

(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.⁷

(11) 공개번호 특2000-0072178

A61B 5/04(조기공개)

(43) 공개일자 2000년12월05일

(21) 출원번호 10-2000-0046703

(22) 출원일자 2000년08월11일

(71) 출원인 학교법인연세대학교 방우영

서울시 서대문구 신촌동 134번지바이오트론 주식회사 고유진

강원도 원주시 태장동 1720-26조상현

(72) 발명자 강원도 원주시 단구동 구곡두산아파트 104동 102호

조상현

(74) 대리인 강원도 원주시 단구동 구곡두산아파트 104동 102호

정석영

심사청구 : 있음**(54) 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정 방법 및시스템****요약**

본 발명은 운동중인 근육의 피로도를 측정하는 방법 및 시스템에 관한 것으로, 표면근전도(Surface EMG)를 측정하는 단계, 근전도 신호를 저장하는 단계, 저장된 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석(Power spectrum analysis : PSA)을 통하여 일정한 주기(epoch)로 중간주파수(Median frequency : MDF) 데이터를 구하는 단계, 구하여진 MDF 데이터를 대상으로 PSA를 시행하여 주신호 주파수 대역을 확인하는 단계, MDF 데이터의 주신호주파수 대역만 통과하도록 디지털 필터(Digital filter)를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻는 단계, 얻어진 새로운 MDF 데이터가 근피로 발생에 따라 감소하는 양상과 이 데이터에서 산출한 근피로 판정용 지수를 출력시키는 단계로 구성되는 방법 및 시스템을 이용하여 근육의 피로도를 객관적으로 측정 및 감시할 수 있도록 한다.

본 발명의 방법은 특히 동적인 수축(Dynamic contraction)을 하는 운동 중에 발생하는 노이즈의 감소효과가 기존의 방법 보다 탁월하므로, 스포츠 관련 기관이나 물리치료실에서 모든 종류의 운동을 대상으로 사용자나 환자가 간편히 휴대하면서 근육의 피로발생 정도를 실시간으로 감시하여 사용자에게 적합한 운동의 강도를 정확히 유지할 수 있고, 근육의 훈련상태를 확인할 수 있도록 하였다.

대표도**도1****색인어**

근피로, 근전도, 주파수분석, 노이즈, 로우 패스 필터

명세서**도면의 간단한 설명**

도 1은 본 발명 시스템의 개략적인 흐름도이고,

도 2는 본 발명 시스템의 개략적인 하드웨어 구성도이며,

도 3 내지 도 5는 3명의 실험 대상자에서 본 발명의 방법으로 측정한 근육피로도를 나타내는 그래프와 대조용 다른 방법으로 측정한 근육피로도를 나타내는 그래프이다.

* 도면의 주요 부분에 대한 설명

- | | |
|----------------------------|------------------------------|
| 1. 근육 | 2. 근전도 측정 및 증폭수단 |
| 3. 밴드패스필터(Bandpass filter) | 4. RMS 컨버터 |
| 5. A/D 컨버터 | 6. 마이크로프로세서 |
| 7. FFT 분석 (MDF) | 8. 로우 패스 필터(Low pass filter) |
| 9. 램 | 10. 표시수단 |

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 운동중인 근육의 피로도(muscle fatigue)를 측정하는 방법 및 시스템에 관한 것으로, 표면근전도(Surface EMG)를 측정하는 단계, 근전도 신호를 저장하는 단계, 저장된 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석(Power spectrum analysis : PSA)을 통하여 일정한 주기(epoch)로 중간주파수(Median frequency : MDF) 데이터를 구하는 단계, 구하여진 MDF 데이터를 대상으로 PSA를 시행하여 주신호 주파수 대역을 확인하는 단계, MDF 데이터의 주신호주파수 대역만 통과하도록 디지털 필터(Digital filter)를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻는 단계, 얻어진 새로운 MDF 데이터가 근피로 발생에 따라 감소하는 양상과 이 데이터에서 산출한 근피로 판정용 지수를 출력시키는 단계로 구성되는 방법 및 시스템을 이용하여 근육의 피로도를 객관적으로 측정 및 감시할 수 있도록 하는 것으로, 특히 동적인 수축(Dynamic contraction)을 하는 운동 중에 발생하는 노이즈의 감소효과가 기존의 방법 보다 탁월하므로, 스포츠 관련 기관이나 물리치료실에서 모든 종류의 운동을 대상으로 사용자나 환자가 간편히 휴대하면서 근육의 피로발생 정도를 실시간으로 감시하여 사용자에게 적합한 운동의 강도를 정확히 유지할 수 있고, 근육의 훈련상태를 확인할 수 있도록 하였다.

근육강화 운동에서 드롬의 원칙(DeLorme axiom)과 과부하원칙(Overload principle)에 따라서 최대 근육 활동을 유도하기 위하여 근피로가 발생할 때까지 최대의 저항을 주거나 최대 횟수의 반복(repetition)을 시행하게 되며, 이러한 원칙은 지구력 훈련에서도 유사하게 적용된다.

따라서, 근피로는 근육강화 운동과 지구력 훈련에 필요한 적정 수준의 저항과 반복 횟수를 결정하는 데 필수적일 뿐만 아니라 특히, 심혈관계 질환이나 근피로가 조기 발생하는 각종 신경근 병변 및 근육병(myopathy) 등에서는 근육의 과도한 사용으로 인한 악화현상이 발생하지 않도록 근피로 수준을 자세히 감시할 필요가 있다.

그러나, 인체의 피로는 '특정 업무를 반복 수행한 결과로 수행력이 감소하는 것'이라는 본질적으로 행동측면의 정의를 갖고 있으며, 인체 운동계의 여러 레벨에서 그 원인이 발생할 수 있으며, 근피로의 발생 여부를 판단하고자 할 때, 운동하는 사람이나 검사자 모두의 주관적인 성향이 영향을 미칠 수 있으므로 이를 객관적으로 평가하는 데에는 한계가 있었다.

지속적인 운동으로 인해 국소적인 근피로가 진행됨에 따라 근전도 신호의 주파수 스펙트럼 분석(PSA : Power spectrum analysis)이 저주파 대역으로 이동하는 특성이 발견된 이래로 이것의 여러 기전과 유의성 검증을 거치면서 근피로의 정량적 평가에 이용되기 시작하였다.

웨스트 포리에 트랜스포메이션(Fast Fourier transformation)을 통해 얻은 PSA를 $S_m(f)$ 라 할 때, 하기 수학식 1에서와 같은 중간주파수(MDF : Median frequency)가 평균주파수(MNF : Mean frequency) 보다 다소 잡음이 강한 것으로 알려져 있으므로 근피로 측정을 위한 대표적인 파라미터(parameter)로 널리 사용되고 있으며, 여러 잠재적인 영향 인자들이 통제된 상태에서 상, 하지 주요 근육의 등척성 수축(Isometric contraction)시 MDF의 변화양상이 유의한 개체내 신뢰도(intra-subject reliability)를 갖는 것으로 확인되었다.

$$\int_{f_{med}}^{f_{med}} S_m(f)df = \int_{f_{med}} S_m(f)df$$

이와 같은 사실을 토대로 실용적인 근피로 측정기를 만들 수 있다면 다양한 임상분야에서 유용하게 사용될 수 있을 것으로 여겨져 왔기 때문에, 이를 현실화하기 위하여 1982년 스투렌(Stulen)과 델루카(DeLuca)가 아날로그 하드웨어(analog hardware)를 개발한 이후 마이크로프로세서나 디지털 시그널 프로세서 및 소프트웨어를 이용한 장비가 간혹 개발된 바 있지만, 이들은 모두 등척성수축에 대해서만 사용해 본 것들이었고, 휴대가 불가능한 제품이어서 실용화되지는 못하였다.

한편, 물리 치료실이나 체육관에서 근육강화 훈련을 시행할 때 특별한 경우를 제외하고는 실생활의 근육 활동과 유사한 동적운동(dynamic exercise)으로서 등장성 운동(isotonic exercise)을 시행한다. 따라서, 실제 상황에서 근피로 측정기를 사용한다면 대개의 경우에 이러한 종류의 운동을 대상으로 하게 될 것이다.

그러나, 동적운동에서 얻은 근전도 신호에는 전극 아래 근육의 움직임, 전극의 흔들림을 비롯하여 주기적인 근육길이, 근수축 모드, 근육의 토크(torque) 및 근육 혈류량의 변화 등으로 인한 임의적 노이즈(random noise)가 매우 많으므로 이 신호로부터 신뢰할만한 MDF 데이터와 근피로 판정용 변수(fatigue monitoring variables)를 구하는 데 어려움이 있었다.

그 동안 이러한 문제점을 해결하기 위한 시도들은 많지 않은 데, 근전도 신호에 이동평균(moving average) 등의 필터를 적용한 후에 FFT를 시행하거나, 연속 중복되는 FFT 구간(successively overlapped FFT epochs)을 사용하여 MDF 데이터를 구한 경우가 있고, 또한 일단 구해 놓은 MDF 데이터를 대상으로 RMS(root mean square)처리를 한 경우가 있었다. 그리고, 등장성 운동에서 나오는 근전도 신호가 불규칙하기 때문에 이를 FFT에 적합하게 만들기 위하여 가능한 정적인 신호부분만 골라내어 FFT를 시행하는 경우도 있었지만, 이들 모두 MDF 데이터에서 잡음을 충분히 제거시키지는 못하였다.

발명이 이루고자하는 기술적 과제

따라서, 본 발명의 목적은 동적인 수축(Dynamic contraction)을 하는 운동 중에 발생하는 노이즈의 감소효과가 기존의 방법 보다 탁월하므로, 스포츠 관련 기관이나 물리치료실에서 모든 종류의 운동을 대상으로 사용자나 환자가 간편히 휴대하면서 근육의 피로발생 정도를 실시간으로 감시하여 사용자에게 적합한 운동의 강도를 정확히 유지할 수 있고, 근육의 훈련상태를 확인할 수 있도록 하는 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로

측정 방법 및 시스템을 제공하는 데 있다.

상기 목적 뿐만 아니라 용이하게 표출될 수 있는 다른 목적들을 달성하기 위하여 본 발명에서는 표면근전도를 측정하는 단계, 근전도 신호를 저장하는 단계, 저장된 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석(Power spectrum analysis)을 통하여 일정한 주기(epoch)로 중간주파수(Median frequency : MDF) 데이터를 구하는 단계, 구하여진 MDF 데이터를 대상으로 PSA를 시행하여 주신호 주파수 대역을 확인하는 단계, MDF 데이터의 주신호 주파수 대역만 통과하도록 디지털 필터(Digital filter)를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻는 단계, 얻어진 새로운 MDF 데이터가 근피로 발생에 따라 감소하는 양상과 이 데이터에서 산출한 근피로 판정용 지수를 출력시키는 단계로 구성되는 방법 및 시스템을 이용하여 근육의 피로도를 객관적으로 측정 및 감시할 수 있었다.

발명의 구성 및 작용

본 발명을 좀 더 구체적으로 설명하면 다음과 같다.

본 발명에 따른 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정 방법은 표면근전도(Surface EMG)를 측정하는 단계, 근전도 신호를 저장하는 단계, 저장된 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석(Power spectrum analysis : PAS)을 통하여 일정한 주기(epoch)로 중간주파수(Median frequency : MDF) 데이터를 구하는 단계, 구하여진 MDF 데이터를 대상으로 PSA를 시행하여 주신호 주파수 대역을 확인하는 단계, MDF 데이터의 주신호주파수 대역만 통과하도록 디지털 필터(Digital filter)를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻는 단계, 얻어진 새로운 MDF 데이터가 근피로 발생에 따라 감소하는 양상과 이 데이터에서 산출한 근피로 판정용 지수를 출력시키는 단계로 구성되어진다.

근전도를 측정하는 단계에서 사용되는 전극은 특별히 한정되는 것은 아니며, 본 발명에서는 AE-131 원형 표면 EMG 디스포저블 전극(미국 뉴로다인 메디컬 코포레이션사 제품(NeuroDyne Medical Corp., MA., USA))을 이용하였으며, 이는 직경 12mm의 금속 디스크 3개가 디스크 중심사이 거리 20mm인 삼각형 배열로 고정되어 있고, 활성전극(active electrode)과 비교전극(reference electrode)는 근섬유방향으로 놓이고 그라운드전극(ground electrode)는 이들보다 가측이나 내측에 놓이게 되어 있다.

금속전극들의 바탕을 이루는 압축 스폰지 디스크는 유연하여 근육의 곡면에 잘 맞고, 바닥에 접착물질이 발라져 있는 일회용이며, 케이블과 연결되는 부위는 퀵 스냅 버튼(quick snap button)으로 되어 있다.

따라서, 상기의 전극은 등장성 근수축을 대상으로 사용하기에 편리하였으며, 근피로 측정기에 적용하였을 때 일반인에 사용하기에 적합할 것으로 판단된다.

전극 부착 위치는 근육수축에 따라 근육(muscle belly)의 위치가 변하는 것을 고려하여 90° 굴곡시 촉진되는 위팔두갈래근(biceps brachi) 근육의 아래쪽 1/3 지점으로 선정하였으며, 전극을 부착하기 직전에 반드시 알코올 솜으로 피부 소독을 하였다.

근전도 장비는 MP100WSW(미국 바이오팍 시스템사 제품(Biopac Systems Inc., CA., USA))에 근전도 모듈인 EMG100B를 연결하여 사용하였으며, 샘플링 레이트 (sampling rate) 1024Hz, 로우 패스 필터(low pass filter) 500Hz, 하이 패스 필터(high pass filter) 30Hz로 1개 채널의 근전도 신호를 수집하였다. 측정 파라미터의 설정과 근전도 신호의 컴퓨터 저장은 액크놀로지 3.53(Acqknowledge, 미국 바이오팍 시스템사 제품(Biopac Systems Inc., CA., USA)) 프로그램을 사용하였다.

본 발명에서는 대상자의 팔꿈굽힘근(elbow flexor) 최대근력(maximal voluntary contraction, MVC)을 측정하였으며, 팔꿈굽힘근 최대근력을 측정하기 위하여 디지털 텐시오메터(digital tensiometer) 모듈인 TSD121C를 MP100WSW에 연결하여 사용하였으며, 대상자의 팔꿈굽힘근 수축에 대한 부하를 주기 위하여 1 : 1 체스트 폴리 웨이트(Chest pulley weights, 미국 프레스톤사 제품(Preston, MI., USA))를 사용하였고, 1kg과 2kg 단위의 추를 이용하여 부하의 크기를 조정하였으며, 등장성 운동의 빠르기를 제어하기 위하여 대상자에게 일정한 박자음을 들려주는 메트로놈(metronome, 독일 위트너사 제품(Wittner, Germany))을 사용하였다.

대상자는 체스트 폴리 웨이트 옆에서 등과 상부 팔 뒷면을 벽에 붙인 채 기립자세를 유지하였고, 손목에는 타월 컵스를 착용한 위에 금속 폴리 연결구가 달린 가측 컵스를 단단히 착용하였다. 팔꿈 굽힘시에는 위팔두갈래근이 아랫팔(forearm)을 위치는(supination) 효과를 피하기 위하여 아랫팔을 완전히 뒤쳐놓은(supinated) 상태에서 운동을 하도록 하였다. 우선, 팔꿈굽힘근의 최대 근력을 확인하기 위하여 팔꿈 관절을 90°로 굴곡시킨 상태에서 가측 컵스와 바닥에 고정된 폴리 로우프 사이에 디지털 텐시오메터를 설치하고, 팔꿈 굽힘을 최대로 약 7초간 2회 시행하여 그 중의 최대 장력을 선택하였다.

근력 측정 후 텐시오메터와 바닥에 고정된 로우프를 제거하고 가측 컵스의 연결구를 폴리와 최대 근력의 25%에 해당하는 무게에 연결하였으며, 근전도 전극을 부착하였다.

그리고, 처음과 동일한 자세에서 팔꿈을 굽히고 펴는 등장성 운동을 1분에 25회 반복(1회 반복에 2.4초 소요)하는 빠르기로 메트로놈 소리에 맞추어 수행하다 근피로로 인하여 운동의 박자를 더 이상 유지하지 못할 때(endurance time) 대상자는 검사자에게 구두로 보고하였으며, 이 때까지 위팔두갈래근의 근전도 신호를 측정하였다.

상기와 같이 측정된 근전도 신호를 액크놀로지 3.53(Acqknowledge, 미국 바이오팍 시스템사 제품(Biopac Systems Inc., CA., USA)) 프로그램을 사용하여 컴퓨터에 저장하므로써 표면근전도 신호를 저장하는 단계를 완료한다.

그 다음에 저장된 근전도 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석을 행하되 주파수 스펙트럼 분석을 0.5초 간격(epoch)으로 시행하여 MDF 데이터를 구하고, 얻어진 중간주파수 데이터를 대상으로 PSA를 시행하여 주신호 주파수 대역을 확인하는 단계, 주신호주파수 내역만 통과하도록 디지털 필터(Digital filter)를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻는 단계를 행한다.

이 때 근전도 신호에서 일정한 시간 간격으로 MDF 데이터를 구하는 것은 연세대학교의 의용공학과에서 제작한

소프트웨어인 '로메오(Romeo)'를 사용하였으며, 주신호 주파수 내역을 확인하는 FFT(주파수 스펙트럼 분석)와 디지털 필터링은 액크놀로지 3.53(Acqknowledge, 미국 바이오팩 시스템사 제품(Biopac Systems Inc., CA., USA)) 프로그램을 사용하였다.

얻어진 데이터는 디스플레이, 음성, 알람 등의 각종 출력 장치를 이용하여 출력함으로써 사용자 또는 환자의 무리한 운동을 예방하고 적당량의 근육운동을 할 수 있도록 하였다.

다음의 실시예 및 비교예는 본 발명을 좀 더 상세히 설명하는 것이지만, 본 발명의 범주를 한정하는 것은 아니다.

실시예 1

20세의 성인 남자 3명을 체스트 폴리 웨이트 옆에서 등과 상부 팔 뒷면을 벽에 붙인 채 기립자세를 유지시키고, 손목에 타월 커프스를 착용시킨 위에 금속 폴리 연결구가 달린 가죽 커프스를 단단히 착용케 하였으며, 팔꿈 굽힘시에는 위팔두갈래근이 아랫팔을 뒤치는 효과를 피하기 위하여 아랫팔을 완전히 뒤쳐놓은 상태에서 운동을 하도록 하였다.

우선, 팔꿈굽힘근의 최대 근력을 확인하기 위하여 팔꿈 관절을 90° 로 굴곡시킨 상태에서 가죽 커프스와 바닥에 고정된 폴리 로우프 사이에 디지털 텐시오메터를 설치하고, 팔꿈 굽힘을 최대로 약 7초간 2회 시행하여 그 중의 최대 장력을 선택하였다.

근력 측정 후 텐시오메터와 바닥에 고정된 로우프를 제거하고 가죽 커프스의 연결구를 폴리와 최대 근력의 25%에 해당하는 무게에 연결하였으며, 근전도 전극을 부착하였다.

그리고, 처음과 동일한 자세에서 팔꿈을 굽히고 펴는 등장성 운동을 1분에 25회 반복(1회 반복에 2.4초 소요)하는 빠르기로 메트로놈 소리에 맞추어 수행하다 근피로로 인하여 운동의 박자를 더 이상 유지하지 못할 때(endurance time) 대상자는 검사자에게 구두로 보고하였으며, 이 때까지 위팔두갈래근의 근전도 신호를 측정하고 저장하였다.

그 다음에 저장된 근전도 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석을 행하되 주파수 스펙트럼 분석을 0.5초 간격으로 시행하여 MDF 데이터를 구하고, 얻어진 MDF 데이터에 대한 PSA를 시행하였을 때 주신호 주파수대역은 모든 대상자에서 0.023Hz 혹은 0.031Hz 이하(평균 0.027Hz)이었다.

그 다음에 0.023Hz 혹은 0.031Hz의 디지털 로우 패스 필터를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻고, 이를 시간에 따른 그래프로 출력하여 도 3 내지 도 5의 (d)로 나타내었다.

비교예 1

저장된 근전도 신호로부터 0.5초 간격으로 PSA를 시행하는 것 까지만 실시예 1과 동일한 방법으로 MDF 데이터를 얻고, 이를 시간에 따른 그래프로 출력하여 도 3 내지 도 5의 (a)로 나타내었다.

비교예 2

주파수 스펙트럼 분석을 행하되 PSA 수행 주기(epoch)를 2.4초로 한 것을 제외하고는 비교예 1과 동일한 방법으로 MDF 데이터를 얻고, 이를 시간에 따른 그래프로 출력하여 도 3 내지 도 5의 (b)로 나타내었다.

비교예 3

비교예 1과 동일한 방법으로 MDF 데이터를 얻고, 이를 13개 연속 데이터마다 이동 평균으로 계산한 다음, 이를 그래프로 출력하여 도 3 내지 도 5의 (c)로 나타내었다.

실시예 1과 비교예 1 내지 3으로부터 알 수 있는 바와 같이 회귀직선을 벗어나는 노이즈들이 비교예 1에서 가장 극심하였으나, 비교예 2, 비교예 3, 실시예 1의 차례로 노이즈가 감소하여 회귀직선에 일치해 가는 양상을 보였다.

비교예 1은 첫 MDF값이 측정 개시 후 2.4초 후에 나오므로 그만큼의 공백구간이 생겼으며, 비교예 2는 이동 평균 계산값을 13데이터 포인트의 가운데인 포인트 7에 표시하도록 설정하였기 때문에 평균값을 계산하기 위하여 데이터를 모으기만 하는 처음과 마지막 6포인트에 해당하는 구간, 즉 최초 3초간과 마지막 3초간은 아무런 계산값이 없어 공백구간이 되는 반면에 실시예 1은 데이터의 공백구간이 전혀 없었다.

신호 처리 후 랜덤 노이즈 감소로 인한 회귀직선의 상관계수와 결정계수의 향상효과를 켄달 분석(Kendall analysis)으로 비교한 결과, 비교예 1< 비교예 2< 비교예 3< 실시예 1의 순서로 상관계수와 결정계수가 증가하여 실시예 1에서는 평균 상관계수가 비교예 1의 약 2.5배인 0.91, 평균결정계수가 비교예 1의 약 5.5배인 0.83이 되었고, 이러한 서열양상의 대상자간 일치도(Kendall's W)는 0.86으로 개인차가 적음을 알 수 있었다.

또한, 회귀직선의 유의성 검정인 F-테스트 p값(F-test p value)도 비교예 1> 비교예 2> 비교예 3 = 실시예 1의 순서로 감소하여 비교예 3과 실시예 1에서 평균 0.000이 되었으며, 평균서열 대상자간 일치도는 0.46으로 개인차가 다소 있었다.

따라서, 실시예 1은 물론 비교예 2및 3은 랜덤 노이즈 감소효과가 있으나, 대부분의 대상자에서 실시예 1이 가장 강력한 노이즈 감소효과가 있음을 알 수 있었다.

한편, 상기의 여러 신호처리방법이 회귀직선의 기울기나 절편 등에 미치는 영향을 켄달 분석(Kendall analysis)으로 비교한 결과, 회귀직선의 기울기는 비교예 2<비교예 1< 비교예 3< 실시예 1의 순서로 증가하였으나 역상관관계이므로 실시예 1의 기울기가 가장 완만한 평균 -0.10 Hz/sec.이었고, 이러한 서열의 대상자간 일치도는 0.74로 개인차가 많지 않았다.

회귀방정식에서 구한 Y축 절편 즉, 최초 MDF값은 비교예 2> 비교예 1> 비교예 3> 실시예 1의 순서로 감소하였고, 역시 회귀 방정식에 각 대상자의 운동의 박자를 더 이상 유지하지 못할 때(endurance time)를 입력하

여 구한 최종 MDF값은 비교예 3> 비교예 1> 비교예 2> 실시예 1의 순서로 감소하였다.

따라서, 실시예 1은 최초 MDF값과 최종 MDF값을 저하시키는 효과가 상기의 네가지 방법 중에서 가장 크다는 것을 알 수 있었으며, 이러한 서열의 대상자간 일치도는 각각 0.73과 0.74로 개인차가 많지 않았다.

MDF 변화율((최초 MDF - 최종 MDF)/최종 MDF)를 계산하여 보았을 때, 비교예 2> 비교예 1> 실시예 1> 비교예 3의 순서로 감소하지만, 서열의 대상자간 일치도는 0.35에 불과하여 개인차가 많았다.

따라서, 실시예 1은 대부분의 대상자에서 최초 MDF와 최종 MDF를 낮추고 회귀직선의 기울기도 다소 완만하게 만드는 효과가 있음을 알 수 있었고, 이는 디지털 로우 패스 필터의 영향으로 회귀직선의 지수에 다소 영향을 미치는 것으로 보인다. 시간에 따른 MDF를 이용할 때 검사자체의 신뢰도를 대폭 상승시킬 수 있고 감소패턴이 여전히 명백하므로 중대한 문제가 되지는 않는다.

발명의 효과

상술한 바와 같이 본 발명에서는 표면근전도(Surface EMG)를 측정하는 단계, 근전도 신호를 저장하는 단계, 저장된 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석(Power spectrum analysis : PSA)을 통하여 일정한 주기(epoch)로 중간주파수(Median frequency : MDF) 데이터를 구하는 단계, 구하여진 MDF 데이터를 대상으로 PSA를 시행하여 주신호 주파수 대역을 확인하는 단계, MDF 데이터의 주신호주파수 대역만 통과하도록 디지털 필터(Digital filter)를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻는 단계, 얻어진 새로운 MDF 데이터가 근피로 발생에 따라 감소하는 양상과 이 데이터에서 산출한 근피로 판정용 지수를 출력시키는 단계로 구성되는 방법 및 시스템을 이용하여 근육의 피로도를 객관적으로 측정 및 감시할 수 있도록 하는 것으로, 특히 동적인 수축(Dynamic contraction)을 하는 운동 중에 발생하는 노이즈의 감소효과가 기존의 방법 보다 탁월하므로, 스포츠 관련 기관이나 물리치료실에서 모든 종류의 운동을 대상으로 사용자나 환자가 간편히 휴대하면서 근육의 피로발생 정도를 실시간으로 감시하여 사용자에게 적합한 운동의 강도를 정확히 유지할 수 있고, 근육의 훈련상태를 확인할 수 있도록 하였다.

(57) 청구의 범위

청구항 1

표면근전도(Surface EMG)를 측정하는 단계, 근전도 신호를 저장하는 단계, 저장된 신호로부터 주파수 스펙트럼 분석(Power spectrum analysis : PSA)을 통하여 일정한 주기(epoch)로 중간주파수(Median frequency : MDF) 데이터를 구하는 단계, 구하여진 MDF 데이터를 대상으로 PSA를 시행하여 주신호 주파수 대역을 확인하는 단계, MDF 데이터의 주신호주파수 대역만 통과하도록 디지털 필터(Digital filter)를 적용하여 새로운 MDF 데이터를 얻는 단계, 얻어진 새로운 MDF 데이터가 근피로 발생에 따라 감소하는 양상과 이 데이터에서 산출한 근피로 판정용 지수를 출력시키는 단계로 구성되는 것을 특징으로 하는 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 근전도를 측정하는 단계는 샘플링 레이트 (sampling rate) 1024Hz, 로우 패스 필터(low pass filter) 500Hz, 하이 패스 필터(high pass filter) 30Hz로 1개 채널의 근전도 신호를 수집하는 방법으로 행함을 특징으로 하는 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서, MDF 데이터의 주신호 주파수 대역만 통과하도록 하는 디지털 필터는 로우 패스 필터(low pass filter)임을 특징으로 하는 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정 방법.

청구항 4

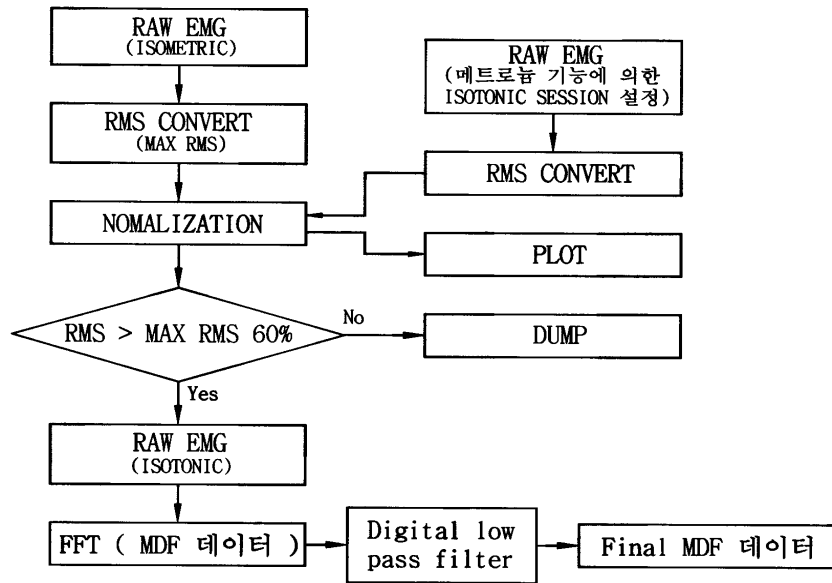
제 3 항에 있어서, 필터의 주파수는 0.05Hz 이하임을 특징으로 하는 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정 방법.

청구항 5

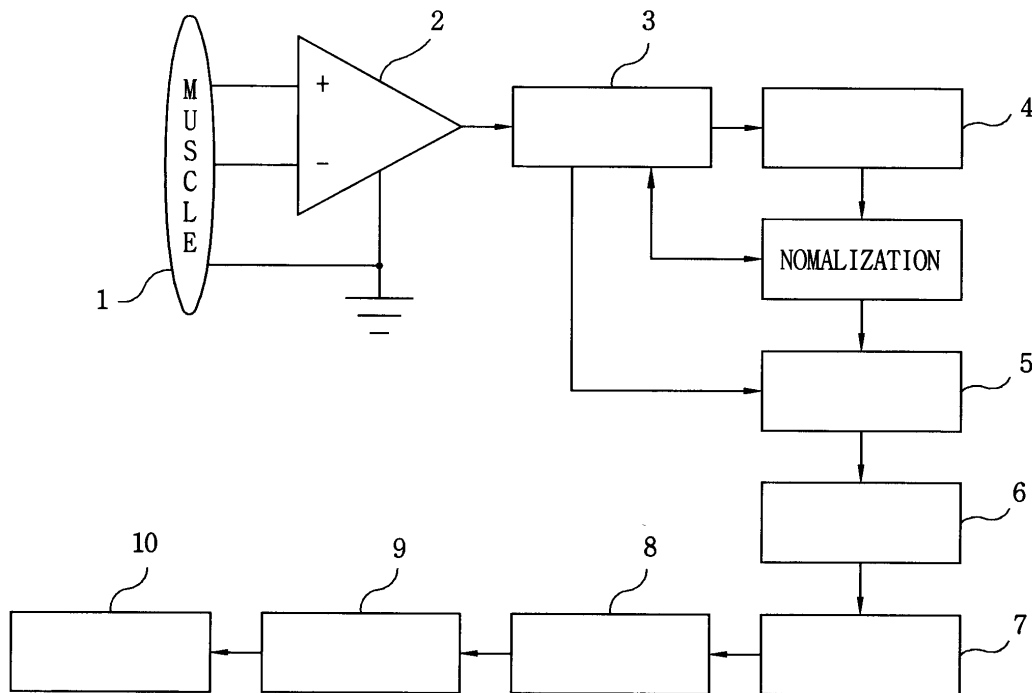
제 1 항에 있어서, MDF 데이터를 출력시키는 방법은 디스플레이, 음성, 알람임을 특징으로 하는 근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정 방법.

도면

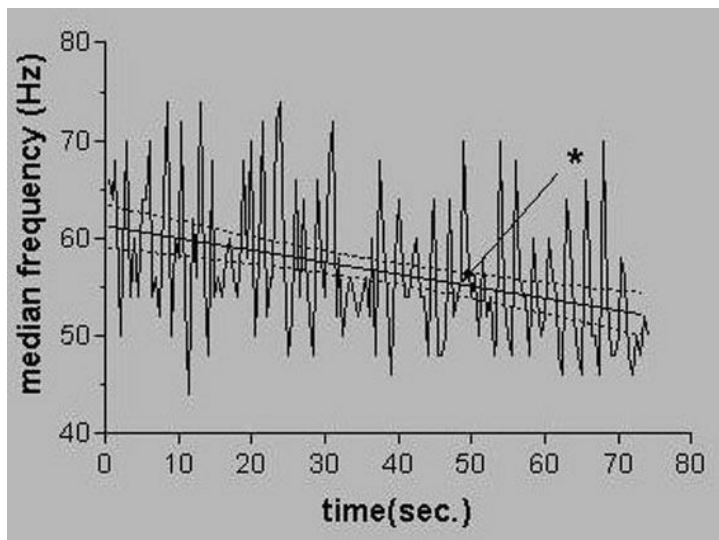
도면1



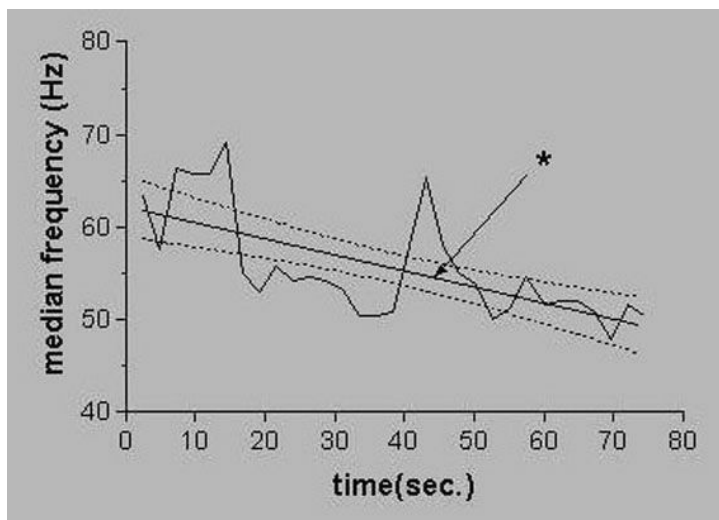
도면2



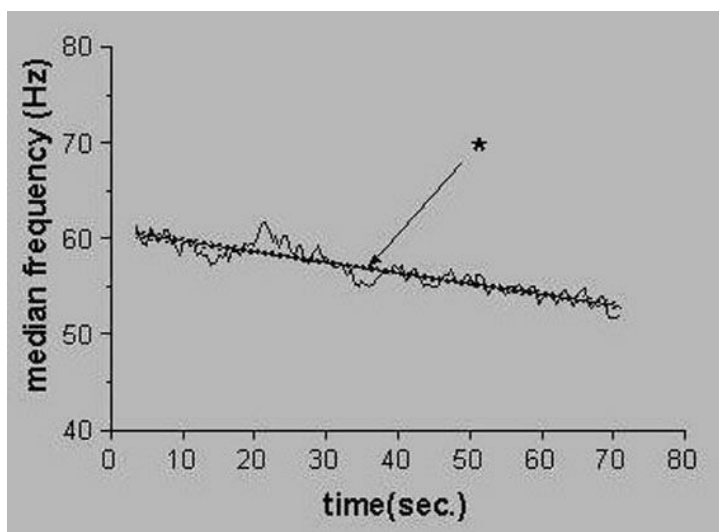
도면3a



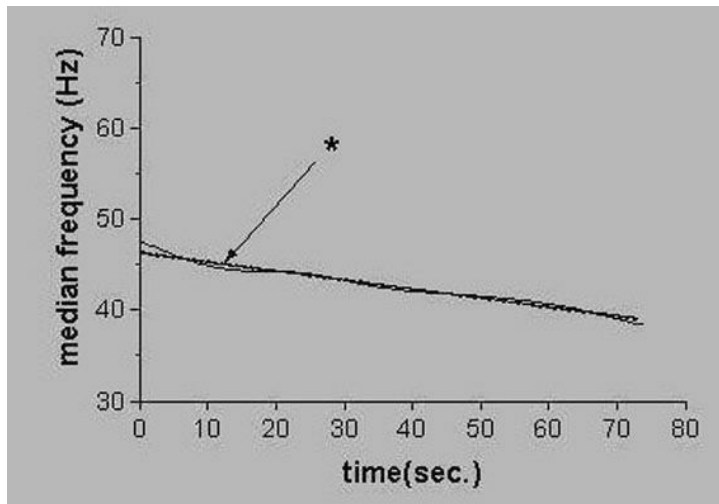
도면3b



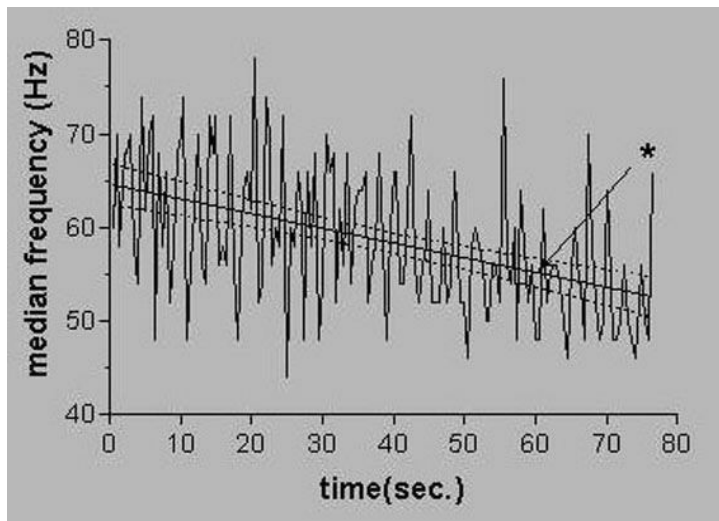
도면3c



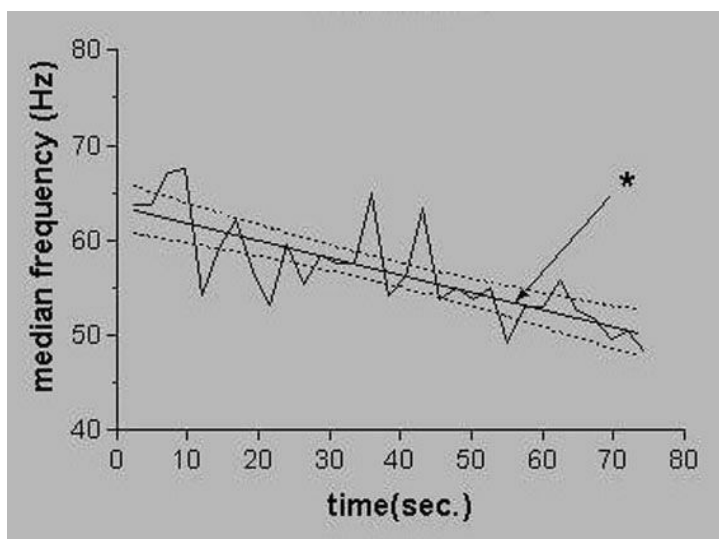
도면3d



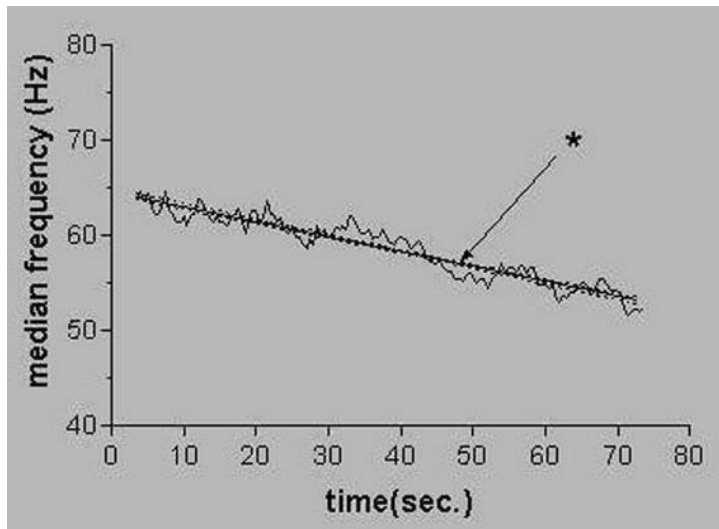
도면4a



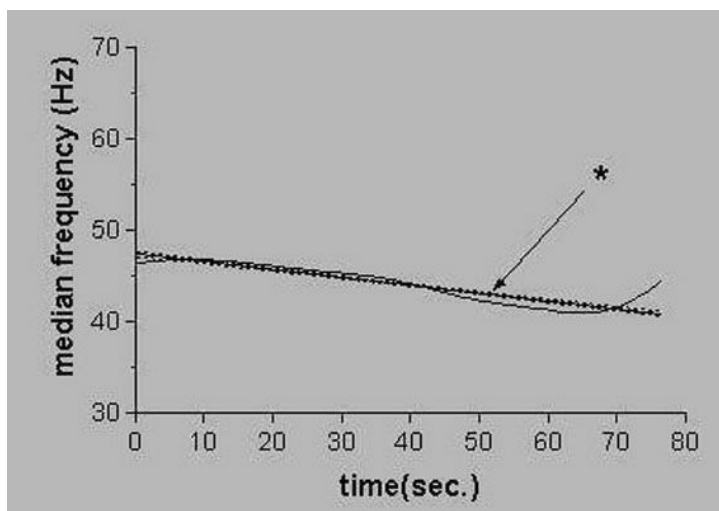
도면4b



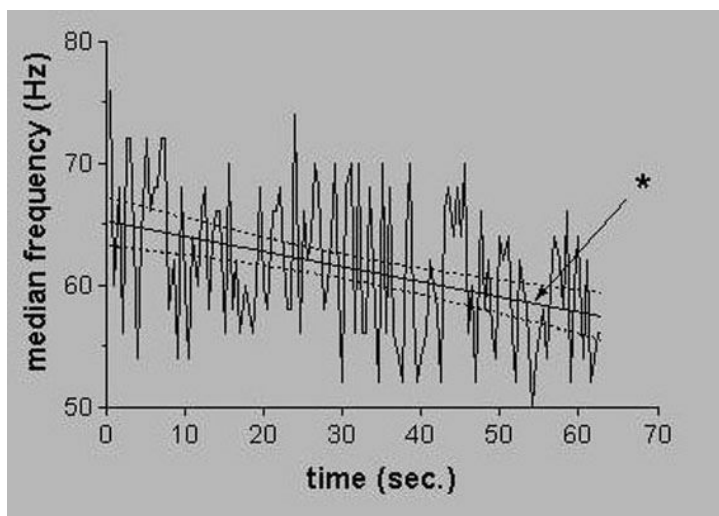
도면4c



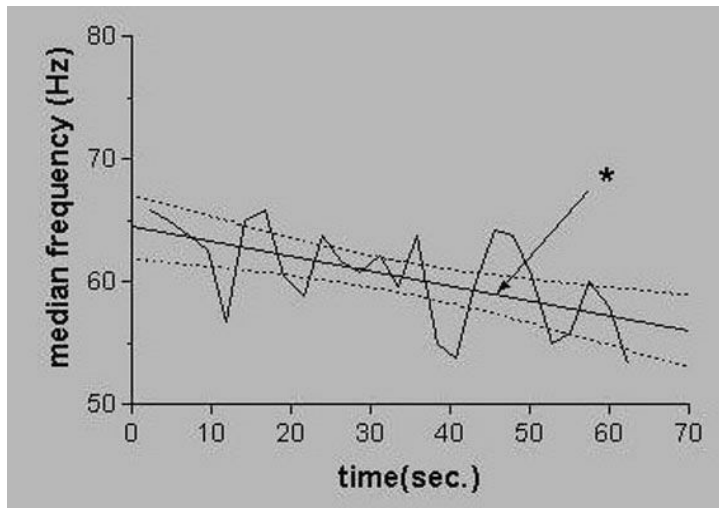
도면4d



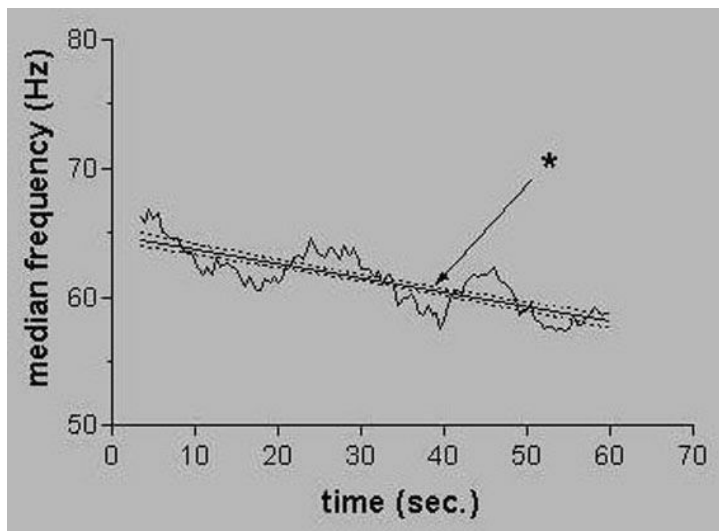
도면5a



도면5b



도면5c



도면5d

