀어지는 방향



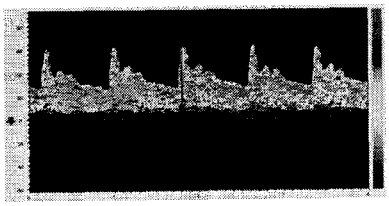
[MCA] -Probe에서 가까워지는 방향



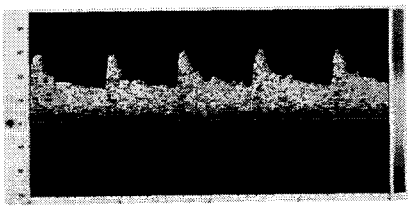
[PCA] -Probe에서 가까워지는 방향



[BA] -Probe에서 멀어지는 방향



[VA] -Probe에서 멀어지는 방향



[ICA] -Probe에서 멀어지는 방향

그림16. 측정영역별 파형

그림15는 영역별 검사로 적용부위는 초음파 투과를 하기 위해 얇은 두개골 부위를 음향창으로하여 검사하는데 아래와 같이 3가지의 창으로 구성한다. 먼저, 측두창 두개골 옆부분으로 귀 상단의 앞 부분으로 측정하며, 다음은 목 뒷부분, 마지막으로 하악창 턱 아랫부분으로 측정한다. 일반적으로 측정 Probe로 펄스형

은 2MHz로 특정부위의 검사를 할 수 있으며 검사부위의 깊이를 알 수 있고 연속형은4MHz, 8MHz로 일정구간의 모든 부위를 검사할 수 있으나 깊이를 알 수 없는 단점을 가지고 있다. 일반적으로 혈관을 구별하는 요소는 깊이, 혈류속도, 혈류방향, 파형의 네 가지인데 측정시에는 Depth와 각도, Power, Gain을 조절하면서 측정하며, 만약 혈관협착이 의심되면 깊이를 2mm정도의 짧은간격으로 변화시키면서 파형을 포착하도록 한다. 또한, 부정맥으로 인하여 일시적으로 맥박이 느려 질때에는 정상파형에서만 혈류속도를 계산한다. 측두창 검사는2MHz Probe를 사용하여 MCA, ACA, PCA를 측정한다. 귀의 앞부분 1~5cm정도의 협골궁 바로 위에 probe를 수평으로 대어 MCA를 측정하며, MCA에서 probe를 뒷부분으로 기울여 ACA를 측정, MCA에서 probe를 앞부분으로 기울여 PCA를 측정하며 한쪽 측두창에서 실패할 경우 - 반대측 측두창에서 깊이 75mm 이상 들어가면 반대쪽 전대뇌동맥이 보이고, 90mm 보다 깊이 들어가면 반대쪽 중대뇌동맥이 보이고, 90mm 보다 깊이 들어가면 반대쪽 중대뇌동맥이 보인다. 대뇌동맥을 찾을 수 없는 경우- 전대뇌동맥을 먼저 찾도록 한다. 탐색자의 방향은 중대뇌동맥과 동일하거나 약간 더 앞, 위쪽으로 향하게 하고, 70mm까지 깊이를 증가시키면서 멀어지는 혈류(전대뇌동맥)을 찾은 후에, 방향을 바꾸지 않고 깊이만 줄이면 중대뇌동맥을 찾을 수 있다. 다음은 후두창 검사로서 환자를 의자에 앉히고 고개를 약간 숙이게 한 후 후두공에서 검사한다. 고개를 숙일 수 없을 때는 바로 누운 상태에서 고개를 최대한 옆으로 돌려 검사한다. 또한, 2MHz Probe를 사용하여 BA, VA를 측정하며 후두골의 후두융기 아래에 probe를 대고 약간 위쪽으로 향하게 하여 정중선을 따라 아래쪽으로 이동시키면서 BA의 측정하며VA는 probe를 유양돌기의 2cm 뒤, 2cm 아래에서 두개골에 직각 또는 머리 중심을 향한 상태로 측정한다. 마지막으로 하악창검사는 바로 누운 환자에게 턱을 조금 들게 한 후 하악골 아래 부위에서 내경동맥의 맥박을 촉지하고 그 부위에 probe를 대고 검사한다. 이 부위는 뼈를 투과하지 않고 피부에서 바로 검사하므로 힘을 주어 누르면 혈류속도가 증가할 수 있으므로 probe를 가볍게 잡고 검사해야 한다. 보통 4MHz Probe를 이용하여 ICA를 측정한다. 그림16. 측정영역별 파형으로 나이가 들수록 MCA, ACA, PCA의 혈류속도가 낮아지는 경향이 있고 남녀간, 좌우간 혈류속도는 의미 있는 차이를 보이지는 않으나 개인간의 변화는 크며 개인간 최대 혈류속도와 최저혈류속도는 변동이 커서 이 지표로는 정상과 비정상을 민감하게 구분하는데 적당하지 못하였으나 평균혈류속도는 변동이 적어서 정상여부를 구분하는데 이용할 수 있다. RI(저항지수)는 혈관연축의 경과 관찰에 유용한데 0.5 이하이면 뇌압이 정상이고, 저항지수가 0.6이상이면 뇌압이 증가한 상태이며 혈류속도가 100% 이상 증가하면 뇌출혈의 위험성이 10배나 높아진다고 한다. 편두통 진단에 있어서 세가지 지표로는 MCA, ICA, BA의 혈류속도 증가하며 정상치를 기준으로 표준편차 두 배 이상 증가시 비정상으로 정한다. 대뇌반구지수 증가는 MCA 평균혈류 속도를 동측의 근위부 내경동맥의 평균혈류속도로 나눈 값으로, '혈관연축'과 '충혈'상태를 구별할 때 사용되는데, '혈관연축'은 중대뇌동맥만 수축한 상태이고, '충혈'상태는 뇌 전체의 혈류가 모두 증가되어 있는 상태이다. 그 값이 3.0이상인 경우를 비정상으로 정할 수가 있다. 평균 혈류속도가 처음과 비교하여 20% 이상 차이가 나면 협착의 상태가 변했다고 판단하는데, 임상에서는 검사 오차를 감안하여 25%이상 증가하면 '진행'으로, 25%이상 감소하면 '퇴행'으로 진단이 가능할 것으로 보아진다.

V. 결론

위험인자와 발생위험을 조기에 알아낼 수 있도록 뇌혈관을 수시로 자가검사가 가능한 뇌혈관

초음파를 구현하여 특성 시험과 모델링한 결과, 펄스진행 방향을 구해보았고, EPLD와 DSP(TMS320V5410PGE)를 기반으로 초음파 발생장치를 구현도 하였다. 기능적으로 아날로그에서 받은 측정 신호를 디지털 신호로 변환하여 신호의 값을 계산하여 PCI 버스로 보내 PC로 출력해내며, 각종 아날로그 컨트롤 신호를 입·출력 제어를 하며, 2MHz PW 와 4MHz CW의 출력을 각각 측정하여 변화된 신호를 인체로부터 받아들여 디지털 부분으로 신호를 보내며, 그 중간 신호를 이용하여 각각 다른 신호들로 증폭하여 여러 가지 소리 신호로 나눌 수가 있었고, 디지털 신호에 의해서 원하는 소리로 선택하여 출력하며, 감쇄를 보상하는 TGC AMP를 거치며 Beam Softening현상을 보완하기 위한Dynamic filter를 사용하기도 한다. TGC AMP는 100Db의 변화가 형성된다. 영역별 검사로 적용부위는 초음파 투과를 하기 위해 얇은 두개골 부위를 음향창으로하여 검사가 가능하였다. 1단계적으로 성능의 우수성은 접근되나, 차후 시스템을 보완하면 다른 질병의 뇌질환 환자에도 적용이 될 것이고, 본 연구에서는 시제품을 직접 제작하여 비정형화 특성을 연구하고 접근해 보고자 노력하였다.

References

[1] PSTN/전용선을 이용한 ATM통신방식의 RF IC전자 지불프로토콜과모니터링시스템 설계연구, 김휘영,컴퓨터 산업교육학회논문지, 제3권3호 , pp.369

[2] 근조직 재활치료를 위한 자계신경 자극시스템의 설계 및 구현,김휘영외2006년도 하계종합 학술대회 논문집Ⅱ pp.855-856

[3] Fracture환자의 무자극 재활촉진을 위한 초'■파 다층치료기의 구현, 김휘영 2006년도 하계종합 학술대회 논문집Ⅱ pp.857-858

[4] 모바일 기반의HRV 인터페이처리에 대한 생체계측시스템, 김휘영2006년도 하계종합 학술대회 논문집Ⅱ pp.857-858

[5] Photosensor를 이용한재활치료형을 위한 co2 laser의 출력변동율 안정을 위한 실시간 제어특성연구, 김휘영 2006년도 하계종합학술 대회 논문집Ⅱ pp.857-858

김휘영

2000.3 - 현재 동주대학 의료기공학과 조교수

<관심분야>: 의료정보 • 기기, Mobile.