

요추 신전운동 시 중앙주파수와  
웨이브렛을 이용한 근피로 분석

연세대학교 대학원

의공학과

장 근

요추 신전운동 시 중앙주파수와  
웨이브렛을 이용한 근피로 분석

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2004년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

장 근

# 장근의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2004년 6월 일

## 감사의 글

본 논문이 있기까지 늘 함께 해주시고 애써주신 하나님께 감사합니다. 또한 석사 과정 동안 부족한 저에게 자상한 충고와 따뜻한 격려로 저를 이끌어 주신 김영호 교수님께 진심으로 감사드립니다. 그리고 부족한 저의 논문을 꼼꼼히 읽어 주시고 항상 따뜻한 미소로 대해주셨던 이경중 교수님과 김한성 교수님께 감사드리며, 늘 자상한 지도로 이끌어주신 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 조효성 교수님, 신태민 교수님, 김법민 교수님, 김경환 교수님께도 깊이 감사를 드립니다. 본 연구 수행을 위해 요추신전 시스템을 저희와 공동 제작하시고 많은 도움을 주신 대양정공 허영백사장님께도 진심으로 감사드립니다.

연구실에 처음 들어 왔을 때 부족한 저에게 아낌없는 격려와 친형처럼 따뜻하게 대해 주신 실험실 선배 기홍이형, 성수형, 진복이형, 치호형, 기원이형, 그리고 성재에게 감사드리며, 또한 입학동기로써 서로 의지하며 친형제처럼 지낸 상호에게, 늘 옆에서 잘 챙겨 줬던 한일에게 고마움을 전합니다. 또한 지금까지 실험실 선임으로써 실험실의 모범이 되고 실험실을 잘 이끌어 주신 기식이형에게 감사드리며, 같이 졸업 논문을 쓰면서 동고동락했던 영광이와 임숙이, 좋은 친구로써, 학문적 동반자로써 늘 함께해 줬던 사업이, 늘 묵묵히 자기자리를 지키며 열심히 하는 승찬이, 적극적으로 자기 맞은 일에 최선을 다하는 성재, 꿈 많은 우리 새내기 희석, 은진에게도 진심으로 고마움을 전합니다. 대학원 생활동안 제가 타 학교 학생임에도 불구하고 늘 따뜻하게 대해 줬던 동기들 그리고 선·후배님께도 진심으로 고마움을 전합니다.

마지막으로, 못난 저를 믿고 오늘의 결실이 있기까지 참아 주시고 물심양면으로 도와주시고 또한 저에게 사랑과 헌신을 아끼지 않으신 아버지, 어머니와 마음의 평안과 꿈을 심어 주신 큰 매형과 큰 누나, 작은 매형과 작은 누나, 형과 형수님께 주님 안에 행복한 가정을 꾸미기 바라며 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

맑고 푸르른 2004년 6월

장 근 올림

# 차 례

그림 차례 .....	iii
표 차례 .....	v
국문 요약 .....	vi
제 1 장 서론 .....	1
제 2 장 요추 신전운동 시스템 .....	4
2.1 전체 시스템 구성 .....	4
2.2 요추 신전운동 시스템 기계적 장치부 .....	4
2.2.1 등받이 조절장치 .....	5
2.2.2 발판 조절장치 .....	6
2.2.3 대퇴부 고정장치 .....	8
2.2.4 골반 고정장치 .....	9
2.2.5 부하인가장치 .....	9
2.3 요추 신전운동 데이터 획득 및 전송 .....	10
2.4 데이터 디스플레이 및 저장 설계 .....	12
제 3 장 실험 .....	15
3.1 실험 방법 .....	15
3.2 데이터 수집 .....	17
3.3 데이터 분석 .....	18
3.3.1 중앙주파수(median frequency) .....	18
3.3.2 국소 푸리에 변환 .....	19
3.3.3 웨이브렛 변환 .....	21
3.3.3.1 연속 웨이브렛 변환 .....	21
3.3.3.2 웨이브렛 변환의 다해상도 분석 .....	23

3.3.3.3 웨이브렛 패킷 .....	26
3.3.3.4 Daubechies Wavelet db4 .....	27
3.4 통계분석 분석 .....	29
제 4장 결과 .....	30
4.1 중앙주파수 분석 .....	30
4.2 웨이브렛 분석 .....	32
4.2.1 웨이브렛의 피크값 분석 .....	32
4.2.2 웨이브렛의 RMS값 분석 .....	35
4.3 통계적 분석 .....	38
4.3.1 중앙주파수와 웨이브렛의 피크값의 상관분석 .....	38
4.3.2 중앙주파수와 웨이브렛의 RMS값의 상관분석 .....	39
4.3.3 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS값의 상관분석 .....	40
제 5장 고찰 .....	41
제 6장 결론 .....	45
참고 문헌 .....	47
영문 요약 .....	52

## 그림 차례

그림 1. 지속적인 운동에 따른 힘의 변화 .....	2
그림 2.1 요추 신전운동 시스템의 구성도 .....	4
그림 2.2 요추 신전운동 시스템 기계적 장치부 .....	5
그림 2.3 골반 운동범위 .....	6
그림 2.4 발판 조절 장치 .....	7
그림 2.5 대퇴부 고정장치 .....	8
그림 2.6 골반 고정장치 .....	9
그림 2.7 부하 인가장치 .....	10
그림 2.8 토크 측정장치 .....	11
그림 2.9 분압기 및 부착위치 .....	11
그림 2.10 데이터 디스플레이 및 저장 프론트 패널 .....	12
그림 2.11 데이터 디스플레이 및 저장을 위한 블록 다이어그램 .....	13
그림 2.12 데이터 수집 함수 .....	13
그림 2.13 데이터 저장 함수 .....	14
그림 3.1 요추 및 골반 고정 .....	16
그림 3.2 근전도 전극 부착위치 .....	16
그림 3.3 근전도 측정장비 MP150 .....	17
그림 3.4 웨이블릿 변환의 특성 .....	21
그림 3.5 웨이블릿 변환의 해상도 셀 .....	22
그림 3.6 웨이블릿 분해 트리 .....	25
그림 3.7 웨이블릿 패킷 분해 트리 .....	27
그림 3.8 Daubechies Wavelet db4 .....	27
그림 4.1 요추운동 시 굴곡/신전 각도, 토크, 근전도 신호 .....	30
그림 4.2 각 하중에 대한 중앙주파수의 변화 .....	31

그림 4.3 각 부하에 대한 웨이브렛 변환 .....	33
그림 4.4 각 부하에 대한 웨이브렛의 RMS 값 .....	36

## 표 차례

표 4.1 초기 중앙주파수 및 중앙주파수의 기울기 .....	31
표 4.2 주파수 영역에 따른 초기 웨이브렛의 피크값 및 피크값의 기울기 .....	34
표 4.3 주파수 영역에 따른 초기 웨이브렛의 RMS 값 및 기울기 .....	37
표 4.4 중앙 주파수와 웨이브렛의 피크값의 상관분석 .....	38
표 4.5 중앙 주파수와 웨이브렛의 RMS값의 상관분석 .....	39
표 4.6 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS값의 상관분석 ) .....	40

# 국 문 요 약

## 요추 신전운동 시 중앙주파수와 웨이브렛을 이용한 근피로 분석

허리 질환인 요통의 원인은 80% 이상이 요추 주변부 근육의 약화에 의한 것이다. 약화된 요추근력을 효과적으로 운동시키기 위해 본 연구에서는 요추만의 독립적인 운동을 할 수 있는 요추 신전운동 시스템을 설계하였다. 설계된 요추근력 시스템은 기계적 장치부, 데이터 획득 및 전송부, 데이터 디스플레이 및 저장부로 구성된다.

설계된 유추근력 시스템으로 요추운동 시 근피로를 분석하기 위해 허리질환의 병력이 없는 건강한 남성 13명을 대상으로 최대 자발 근수축의 44%, 55%, 66%에 해당하는 40, 50, 60kg의 부하를 인가하고 개발된 요추 신전운동 시스템에서 초당 48°의 요추 신전운동을 반복하는 동안 표면전극을 피검자의 왼쪽 척추기립근에 부착하여 근전도 신호를 측정하였다. 웨이브렛을 이용하여 “시-주파수”영역에서 근전도 신호를 주파수 대역별로 분리하여 근피로도를 측정하고 중앙주파수를 이용하여 얻은 근피로도와 비교하였다.

요추 신전운동을 수행한 결과, 동적 요추 신전운동 시 근피로에 따라 중앙주파수와 웨이브렛 피크값, 웨이브렛 RMS 값 사이의 상관관계는 작았으나 웨이브렛 피크값과 웨이브렛 RMS 값의 상관관계가 크게 나타났다. 요추 신전운동에 의한 왼쪽 척추기립근의 피로할 때 중앙주파수가 시간에 따라 더 낮은 주파수 영역으로 천이되었다. 중앙주파수의 분석은 단지 대표 주파수의 경향만 나타내는 반면에 웨이브렛을 이용한 근피로도 분석은 근육의 피로에 따라 고주파수 대역(375~438Hz)의 신호는 일정하거나 감소하고 저주파영역의 신호(0~125Hz)는 증가하는 경향이 확인되었다.

본 연구를 통해 웨이브렛 분석을 통해서 근피로를 정량화할 수 있음을 알 수 있

었으며, 동적운동 시 웨이브렛을 이용한 분석방법이 중앙주파수를 이용한 분석 방법 보다 근피로도를 분석하는데 있어 더욱 유용함을 보여주었다.

---

핵심이 되는 말 : 요추 신전운동, 근전도, 근피로, 중앙주파수, 웨이브렛

## 제 1 장 서 론

허리질환인 요통의 원인은 80% 이상이 요추 주변부 근육의 약화에 의한 것이다. 요통환자의 경우 적절한 허리근력의 유지가 매우 중요하며, 특히 신전운동에 제한이 있거나 척추관절 이상 또는 척추관 협착증이 있는 환자의 경우 허리근력의 단련은 필수적이다.

Smidt 등[1]과 Pollock 등[2]은 엉덩이와 다리근육의 영향을 최소화하고 요추신근(lumbar extensor)을 독립시켜 운동시키기 위해서는 골반을 고정하여야 요추근력을 효과적으로 증대시킬 수 있다고 하였다. 그러나 기존의 요추운동장비는 허벅지 하부에 이격이 발생하여 하체가 고정되지 않으므로 척추에 무리를 줄 수 있으며 발판은 요추 신전운동을 도와주게 되므로 요추만의 근력운동을 수행하는데 부적합하다.

이러한 요추운동기구를 통해 요추운동을 반복적으로 수행하는 경우 근육의 피로가 발생하며, 근피로는 지나친 운동으로 인해 불충분한 산소공급 또는 신진대사에 필요한 어느 한 물질의 고갈 등을 초래하여 근육조직의 수축요소에 원활한 신진대사를 공급하지 못할 때 생긴다[3]. 지속적인 근 최대 수축 시 힘은 그림 1.a와 같이 선형적으로 감소하고 이때 근피로는 운동 시작부터 발생된다[4,5]. 이와 같은 기존 연구에 의하면 피로는 최대 힘을 생성하는 능력이 저하되는 것으로 정의 할수 있다 [5,6]. 그러나 그림 1.b에서와 같은 최대수축 이하로 어떤 힘을 유지할 때는 일정시간 동안 그 힘을 유지할 수 있다. 따라서 Volestad 등[7]은 동적 운동 시 어떤 요구된 운동을 더 이상 수행하지 못하는 것으로 피로를 정의하였다[5,8,9]. Basmajian 등 [9]은 인체에서 근피로는 일정한 근 수축을 유지함으로써 발생된다. 이와 관련된 근육은 일을 수행하는 동안 계속적으로 피로를 유발하게 된다고 하였으며, 이를 신진대사 피로(metabolic fatigue)라 정의하였다. 그러나 요구된 힘을 더 이상 수행할 수 없거나 힘의 감소가 관찰되는 때를 그림 1.b와 같이 불이행 점(failure point)라고 정의하였으며 이 시점부터 수축피로(contractile fatigue)가 발생한다고 정의하였다.

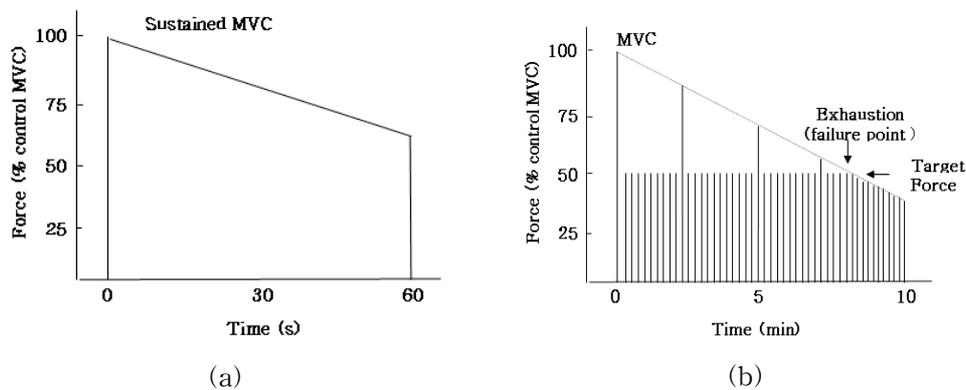


그림 1. 지속적인 운동에 따른 힘의 변화

근전도를 이용하여 근피로를 분석하기 위해서 RMS값(Root Mean Square)과 평균주파수(Mean Frequency) 또는 중앙주파수 방법이 널리 사용되었다. 중앙주파수는 파워밀도스펙트럼이 같은 두 영역으로 나뉘지는 지점의 주파수이며, 평균주파수는 어떤 구간에서의 주파수 평균을 의미한다. 주파수 영역에서의 분석은 전극에 의한 영향이 비교적 적고, 근막 전도속도, 운동단위 전위의 특징, 그 외 여러 생리학, 생화학적 변화와 관계가 깊다. 과거에는 정적 운동에 따른 근피로 연구가 활발히 수행되었다. 정적운동 시 근피로에 따라 근전도의 RMS 값은 증가되고 중앙주파수와 평균주파수는 저주파 대역으로 이동한다고 보고하고 있다[10-15]. 그러나 일상생활에서 정적 근수축에 의해 피로가 유발되는 것은 매우 제한적이므로 최근 동적인 근수축에 따른 근피로 연구가 수행되고 있다. 일반적으로 최대수축 이하의 동적운동에서는 근전도의 신호가 증가하지만[14, 16] 최대수축 근력에 의한 동적운동에서는 근전도 신호가 감소한다[17, 18]. 동적운동에 따른 근피로를 받으면, 근전도 신호의 평균주파수와 중앙주파수는 더 낮은 주파수 영역으로 이동된다[19-22]. 그러나 Streiner 등[23]은 동적인 운동 시 평균주파수와 중앙주파수의 유효성이 낮다고 보고하였으며 Matthijsse 등[24]은 평균주파수 또는 중앙주파수를 이용한 근피로를 분석하는 경우, 정적인 운동에 대하여는 유효성이 있으나 동적인 운동에서는 유효성을 가지지 못한다고 하였다. Serge 등[25]은 정적 운동에 의한 근피로의 경우, 중앙주파수가 선형적으로 감소 하지만, 동적 운동의 경우 중앙주파

수는 비선형적이고 더욱 복잡하다. 하지만 비정체(Non-stationary) 특성을 지니고 있는 신호에 대해 중앙주파수와 평균주파수와 같은 푸리에 변환은 스펙트럼의 중첩을 야기시켜 신호의 주파수 특성을 효과적으로 분리하지 못한다. 이와 같이 신호의 크기가 시간에 따라 변화하는 경우 신호 전체에 대한 푸리에 변환은 적용의 한계를 나타내므로 일정한 크기를 가진 창 함수를 푸리에 변환과 결합시키는 국소 푸리에 변환(short-time Fourier transform)이 제안되었다. 그러나 국소 푸리에 변환은 멀티 스케일 특성을 지니고 있는 경우 크기가 다른 여러 개의 창함수를 이용해야 하는 번거로움이 따른다. 반면에 웨이브렛 변환은 푸리에 변환 및 국소 푸리에 변환과는 달리 한 번의 연산으로 신호가 지닌 모든 스케일 성분을 하나의 공간에 표현할 수 있다. 웨이브렛은 근전도 신호를 여러 주파수 영역으로 분해하여 발생된 근피로를 분석하기 위해 사용한다. 웨이브렛을 이용한 연구로는 Xiao 등 [26]이 근전도 신호를 고주파와 저주파의 두 영역으로만 분할하여 근피로를 분석하였다. 그러나 Xiao에 의한 방법은 근전도 신호를 단지 두 주파수 영역으로만 나눠 주파수에 따른 근육운동 특성을 정확히 확인 할 수 없었다.

본 논문에서는 요추만의 독립적인 운동을 할 수 있는 등척성, 등장성 요추근력 운동 및 측정시스템을 설계하였다. 동적운동 시 근피로 분석대안 중앙 주파수의 문제점과 Xiao의 연구의 문제점을 보완하기 보완하기 위해 설계된 운동 장비를 정상인에 적용하여 등장성 요추 신전운동 수행 시 측정된 근전도 신호를 웨이브렛 변환을 하여 “시간-주파수”영역에서 32개의 영역으로 분리하여 근피로도를 측정하였다. 또한 웨이브렛을 이용하여 얻은 근피로 분석 결과를 중앙주파수를 이용하여 얻은 근피로 결과와 비교하여 웨이브렛 사용 시 시-주파수 영역에 따라 근육운동 특성을 더욱 자세히 관찰할 수 있음을 확인하고자 하였다.

## 제 2 장 요추 신전운동 시스템

### 2.1 전체 시스템 구성

요추 신전운동 시스템은, 그림 2.1과 같이, 기계 장치부와 데이터 획득 및 전송부와 데이터 디스플레이 및 저장부로 구성된다. 기계 장치부는 요추 신전운동 시스템의 기구부이고 데이터 획득 및 전송부에서는 요추운동 각도와 토크를 실시간에 측정하여 컴퓨터로 전송하며 데이터 디스플레이 및 저장부에서는 획득한 데이터를 디스플레이하고 데이터를 처리하기 위해 저장한다.

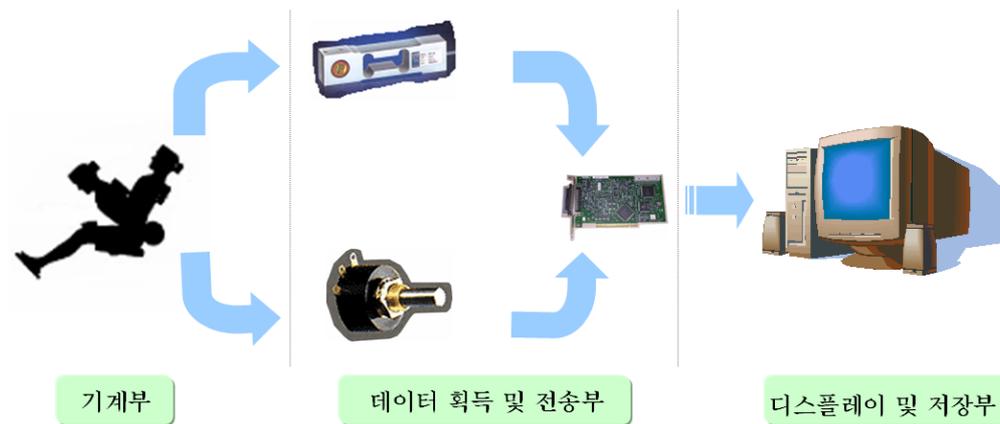


그림 2.1 요추 신전운동 시스템의 구성도

### 2.2 요추 신전운동 시스템의 기계 장치부

요추 신전운동 장치부는 그림 2.2와 같이 등받이 각도 조절기, 발판 조절장치, 대퇴부 고정장치, 골반 고정장치, 부하인가장치로 구성된다.

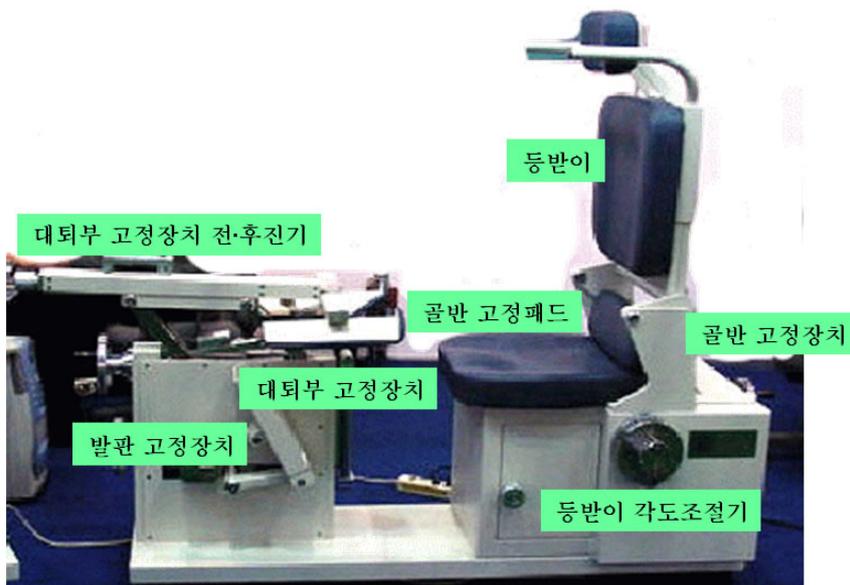
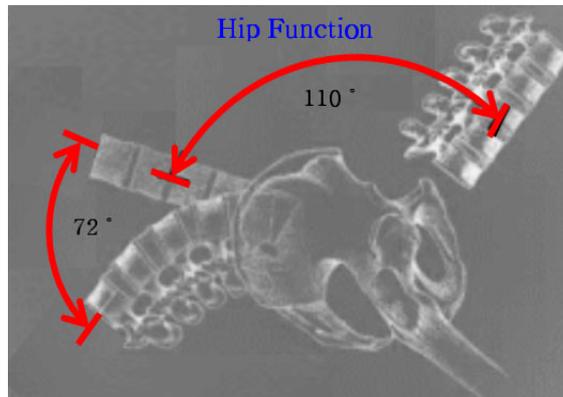


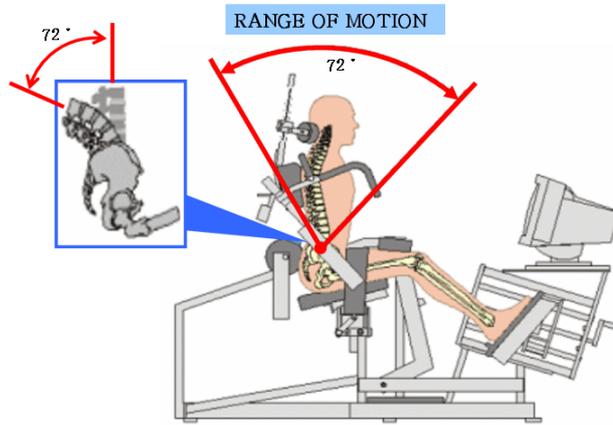
그림 2.2 요추 신전운동 시스템 기계적 장치부

### 2.2.1 등받이 조절장치

등받이 조절장치는 정적 또는 동적 요추운동을 모두 수행할 수 있도록 고안되었다. 정적운동의 경우  $0^{\circ} \sim 72^{\circ}$ 의 범위에서  $12^{\circ}$  간격으로 등받이 각도를 조절할 수 있도록 하였다. 그림 2.3과 같이, 골반이 움직이는 경우 요추의 운동범위는  $110^{\circ}$  이나 골반이 고정되면  $72^{\circ}$ 가 된다. 지면에 대해 등받이가 각도가  $90^{\circ}$ 일 때 요추 신전운동 시스템에서는  $36^{\circ}$ 로 정의하였으며, 이때 체간의 각도는 중립이 된다. 등받이의 각도가  $36^{\circ}$ 보다 커지면 요추는 신전하는 것이고 등받이 각도가  $72^{\circ}$ 일 때 체간이  $36^{\circ}$  신전된 자세이다. 등받이의 각도가  $36^{\circ}$ 보다 작아지면 요추는 굴곡하는 것이고 등받이 각도가  $0^{\circ}$ 일 때 체간이  $36^{\circ}$  굴곡된 자세이다.



(a)



(b)

그림 2.3 골반 운동범위

(a) 골반 개방 시 요추의 운동범위

(b) 골반 고정 시 요추의 운동범위

## 2.2.2 발판 조절장치

발판 조절장치는 그림 2.4와 같이 4절 링크로 되어 있는데 뒤쪽링크가 인볼류우트 스플라인기어와 연결되어 웜기어의 동력을 전달받아 상·하 운동을 한다. 발판 조절장치는 스크루와 연결되어 있어 정면에서 반시계방향으로 레버를 회전시키면

발판 조절장치는 뒤로 이동된다.

발판의 상·하를 조절하여 피검자의 대퇴부가 지면과 평행하도록 조절한 후 대퇴부 고정장치로 대퇴부를 단단히 고정함으로써 요추운동 시 대퇴부와 의자 간의 이격으로 인한 반작용을 최소화하였다. 또한 발판을 전후로 조절하여 발바닥이 발판에 닿지 않도록 함으로써 피험자가 발로 미는 힘을 최소화하였다.

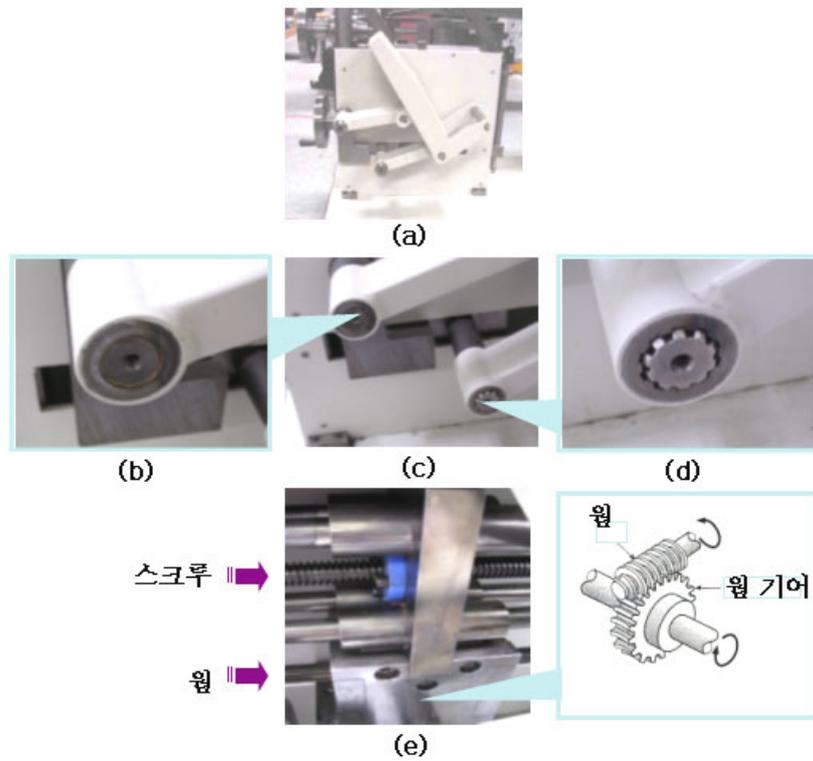


그림 2.4 발판 조절 장치

- (a) 발판 조절장치 전면 (b) 앞쪽 발판 링크  
 (c) 발판 링크 (d) 인볼류우트 스플라인 (e) 웜 기어박스

### 2.2.3 대퇴부 고정장치

대퇴부 고정장치는 그림 2.5와 같이 4절 링크로 구성되며, 앞쪽 링크는 대퇴부 고정장치 상·하 조절 스크루와 연결되어 있어 전·후 방향으로 이동할 수 있도록 하고 뒤쪽 링크는 고정되어 있다. 앞쪽 링크가 앞으로 전진하게 되면 대퇴부 고정장치가 상승하게 되고 후진하게 되면 하강하게 된다. 대퇴부 고정패드는 3절 링크로 되어 있는데, 한쪽 링크가 대퇴부 패드 상·하 조절 스크루와 연결되어 이 링크가 전진하면 상승하고 후퇴하면 하강하도록 하였다. 대퇴부 고정장치 전·후 진기를 피검자의 골반 앞쪽까지 이동시키고 대퇴부가 지면과 평행하게 한 후 대퇴부 고정장치를 하강시켜 대퇴부 고정패드로 대퇴부가 움직이지 않도록 고정시킨다. 대퇴부 고정패드를 피검자에 맞도록 조절하여 피검자의 대퇴부 고정패드가 대퇴부와 완전히 밀착되도록 하였다.

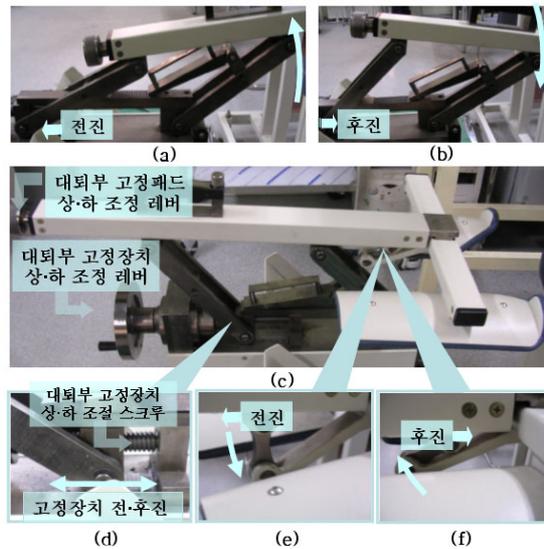
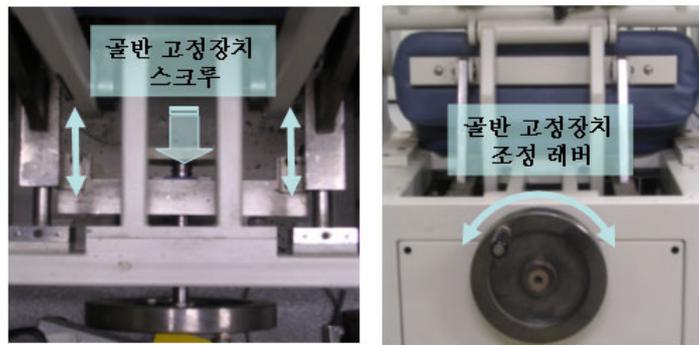


그림 2.5 대퇴부 고정장치

- (a) 대퇴부 고정장치의 상승 (b) 대퇴부 고정장치의 하강
- (C) 대퇴부 고정장치 및 패드 (d) 대퇴부 고정장치 전후진 스크루
- (e) 대퇴부 고정패드 상승 (f) 대퇴부 고정패드 하강

## 2.2.4 골반 고정장치

골반 고정장치는 그림 2.6과 같이 골반 고정패드와 스크루로 연결되어 있어 골반 고정장치를 시계방향으로 돌리면 골반 고정패드가 앞으로 이동된다. 대퇴부 고정장치로 골반의 앞쪽을 고정시키고 골반 고정장치의 레버를 돌려 골반 뒤쪽을 밀어 골반을 확고하게 고정시켜 요추만의 독립적인 운동을 할 수 있도록 하였다.



(a)

(b)

그림 2.6 골반 고정장치

(a) 골반 고정장치 저면 (b) 골반 고정장치 정면

## 2.2.5 부하 인가장치

요추 신전운동 시 운동저항을 부가하기 위해 부하 인가장치를 설계하였다. 추는 그림 2.7과 같이 체인으로 등받이 패드 회전축의 스크루기어와 연결하였다. 부하 하중은 10~80kg의 범위에서 10kg 단위로 변화시킬 수 있도록 하였다.

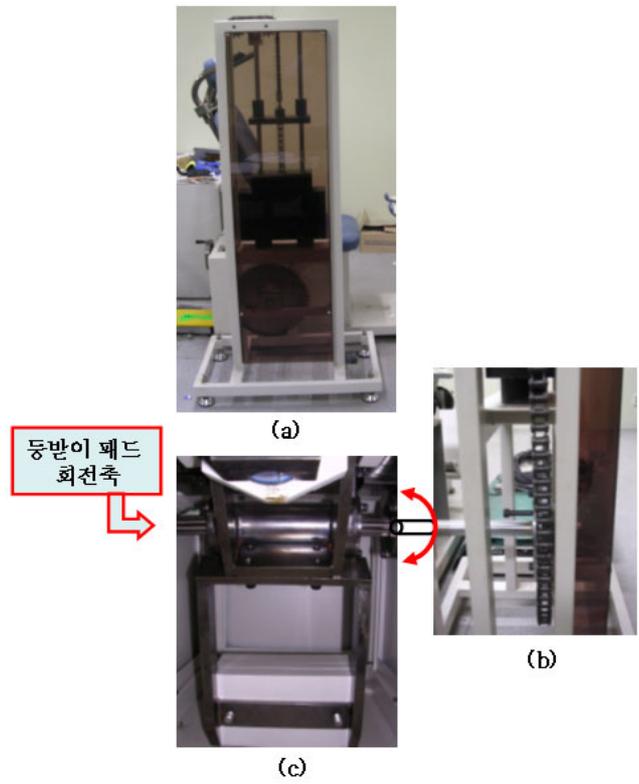


그림 2.7 부하 인가장치  
 (a) 부하 인가장치 측면 (b) 부하인가 장치 배면  
 (c) 등받이 패드 회전축

### 2.3 요추 신전운동 각도 및 토크 획득 및 전송

정적 또는 동적 요추 신전운동 시 등받이의 중앙에 부착된 로드셀은 등받이를 미는 하중을 측정하게 되며, 이 때 측정된 하중 값과 요추 회전중심과 로드셀과의 거리를 곱하여 요추 신전토크를 계산하였다. 로드셀은 BCA-100L (CAS Corporation, U.S.A)를 사용하였으며 출력 신호는 0-2mV/V이다(그림 2.8(a)). 로드셀의 신호를 증폭하기 위해 LCT-V010(CAS Corporation, U.S.A)를 사용하였다(그림 2.8(b)).

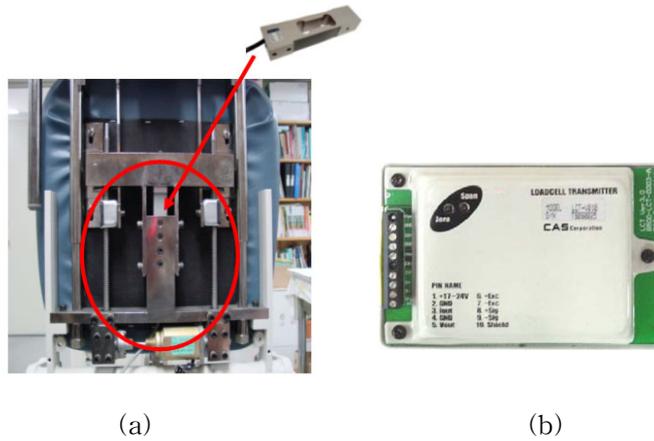


그림 2.8 토크 측정장치  
 (a) 로드셀 및 로드셀 부착위치 (b) 로드셀 증폭기

등판의 각도는 그림 2.9와 같이 등받이의 회전축에 부착된 분압기에서 출력된 볼트 값을 각도로 환산하여 측정하였다. 각도 환산은 Matlab에서 저역필터(5Hz)를 취한 후 단위 볼트에 따른 각도 값으로 변환하였다.

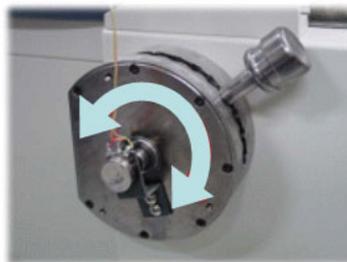


그림 2.9 분압기 및 부착위치

데이터 전송은 커넥터 블록(Connect Block)에서 2개의 채널을 사용하여 로드셀과 분압기에서 측정된 전압 값을 PCI-6070E (National Instrument, 미국) 보드를 사용하여 A/D 변환한 후 PC로 전달하였다. PCI-6070E는 12-bit A/D의 전송속도가 1.25MS/s이며, 입력 범위는 0-10V이다.

## 2.4 데이터 디스플레이 및 저장 설계

NI-DAQ 보드를 사용하여 수집한 데이터를 일시적으로 보관하기 위해, DAQ보드에 내장된 FIFO(First-In, First-Out)는 버퍼와 RAM버터를 사용하였으며 저장 및 연산을 위해 다시 컴퓨터의 메모리로 다시 전송하였다. 그림 2.10과 그림 2.11은 각각 데이터 전송 및 저장, 디스플레이를 위한 데이터 프런트 패널과 블록 다이어그램이다. 프런트 패널은 프로그램을 실행하기 위한 데이터를 입력하는 곳이며, 동시에 프로그램의 결과를 표시하는 곳이다. 블록 다이어그램 윈도우에는 그래픽 언어로 작성한 LabView VI의 그래픽 소스 코드가 입력된다. 블록 다이어그램은 C, BASIC의 소스 코드와 동일하게 그 자체가 실행되는 코드이다. 블록 다이어그램은 특정한 기능을 하는 오브젝트를 와이어로 연결하여 작성한다.

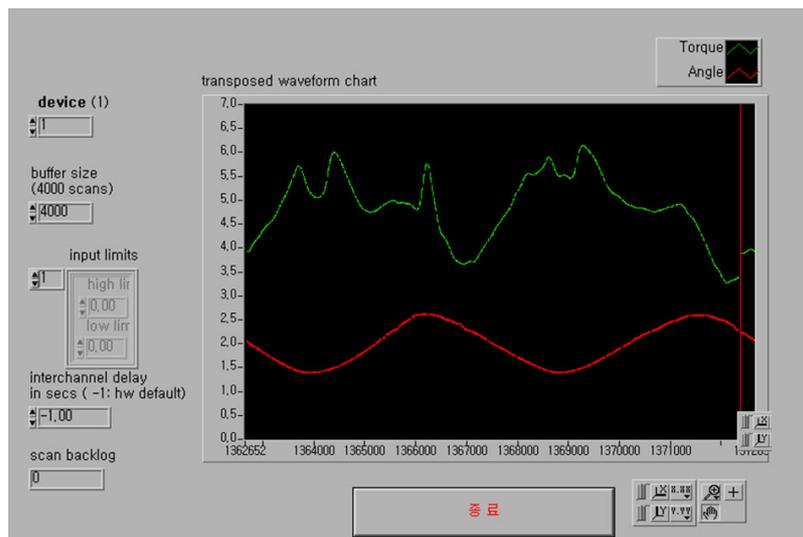


그림 2.10 데이터 디스플레이 및 저장 프런트 패널

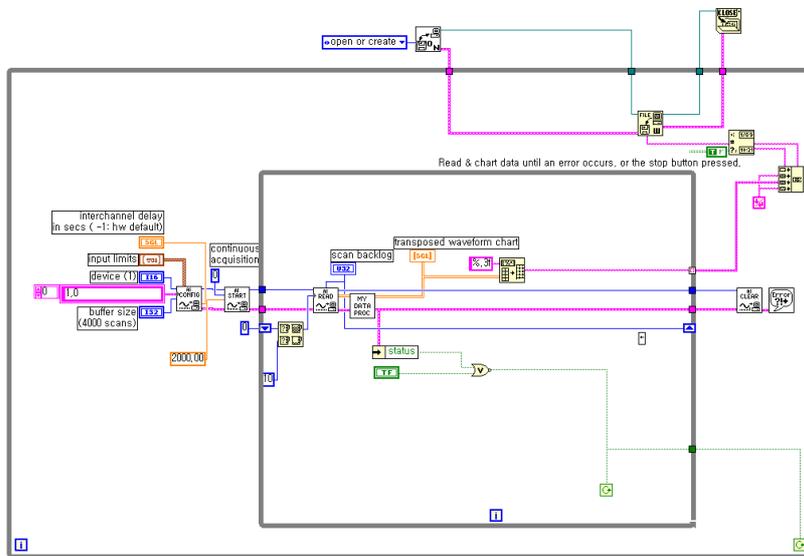


그림 2.11 데이터 디스플레이 및 저장을 위한 블록 다이어그램

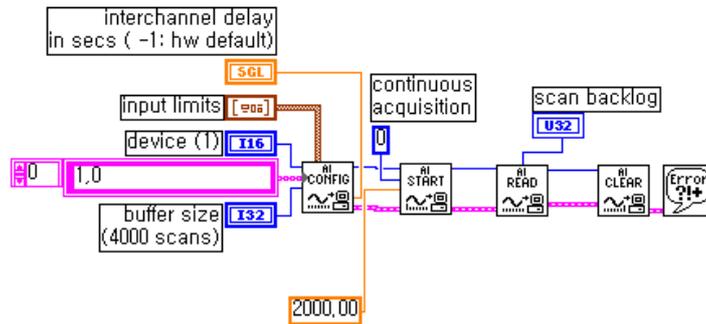


그림 2.12 데이터 수집 함수

각도 데이터와 토크 데이터를 수집하기 위해 AI Config 함수, AI Start 함수, AI read 함수, AI Clear 함수를 그림 2.12와 같이 사용하였다. AI Config 함수는 주어진 채널의 아날로그 입력을 설정하고, 컴퓨터 메모리의 버퍼를 할당하는 부분이다. 각도와 토크에 대해서 각각 0번과 1번 두 채널을 사용하였으며 버퍼 크기는 4000 scan으로 하였다. AI Start 함수는 버퍼를 사용한 아날로그 입력을 시작하는 부분이며 데이터를 수집하기 위한 비율, 수집할 데이터의 수, 하드웨어 트리

거 사용을 제어하는 부분이다. 본 논문에서는 데이터 수집 비율을 2,000 scans/sec로 하였다. AI read 함수는 AI Config.vi에 의해 할당된 버퍼에서 데이터를 읽는 부분이며 버퍼로부터 읽을 포인터의 수, 버퍼에서 데이터를 읽을 위치, binary 또는 전압 데이터를 출력을 제어 하는 부분이다. AI Clear함수는 아날로그 입력 작업을 초기화하며, 컴퓨터 메모리의 버퍼를 제한하고, 카운터 등의 DAQ보드 초기화하는 부분이다.

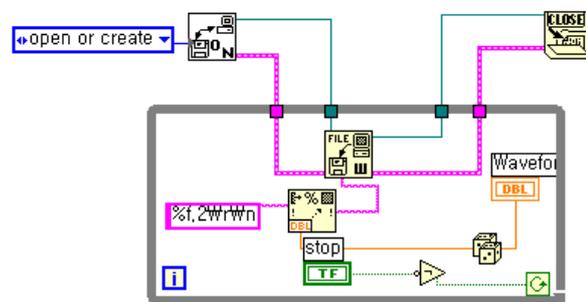


그림 2.13 데이터 저장 함수

측정된 데이터를 컴퓨터에 저장하기 위해 Open/Create/Replace File 함수, Write File 함수, Close File 함수를 그림 2.13과 같이 사용하였다. Open/Create/Replace File 함수는 프로그램적으로 기존 파일을 열고, 새로운 파일을 작성하고, 동일 명의 파일을 다이아로그 박스를 이용해 교체하는 파일 함수의 틀이다. Write File 함수는 오픈 한 파일에 데이터를 저장하는 부분으로 데이터를 텍스트, 이진수 등으로 저장할 때 사용할 수 있다. Close File 함수는 파일을 닫을 경우 데이터가 손상될 수 있기 때문에 사용하였다.

## 제 3 장 실험

### 3.1 실험 방법

건강한 남성 13명을 대상으로 개발된 요추 신전운동 시스템을 적용하여 요추 신전운동에 의한 근피로를 유발시켰다. 피검자는 요통의 경험이 없고, 허리부위에 신경계 및 근골격계 질환이 없으며, 정기적인 근력강화 운동을 하지 않는 사람으로, 전문적인 운동선수는 제외하였다. 피검자의 나이는  $21.9 \pm 1.9$ 세였고, 키는  $176.8 \pm 4.3$ cm이었으며, 몸무게는  $69.2 \pm 9.9$ kg이었다. 실험에 참여하기 전에 모든 피검자에게 실험의 목적과 방법에 대하여 충분한 설명을 한 후 실험에 임하도록 하였다.

요추 신전운동시스템의, 대퇴부 고정장치로 하체를 그림 3.1과 같이 완전히 고정시키고 골반 고정장치를 이용하여 골반을 앞·뒤에서 고정시켜 요추만의 독립적인 운동을 실시하였다. 20대 남성의 평균 MVC의 44%, 55%, 66%에 해당하는 40, 50, 60kg의 부하를 인가하였으며 초당  $48^\circ$ 의 일정한 속도로 반복 실시하였다. 피검자가 더 이상 정해진 운동속도로 운동할 수 없거나 피로로 인해 더 이상 운동할 수 없다고 할 때까지 반복운동을 실시하였다. 각 실험마다 10분간의 휴식을 가진 후 다른 부하에 대해서 동일한 방법으로 실시하였다. 각 피검자에게 실험 과정을 설명하고 실험을 실시하기 전에 약 5-6회 연습을 시켜 운동에 충분히 익숙해지도록 하였다.



그림 3.1 요추 및 골반 고정

요추 신전운동 시 근전도 신호를 기록하기 위해 Noraxon Dual Electrodes (Noraxon, Inc, USA) 전극을 사용하였다. 이 전극은 Ag/AgCl로 만들어 졌으며 전극사이의 중심거리가 20mm이고 전극 아래에 저자극성 젤이 있어 근전도 신호의 전도성이 높고 접착력이 우수하여 역동적 운동에 적합하다.

표면전극을 그림 3.2와 같이 피검자의 엉덩뼈능선(iliac crest)과 수평한 척추(L<sub>3</sub>)의 극상돌기로부터 외측으로 2cm 떨어져 있는 왼쪽 척추기립근의 근 힘살에 부착하였다.

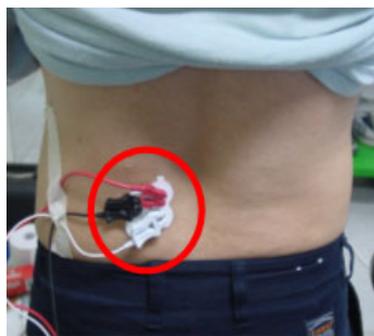


그림 3.2 근전도 전극 부착위치

### 3.2. 데이터 수집

근전도 데이터 수집은 MP150(Biopac System Inc., 미국)(그림 3.3)을 사용하여 2,000Hz의 샘플링률로 수집하였다. 일반적으로 근전도 신호의 주파수 범위는 10~1,000 Hz 이지만, 대부분의 신호는 20~200Hz 사이에 모여 있고, 1,000Hz에 가까운 주파수를 가지는 성분은 매우 적다[27]. 따라서 측정된 근전도 신호에 대하여 10~500Hz의 대역필터를 취하여 분석하였다. 요추운동장비의 등판부에 부착된 로드셀과 회전축에 설치된 분압기를 이용하여 등받이를 미는 힘과 요추 운동각도를 동시에 측정하였다.



그림 3.3 근전도 측정장비 MP150

### 3.3 데이터 분석

#### 3.3.1 중앙주파수(median frequency)

근전도의 분석방법에는 정성적 분석과 정량적 분석이 있다. 정성적 분석은 근전도 신호의 파형을 유형별로 서로 비교·분석하는 방법으로 주로 말초 신경과 신경근 접합부 및 골격근에 나타나는 이상 상태를 검사하는 임상의학적 연구에 주로 이용된다.

정량적 분석은 근전도 신호의 크기나 주파수를 비교·분석하여 운동단위의 종류, 근수축 지속시간에 따른 근육의 피로현상 및 근력의 변화에 따른 근육의 피로분석에 이용되고 있다. 근전도 크기분석은 근전도 신호를 정류시켜 정류된 근전도 크기를 이용하여 평균 또는 RMS 값을 측정·분석하는 방법으로 근육 피로 현상, 근수축 지속시간에 따른 근력의 변화, 운동단위의 수 및 종류에 대한 분석을 하는데 사용된다. 근전도 적분분석은 정류된 근전도 신호를 근수축 지속시간에 대하여 적분하여 발휘 능력과 근전도의 크기와의 관계를 알아보며 근전도 적분값의 증가상태를 분석함으로써 근피로의 진행에 따른 새로운 운동단위의 추가동원(recruitment)시점을 알아보는데 이용된다. 주파수 분석은 일정한 구간에서의 주파수를 측정하여 근육의 피로정도를 분석하는 방법이다.

본 논문에서는 주파수 분석방법 중 각각 중앙주파수와 웨이브렛을 이용하여 요추 신전운동에 의한 근피로를 분석하였다. 저장된 근전도 신호를 한 주기씩 분리하고 푸리에 변환한 후, 중앙주파수를 구하여 각 주기에 대한 근전도 신호의 중앙주파수 추세를 관찰하였다. 푸리에 변환  $F(\omega)$ 는 식 (3.1)로 정의된다.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \dots\dots\dots (3.1)$$

이때  $f(t)$ 는 시간함수이며  $F(\omega)$ 는  $f(t)$ 에 대한 푸리에 변환이다.

식 (3.1)에서 푸리에 변환은 단일 주파수로 형성된 주기함수를 함수  $f(t)$ 와의 내적을 통해 그 합을 계산하여 해당 주파수에 표시한 것과 같다. 결국 푸리에 변환은 정해진 주파수 대역에서 주파수가 다른 코사인 함수와 함수  $f(t)$ 의 내적 결과를 주파수 공간에 표시한 것이며 신호  $f(t)$ 의 부분적인 정보에 대한 변환이 아닌 신호 전체에 대한 변환이다.

중앙주파수는 식 (3.2)과 같이 정의되며 획득한 근전도 신호를 주기별로 나누어 Matlab 6.5를 이용하여 계산하였다.

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \dots\dots\dots (3.2)$$

여기서  $P_i$ 는  $i$ 번째 주파수의 파워스펙트럼,  $M$ 은 측정된 주파수의 최고치,  $f_{med}$ 는 중앙주파수이다.

### 3.3.2 국소 푸리에 변환

국소 푸리에 변환(short-time fourier transform: STFT)은 신호의 분리하고자 하는 주파수 부근에서 창함수를 사용하여 푸리에 변환 내에 적용함으로써 창함수의 주파수에 해당하는 신호의 성분을 “시간-주파수” 공간에 표현한다. 이 경우 “시간-주파수” 공간은 신호의 부분적인 주파수 정보를 “시간-주파수” 공간 상에 신호의 위치에 따라 표시함으로써 신호의 시간변화에 따른 주파수 특성을 표현한다. 국소 푸리에 변환의 대표적인 예로 가버 변환(Gabor transform)이 있는데 이는 식 (3.3)로 정의된다.

$$G_f(b, w) = \int_{-\infty}^{+\infty} \{f(t)e^{-iwt}\}g_{\alpha}(t-b)dt \dots\dots\dots (3.3)$$

여기서  $g(t)$ 는 가우스 함수이며 신호의 시간 정보 분리함수로 식(3.4)과 같이 정의된다.

$$g_{\alpha}(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi\alpha}} e^{-\frac{t^2}{4\alpha}} \quad , \alpha > 0 \dots\dots\dots (3.4)$$

여기서 계수  $\alpha$ 는 가우스 함수의 분리 주파수를 결정하는 크기에 관계되는 계수이다.

국소 푸리에 변환에서 고주파 성분분석을 위해서는 작은 크기의 셀이 필요하며 저주파 성분분석은 큰 셀이 요구된다. 따라서 한번 결정된 창함수의 해상도가 전체 주파수 대역에 대해 동일한 국소 푸리에 변환 방법은 멀티스케일 특성을 지닌 신호 분석에는 적용하기 어렵다.

### 3.3.3 웨이브렛 변환

#### 3.3.3.1 연속 웨이브렛 변환

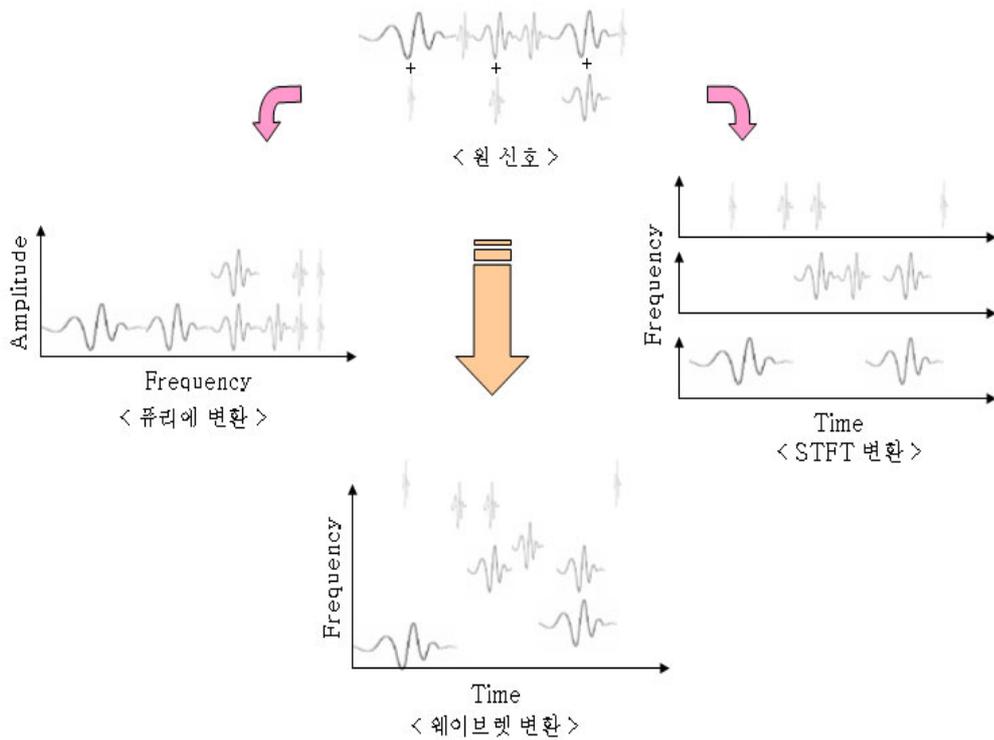


그림 3.4 웨이브렛 변환의 특성

국소 푸리에 변환의 단점을 보완하여 하나의 “시간-주파수” 공간에 모든 성분을 나타내는 것이 웨이브렛 변환이다(그림 3.4).

웨이브렛 변환은 웨이브렛 모함수  $\psi(t)$ 로부터 압축계수(contraction coefficient) 'a'와 전이계수(transition coefficient) 'b'로 구성된 함수의 집합체이며, 아래 식 (3.5)와 같이 정의된다. 압축계수는 웨이브렛의 크기를 변화시키는 역할을 하며, 이 계수에 해당하는 신호의 성분을 추출하고 전이 계수는 웨이브

렛 변환시 웨이브렛 함수를 시간축에 따라 이동시키는 역할을 한다.

$$\psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad a = a_1, a_2, \dots, a_n \dots\dots\dots (3.5)$$

f(t)를 분석하고자 하는 신호라 하고  $\psi_{b,a}^*(t)$ 를 웨이브렛함수의 공액 복소수라 할 때 다음 연속 웨이브렛 변환은 식으로 정의된다.

$$W^f(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \dots\dots\dots (3.6)$$

식 (3.6)은 함수 f(t)를 웨이브렛 패밀리로 필터링한 것으로 설명할 수 있으며 웨이브렛 압축계수 'a'가 일정한 규칙으로 이산화된 경우 웨이브렛 변환은 신호 f(t)의 웨이브렛 패밀리를 이용해 연속적인 필터링을 한 것으로 간주할 수 있다.

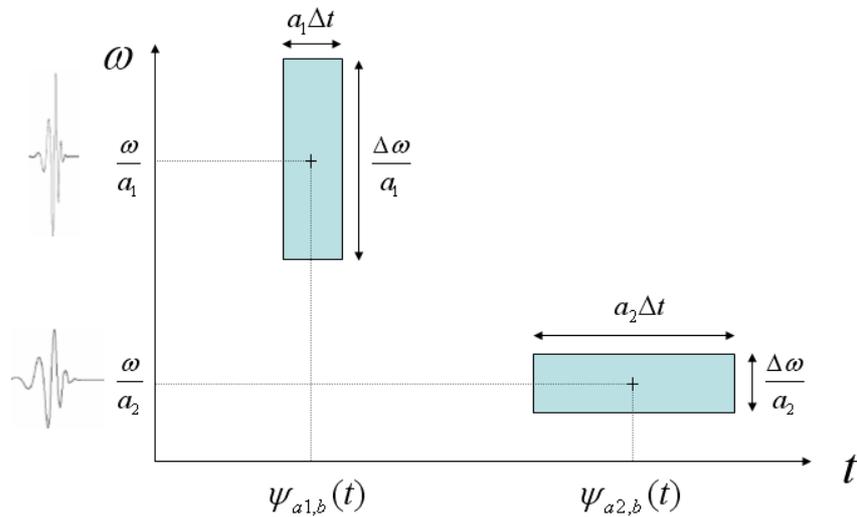


그림 3.5 웨이브렛 변환의 해상도 셀

웨이브렛 변환에서 그림 3.5과 같이 분석하고자 하는 신호  $f(t)$ 를 압축계수 'a'에 따라 크기가 변화하는 웨이브렛을 이용하여 신호에서 웨이브렛의 크기에 해당하는 성분을 분리하여 “시간-주파수” 공간에 표시한다. 압축계수 'a'가 1보다 크면 웨이브렛 크기는 커져서 팽창효과를 나타내며, 반대로 1보다 작으면 웨이브렛의 크기는 작아져서 압축효과를 나타낸다.

### 3.3.3.2 웨이브렛 변환의 다해상도 분석

웨이브렛 변환은 연속 웨이브렛 변환과 함께 직교기저를 이루는 정규 직교 웨이브렛을 이용한 이산 웨이브렛 변환이 있다. 정규 직교 웨이브렛은 다음과 같이 정의 된다.

$$\psi_{j,k} = 2^{j/2}\psi(2^j t - k), J \in Z, k \in Z \dots\dots\dots (3.7)$$

위의 웨이브렛은 압축계수  $a$ 가  $a = 2^{-j}$ , 그리고 전이계수  $b$ 가  $b = k2^j$ 로 정의된 것을 의미한다. 이산 웨이브렛 변환 중 다해상도 분석 방법은 신호공간  $L_2(R)$ 에서 이분구간 샘플링을 형성하는 닫혀진 공간  $\{A_j\}_{j \in Z}$ 를 정의하고 함수  $f(t)$ 를 이 공간에서 순차적으로 사영하는 방법이다.

함수  $f(t)$ 를 순차적으로  $\{A_j\}_{j \in Z}$  공간에서 순차적으로 사영하기 위해 먼저 직교 기저를 형성하는 스케일함수  $\phi_{j,k}(t) = 2^{j/2}\phi(2^j t - k)$ 를 정의하고 이를 이용하여 직교 웨이브렛  $\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2}\sum h(k)\phi(2^j t - k)$ 을 형성 신호  $f(t)$ 를  $\{A_j\}_{j \in Z}$  영역으로 순차적으로 사영한다.

임의의 영역  $A_i, A_{i+1}$ 과의 스케일 관계식은 다음과 같다.

$$\phi_{j,k}(t) = 2^{j+1/2} \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} h(k)\phi(2^{j+1}t - k) \dots\dots\dots (3.8)$$

식 (3.8)에서 계수  $h(k)$ 은 상위 영역에서 하위 영역으로의 확장을 가능케 하는 척도계수(scaling coefficient) 또는 팽창계수(dilation coefficient)라고 한다. 식 (3.8)와 함수  $f(t)$ 와의 내적은 다음과 같이 정의된다.

$$\langle \phi_{j,k}(t), f(t) \rangle = \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} h(k) \langle \phi(2^{j+1}t - k), f(t) \rangle \dots\dots\dots (3.9)$$

식 (3.9)에서 스케일함수와의 내적을 근사계수(approximation coefficient)라고 하고 아래와 같이 정의한다.

$$C_{j,k} = \langle f(t), \phi_{j,k} \rangle = \sum_n h(n) C_{j+1,k} \dots\dots\dots (3.10)$$

식 (3.10)이 의미하는 것은 상위 영역에서의 상세계수는 계수  $h(n)$ 에 의해 하위 영역의 상세계수의 확장이 가능하다는 것을 의미한다.

영역 전체에 대하여 다음과 같이 웨이블릿을 정의하면

$$\psi_{(j,j)}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k), \quad j, k \in Z \dots\dots\dots (3.11)$$

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j+1/2} \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} g(k) \phi(2^{j+1}t - k) \dots\dots\dots (3.12)$$

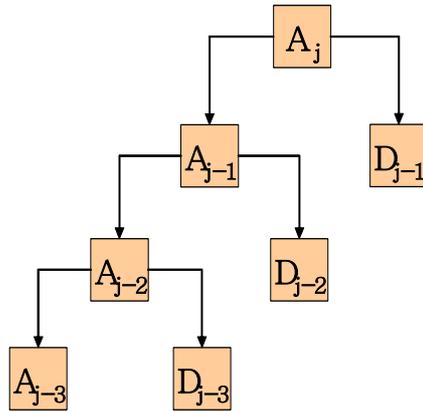
여기서  $g(k)$ 는 웨이블릿 계수(wavelet coefficient)이다. 함수  $f(t)$ 와 식 (3.12)의 내적은 다음과 같다.

$$\langle \psi_{j,k}(t), f(t) \rangle = \sum_{n=-\infty}^{n=+\infty} g(k) \langle \phi(2^{j+1}t - k), f(t) \rangle \dots\dots\dots (3.13)$$

위 식에서 웨이브렛과 함수와의 내적을 상세계수  $d_{j,k}$ 라고하며 다음과 같이 정의된다.

$$d_{j,k} = \sum_n g(k)c_{j+1,k} \dots\dots\dots (3.14)$$

위 식은 임의의 공간  $A_{j+1}$ 에서 하위 웨이브렛 영역  $D_j$ 으로 사영을 의미한다. 그림 3.6은 다해상도 분석 방법의 웨이브렛 분석 트리를 그림으로 표현한 것이다.



$$A_j = A_{j-3} + D_{j-1} + D_{j-2} + D_{j-3}$$

그림 3.6 웨이브렛 분해 트리

그림 3.6에서  $A_j, A_{j-1}, D_{j-1}$  는 다해상도 분석 영역으로 정의되며,  $A_{j-1}$ 와  $D_{j-1}$ 는  $A_j$ 에 속해 있으며, 서로 정규 직교를 이룬다. 웨이브렛 초기영역  $A_j$ 에서 정규직교 기저인 스케일 함수가 정의된다. 다해상도 분석 방법에서 초기영역을  $A_j$ 으로 정의하면, 스케일 함수의 인접한 영역간의 관계를 통해 하위 영역  $A_{j-1}, D_{j-1}$ 로 사영된다. 이와 같은 과정을 하위 영역으로 순차적( $A_{j-2}, D_{j-2}, A_{j-3}, D_{j-3}$ )으로 확

장하게 되다. 신호를 A영역과 D영역으로 나눌 때 D영역은 고주파영역 신호에 해당되며 A영역은 저주파영역 신호에 해당하는 정보를 가지고 있다[28].

### 3.3.3.3 웨이브렛 패킷

웨이브렛 패킷(wavelet packet)은 일반적인 웨이브렛 다해상도 분해와 달리 저주파 대역에서 고주파 대역을 모두를 분해하는 방법으로 고주파대역에서의 미세한 처리가 요구되는 분야에 유용한 알고리즘이다. 본 논문에서는 주파수대역을 등 간격으로 분석하고자 웨이브렛 패킷을 사용하였다. 일반적으로 웨이브렛 패킷은 직교 웨이브렛을 사용할 때 쉽게 형성할 수 있다[29]. 여기서 스케일링 필터  $g(n)$ 과 웨이브렛 필터  $h(n)$ 의 크기를  $2N$ 로 하였다. 임의의 공간  $W_{2n}$ 과  $W_{2n+1}$ 을 다음과 같이 정의 하였다.

$$W_{2n}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} h(k) W_n(2x-k) \dots\dots\dots (3.15)$$

$$W_{2n+1}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} g(k) W_n(2x-k) \dots\dots\dots (3.16)$$

여기서  $W_0(x) = \phi(x)$ ,  $W_1(x) = \psi(x)$ 이고  $\phi(x)$ 와  $\psi(x)$ 는 각각 해당 스케일 함수와 웨이브렛 함수이다.

그림 3.7은 웨이브렛 패킷의 변환하는 과정이다. 트리의 루트(root)인  $V_{0,0}$ 는 원 신호이고 다음 레벨의 노드(node)들은  $V_{0,0}$ 의 웨이브렛 변환의 결과로 고주파 성분( $V_{1,1}$ )과 저주파성분( $V_{1,0}$ )이다. 고주파성분과 저주파성분은 다시 루트 노드가 되고 하위노드를 구하기 위하여 웨이브렛 변환을 한다. 이 과정을 최하위 영역까지 순차적으로 진행한다.

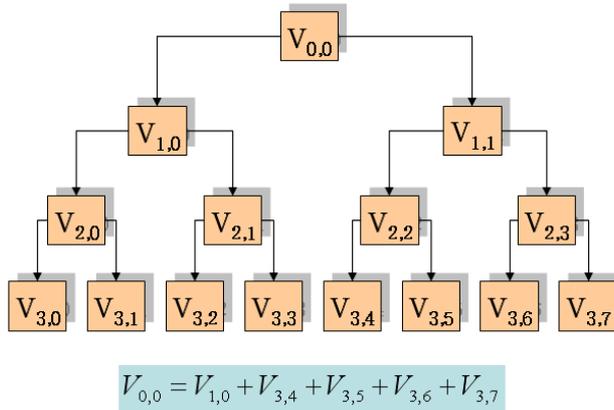


그림 3.7 웨이블릿 패킷 분해 트리

### 3.3.3.4 Daubechies Wavelet db4

본 논문에서는 모 웨이블릿은 그림 3.8의 db4(Daubechies 4)를 사용하였으며 신호의 분해방식은 웨이블릿 패키지를 이용하여 모든 스케일에 대해 시간-주파수 영역에서의 변화를 살펴보았다.

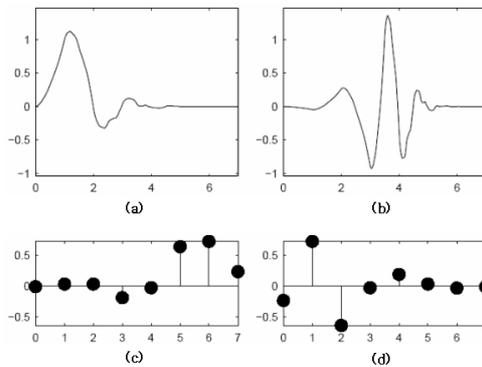


그림 3.8 Daubechies Wavelet db4

(a) 스케일링 함수 (b) 웨이블릿 함수

(c) low pass 분해필터 (d) high pass 분해필터

Daubechies 웨이블릿의 스케일링 함수  $\phi(t)$ 와 웨이블릿 함수  $\psi(t)$ 는 다음과

같다.

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_k h(k) \phi(2t - k) \dots\dots\dots (3.17)$$

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_k g(k) \phi(2t - k) \dots\dots\dots (3.18)$$

모 웨이블릿으로 db4를 사용했는데 db4의 스케일링 계수는 다음과 같다.

$$h_0 = \frac{1 + \sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, h_1 = \frac{3 + \sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, h_2 = \frac{3 - \sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, h_3 = \frac{1 - \sqrt{3}}{4\sqrt{2}} \dots\dots\dots (3.19)$$

db4의 웨이블릿계수는  $g_0 = h_3, g_1 = -h_2, g_2 = h_1$ 와  $g_3 = -h_0$ 로 표현된다.

Daubechies D4의 스케일링 함수  $\phi(i)$ 와 웨이블릿 함수  $\psi(i)$ 는 다음과 같이 정의 된다.

$$\phi(i) = h_0 s_{2i} + h_1 s_{2i+1} + h_2 s_{2i+2} + h_3 s_{2i+3} \dots\dots\dots (3.20)$$

$$\psi(i) = g_0 s_{2i} + g_1 s_{2i+1} + g_2 s_{2i+2} + g_3 s_{2i+3} \dots\dots\dots (3.21)$$

관심 주파수 스펙트럼의 적절한 적용을 위해 측정된 근전도 신호를 웨이블릿 패킷의 Daubechies Wavelet db4(5차) 웨이블릿 변환을 이용하여 모든 스케일에 대해 시간-주파수 영역에서의 변화를 살펴보았다. 근피로를 분석을 위해 측정된 근전도 신호를 32개의 주파수 영역을 동일한 간격(62.5Hz)으로 나누어 해당 주파수 대역에 대한 각 운동주기별 웨이블릿 피크값을 계산하여 근피로를 분석하였다. 또한 다른 근피로도 분석방법으로 Daubechies 4(5차)를 사용하여 데이터를 동일한 간격의 주파수로 나눈 근전도 신호를 분압기를 이용하여 해당 주파수 대

역에 따라 각 운동주기별로 웨이브렛 RMS 값을 취하여 웨이브렛 RMS 초기값과 운동 횟수에 대한 웨이브렛 RMS값의 경사도를 살펴보았다.

### 3.4 통계분석

본 연구로부터 얻은 자료의 통계 처리는 SPSS 버전 11.0을 사용하였으며, 중앙주파수, 웨이브렛의 피크값, 웨이브렛의 RMS값 간의 연관성 정도를 측정하기 위해 상관분석을 유의수준  $\alpha < 0.05$ 로 시행하였다. 상관관계의 크기는 상관계수  $r$ 에 의해 결정되며 식(3.22)로 정의된다.

$$r = \frac{\sum(x - x^*)}{\sqrt{\sum(x - x^*)^2 \sum(y - y^*)^2}} \dots\dots\dots (3.22)$$

여기에서  $x^*$ 와  $y^*$ 는 각각  $x$ 와  $y$ 의 평균값이다. 상관계수  $r$ 은 -1과 +1 사이의 값을 취하며, 두 변수가 상호 연관성이 없을 때는 0이 된다. 만일  $x$ 와  $y$ 가 같은 방향으로 변하는 관계를 가지면 상관계수는 “양”이 되고, 그 값이 클수록 관련성이 높음을 나타낸다. 반대로  $y$ 가 증가할 때  $x$ 가 감소하거나 또는  $y$ 가 감소할 때  $x$ 가 증가 한다면 상관계수는 “음”의 값이 된다.

## 제 4 장 결 과

그림 4.1은 약 세 주기 동안의 요추 굴곡/신전 운동에 대한 각도, 토크, 근전도 신호를 함께 나타낸 그림이다. 요추의 운동각도의 범위는 0~72° 이며 운동 각도가 증가할 때 신전운동으로, 감소할 때 굴곡운동으로 나타내었다.

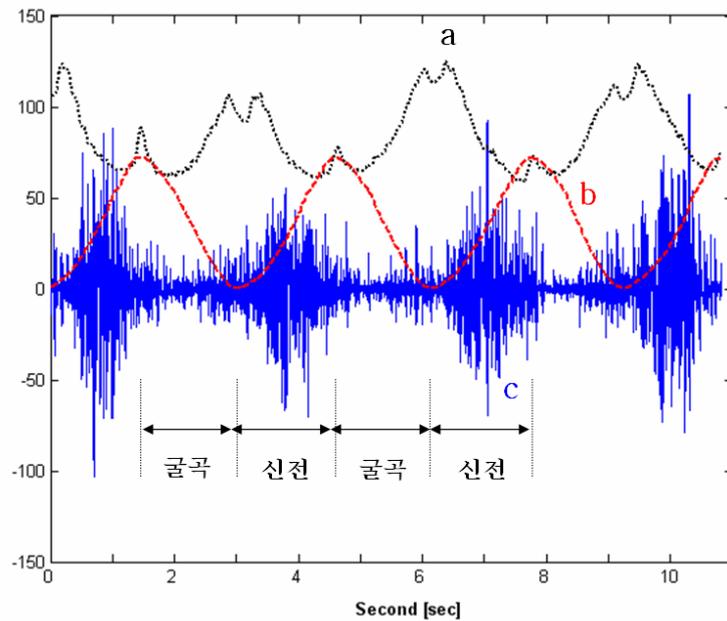


그림 4.1 요추운동 시 굴곡/신전 각도, 토크, 근전도 신호  
(a) 토크 신호 (b) 각도 신호 (c) EMG 신호

### 4.1 중앙주파수 분석

그림 4.2는 40, 50, 60kg의 부하에 따라 굴곡/신전 운동을 반복 실시 하는 동안 측정된 근전도 신호를 분압기를 이용하여 주기별로 나누고 나뉜 근전도 신호를 푸리에 변환한 후 중앙주파수를 관찰한 것이다.

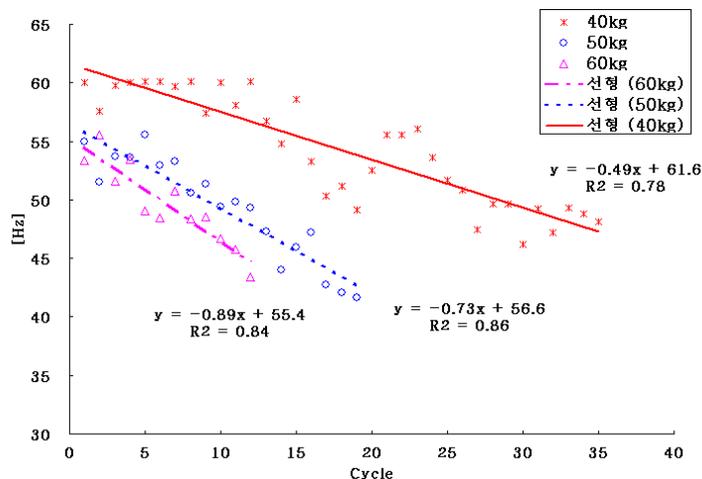


그림 4.2 각 하중에 대한 중앙주파수의 변화

중앙주파수의 기울기에 있어서, 중앙주파수가 운동 반복횟수에 대해 상관관계가 유의한 차이( $p < 0.05$ )를 보이지 않았을 때 NS(not significantly different than zero)로 정의하였다. 40, 50, 60kg의 부하에 대하여 중앙주파수의 기울기는 각각 -0.41, -0.64, -0.87로, 부하가 증가함에 따라 기울기가 더 커짐을 알 수 있었다. 40, 50, 60kg의 부하에 대해서 중앙주파수 변화량은 13명의 피검자 중 각각 85%, 85%, 92%가 감소하는 경향을 보였다. 초기 중앙주파수는 40kg의 하중을 가했을 때 평균 61.2Hz 이며 50kg, 60kg의 하중을 가했을 때보다 평균적으로 3.9Hz, 2.6Hz 높았다(표 4.1).

표 4.1 초기 중앙주파수 및 중앙주파수의 기울기

부하 (kg)	초기 중앙주파수 (Hz)	중앙주파수 기울기 (Hz/cycle)	기울기 방향		
			+	NS	-
40	61.2±23	-0.41±0.4	0%	15%	85%
50	57.3±19	-0.64±0.8	0%	15%	85%
60	58.6±20	-0.87±1.1	0%	8%	92%

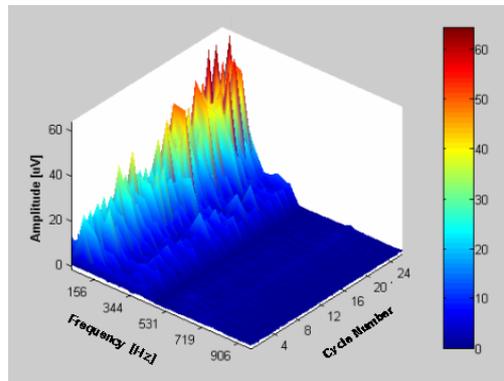
NS: not significantly different than zero

## 4.2 웨이브렛 분석

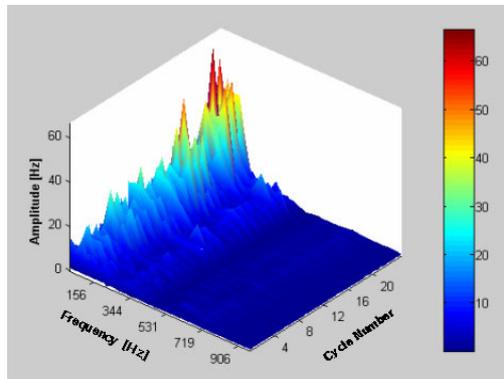
### 4.2.1 웨이브렛의 피크값 분석

웨이브렛의 피크값 분석은 일정한 주파수 간격으로 나뉜 근전도 신호를 각 요추 굴곡/신전 운동 주기별 피크값을 구하여 첫 번째 피크값과 운동 횟수에 대한 웨이브렛 피크값의 기울기를 이용하여 근피로를 분석했다.

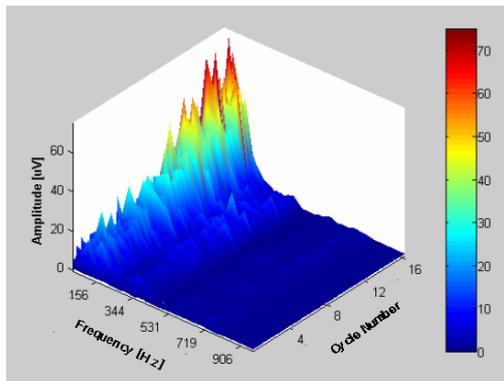
그림 4.3는 임의의 피검자에 대하여 40, 50, 60kg의 부하에 대해 측정된 근전도 신호의 웨이브렛 변환이며, 저주파 영역에서 신호(0~188Hz)가 증가함을 알 수 있다. 하중이 증가할수록 첫 번째 주기의 웨이브렛 피크값은 증가함을 확인할 수 있으며, 각 부하에 대한 웨이브렛의 피크값은 원 신호에 대한 주파수 스펙트럼 분석과 유사하게 주파수 영역이 표4.2에서와 같이 63~125Hz일 때 초기 피크 값의 크기 및 기울기가 가장 크고 주변 주파수 영역으로 갈수록 감소하는 산 모양을 하는데, 이것은 웨이브렛 변환이 시간-주파수 영역으로 표현되기 때문이다. 각 부하에 대한 웨이브렛 피크값의 기울기는 0~188Hz의 주파수 영역에서 50kg일 때 가장 크다. 웨이브렛 피크값의 기울기 방향은 0~188Hz의 주파수 영역에서 운동 반복횟수가 증가할수록 전반적으로 증가하였으며 188~468Hz의 영역에서는 감소하였다. 특히 0~125Hz사이의 영역의 신호는 피검자 중 84% 이상이 증가하였으며 375~468Hz사이의 영역의 신호는 92% 이상(40kg인 경우 62%)이 감소함을 확인할 수 있었다(표 4.2).



(a)



(b)



(c)

그림 4.3 각 부하에 대한 웨이브렛 변환

(a) 40kg, (b) 50kg, (c) 60kg

표 4.2 주파수 영역에 따른 초기 웨이브렛의 피크값 및 피크값의 기울기

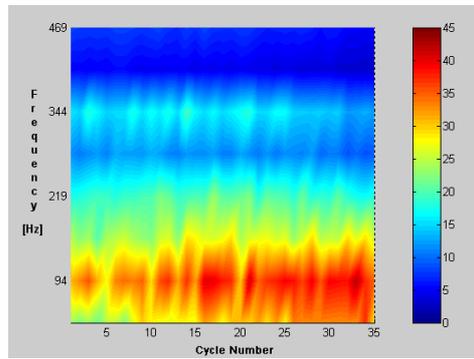
부하 (kg)	주파수 영역 (Hz)	초기 값 ( $\mu V$ )	기울기 ( $\mu V/\text{cycle}$ )	기울기 방향		
				+	NS	-
40	0 - 63	29.6 $\pm$ 12.6	0.62 $\pm$ 0.62	92%	0%	8%
	63 - 125	47.6 $\pm$ 18.4	0.80 $\pm$ 0.86	85%	15%	0%
	125 - 188	35.2 $\pm$ 11.8	0.28 $\pm$ 0.44	85%	0%	15%
	188 - 250	21.8 $\pm$ 9.2	-0.01 $\pm$ 0.11	31%	23%	46%
	250 - 313	12.1 $\pm$ 6.7	-0.02 $\pm$ 0.09	23%	38%	39%
	313 - 375	17.1 $\pm$ 8.6	-0.03 $\pm$ 0.13	15%	39%	46%
	375 - 438	5.8 $\pm$ 3.7	-0.05 $\pm$ 0.08	7%	31%	62%
50	0 - 63	31.9 $\pm$ 14.7	0.76 $\pm$ 0.66	92%	0%	8%
	63 - 125	47.5 $\pm$ 15.6	1.13 $\pm$ 0.99	85%	15%	0%
	125 - 188	34.8 $\pm$ 11.0	0.42 $\pm$ 0.47	69%	23%	8%
	188 - 250	20.1 $\pm$ 8.3	0.06 $\pm$ 0.25	46%	23%	31%
	250 - 313	12.3 $\pm$ 6.3	-0.02 $\pm$ 0.15	23%	23%	54%
	313 - 375	16.9 $\pm$ 7.8	-0.01 $\pm$ 0.17	8%	46%	46%
	375 - 438	5.7 $\pm$ 3.7	-0.07 $\pm$ 0.07	8%	0%	92%
60	0 - 63	33.0 $\pm$ 13.1	0.88 $\pm$ 0.89	84%	8%	8%
	63 - 125	50.4 $\pm$ 18.6	1.25 $\pm$ 1.31	84%	8%	8%
	125 - 188	38.4 $\pm$ 15.5	0.31 $\pm$ 0.86	69%	8%	23%
	188 - 250	23.2 $\pm$ 13.5	-0.06 $\pm$ 0.52	23%	31%	46%
	250 - 313	14.3 $\pm$ 11.3	-0.13 $\pm$ 0.50	15%	39%	46%
	313 - 375	19.6 $\pm$ 14.7	-0.11 $\pm$ 0.60	31%	31%	38%
	375 - 438	6.9 $\pm$ 6.4	-0.13 $\pm$ 0.21	0%	8%	92%

NS: not significantly different than zero

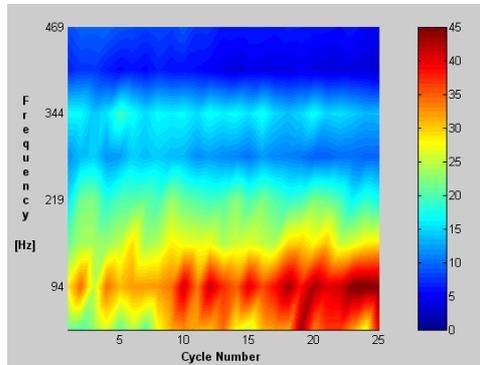
#### 4.2.2 웨이브렛의 RMS값 분석

웨이브렛의 RMS값은 일정한 주파수 간격으로 나뉜 근전도 신호를 각 운동 주기별 나눠 RMS값을 구하여 첫 번째 RMS와 운동 횟수에 대한 웨이브렛 RMS값의 기울기를 이용하여 근피로를 분석했다. 그림 4.4는 임의의 한 피검자에 대하여 요추운동에 대하여 운동주기별로 웨이브렛 변환된 RMS값을 나타낸 값이다. 그림 4.4에서 그림 4.3에서와 같이 저주파 영역(0~188Hz)의 신호가 증가하고 고주파 영역(188~375Hz)의 신호는 감소하는 경향을 관찰할 수 있다.

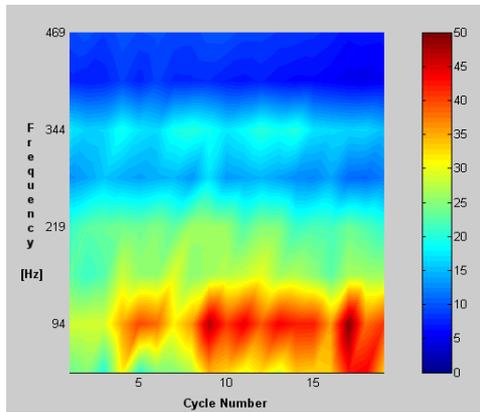
표 4.3은 주파수영역에 따른 초기 웨이브렛의 RMS 값 및 기울기를 나타낸 것이다. 웨이브렛의 RMS값 분석은 웨이브렛의 피크값의 분석과 동일하게 주파수 영역이 63~125Hz일 때 웨이브렛의 피크값과 기울기가 가장 크게 나타났다. 웨이브렛의 초기 피크값은 부하 하중이 증가함에 따라 각 영역에 대해 증가하는 경향을 나타냈으며 웨이브렛의 RMS값의 기울기는 0~188Hz의 영역에서 50kg의 하중을 부하할 때 기울기가 가장 크게 나타났다. 운동 반복횟수가 증가할수록 0~188Hz의 주파수 영역의 신호는 기울기의 방향이 전반적으로 증가하였으나 188~468Hz의 영역에서는 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 특히 피검자의 70% 이상이 0~125Hz사이의 영역에서 웨이브렛의 RMS 기울기의 방향이 증가하였으며, 375~468Hz사이의 영역의 신호는 92%이상이 감소하였다.



(a)



(b)



(c)

그림 4.4 각 부하에 대한 웨이브렛의 RMS 값

(a) 40kg, (b) 50kg, (c) 60kg

표 4.3 주파수 영역에 따른 초기 웨이브렛의 RMS 값 및 기울기

부하 (kg)	주파수 영역 (Hz)	초기값 ( $\mu V$ )	기울기 ( $\mu V/\text{cycle}$ )	기울기 방향		
				+	NS	-
40	0 - 63	31.4 ± 11.2	0.49 ± 0.57	77%	15%	8%
	63 - 125	47.6 ± 17.4	0.73 ± 1.28	77%	15%	8%
	125 - 188	34.8 ± 12.7	0.23 ± 0.58	54%	31%	15%
	188 - 250	24.6 ± 10.3	-0.07 ± 0.17	0%	31%	69%
	250 - 313	14.0 ± 7.4	-0.02 ± 0.12	23%	8%	69%
	313 - 375	18.1 ± 8.4	-0.06 ± 0.14	8%	15%	77%
	375 - 438	7.6 ± 3.7	-0.11 ± 0.10	0%	0%	100%
50	0 - 63	34.7 ± 11.9	0.89 ± 0.85	92%	8%	0%
	63 - 125	54.3 ± 17.7	1.35 ± 1.79	100%	0%	0%
	125 - 188	37.8 ± 14.3	0.50 ± 0.82	77%	23%	0%
	188 - 250	25.7 ± 10.9	-0.05 ± 0.29	15%	23%	62%
	250 - 313	14.7 ± 7.2	0.00 ± 0.20	31%	31%	38%
	313 - 375	18.9 ± 8.2	-0.02 ± 0.20	23%	15%	62%
	375 - 438	8.2 ± 3.9	-0.18 ± 0.15	0%	8%	92%
60	0 - 63	36.0 ± 12.6	0.54 ± 0.83	77%	0%	23%
	63 - 125	54.6 ± 18.9	0.72 ± 1.49	70%	0%	30%
	125 - 188	37.0 ± 12.9	0.23 ± 1.08	62%	8%	31%
	188 - 250	26.7 ± 10.9	-0.14 ± 0.48	31%	0%	69%
	250 - 313	15.0 ± 7.9	-0.10 ± 0.29	23%	31%	46%
	313 - 375	19.2 ± 8.9	-0.05 ± 0.30	23%	23%	54%
	375 - 438	9.8 ± 5.7	-0.28 ± 0.21	0%	0%	100%

NS: not significantly different than zero

### 4.3 통계 분석

#### 4.3.1 중앙주파수와 웨이브렛의 피크값의 상관관계 분석

중앙주파수와 웨이브렛 피크값의 상관관계는 부하가 40, 50, 60kg 일때 0~188Hz 사이의 영역에서 피검자의 대부분이 음(-)의 상관관계를 보였으며 188~375Hz 사이의 영역에서는 양(+)와 음(-) 양 방향의 상관관계를 보였다. 특히 40, 50kg 일 때 0~125Hz사이의 영역에서 13명의 피검자중 85%이상이 음(-)의 상관관계를 보였으며, 중앙주파수와 웨이브렛 피크값에 대해 유의한 상관관계를 보였다( $p < 0.05$ ). 부하가 60kg일 때 0~63Hz사이의 영역에서 피검자 중 85% 이상이 음(-)의 상관관계를 보였으며, 중앙주파수와 웨이브렛 피크값에 대해 유의한 상관관계를 보였다( $p < 0.05$ ). 아래 표 4.4에서 각 하중에 대해 0~63, 63~125Hz사이의 신호는 상관관계 결정계수가 다른 영역의 신호에 비해 커 0~125Hz의 신호에서 보다 큰 상관관계를 가지고 있음을 알 수 있었다. 각 하중 간에서는 40kg, 50kg에 비해 60kg일 때 더 낮은 상관관계를 나타냈다.

표 4.4 중앙 주파수와 웨이브렛의 피크값의 상관관계분석

(N=13)

Hz	부하 하중		
	40kg	50kg	60kg
0 - 63	-0.64 ± 0.11*	-0.68 ± 0.1*	-0.40 ± 0.48
63 - 125	-0.59 ± 0.12*	-0.56 ± 0.13*	-0.43 ± 0.35*
125 - 188	-0.11 ± 0.18	-0.12 ± 0.29	0.01 ± 0.31
188 - 250	-0.01 ± 0.23	-0.06 ± 0.22	0.17 ± 0.36
250 - 313	0.11 ± 0.25	0.01 ± 0.23	0.13 ± 0.26
313 - 375	0.13 ± 0.22	0.01 ± 0.23	0.10 ± 0.28
375 - 438	0.14 ± 0.30	0.17 ± 0.17	0.21 ± 0.25

\*  $p < 0.05$

### 4.3.2 중앙주파수와 웨이브렛의 RMS값의 상관관계분석

중앙주파수와 웨이브렛의 RMS값의 상관관계는 부하가 40, 50, 60kg 일때 0~125Hz의 영역에서 피검자의 대부분이 음(-)의 상관관계를 보였으며 125~375Hz의 영역에서는 피검자에 따라 양(+) 또는 음(-) 상관관계를 각각 보였다. 특히 40, 50, 60kg 일때 0~125Hz의 영역에서 피검자중 70%이상이 음(-)의 상관관계를 보였으며( $p < 0.01$ ), 중앙주파수와 웨이브렛의 RMS값에 대해 유의한 상관관계를 보였다( $p < 0.01$ ). 아래 표 4.5에서 상관관계 결정계수는 다른 영역의 신호에 비해 0~63, 63~125Hz의 신호가 각 하중에 대해 다른 영역의 신호 보다 크게 나타나 상관관계가 높음을 알 수 있었다. 각 하중간의 결정 계수는 40kg, 50kg에 비해 60kg일 때 더 낮게 나타나 상관관계가 더 낮다는 것을 알 수 있었다.

표 4.5 중앙 주파수와 웨이브렛의 RMS값의 상관분석

(N=13)

Hz	부하 하중		
	40kg	50kg	60kg
0 - 63	-0.72 ± 0.10**	-0.73 ± 0.13**	-0.57 ± 0.38**
63 - 125	-0.71 ± 0.11**	-0.69 ± 0.20**	-0.55 ± 0.36**
125 - 188	-0.06 ± 0.33	-0.10 ± 0.38	-0.08 ± 0.40
188 - 250	0.12 ± 0.26	0.02 ± 0.32	0.10 ± 0.37
250 - 313	0.26 ± 0.29	0.11 ± 0.32	0.06 ± 0.33
313 - 375	0.22 ± 0.34	0.10 ± 0.40	0.08 ± 0.37
375 - 438	0.28 ± 0.33	0.31 ± 0.33*	0.18 ± 0.41

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$

### 4.3.3 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS값의 상관분석

웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS값의 상관관계는 부하 하중이 40, 50, 60kg일 때 0~438Hz사이의 영역에서 13명의 피검자 중 92%가 양(+)의 상관관계를 보였다.

중앙주파수와 웨이브렛의 RMS값에 대한 피어슨 상관계수에는 40kg, 50kg, 60kg일 때 모든 영역에서 유의한 상관관계를 가졌다( $p < 0.05$ ). 아래 표 4.6에서 상관관계 결정계수는 다른 영역의 신호에 비해 0~63Hz, 63~125Hz사이의 신호가 각 하중에 대해 다른 영역의 신호 보다 크게 나타 상관성이 더 높음을 알 수 있었다. 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS의 상관관계는 중앙주파수와 웨이브렛의 피크값 및 웨이브렛의 RMS값의 상관관계와는 달리 전 범위의 주파수 영역에서 높았다.

표 4.6 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS값의 상관분석

(N=13)

Hz	부하 하중		
	40kg	50kg	60kg
0 - 63	0.82 ± 0.11**	0.81 ± 0.09**	0.80 ± 0.10**
63 - 125	0.82 ± 0.07**	0.82 ± 0.07**	0.79 ± 0.10**
125 - 188	0.67 ± 0.11**	0.74 ± 0.12**	0.67 ± 0.16**
188 - 250	0.67 ± 0.10**	0.67 ± 0.12**	0.64 ± 0.16*
250 - 313	0.69 ± 0.12**	0.61 ± 0.11**	0.69 ± 0.10**
313 - 375	0.65 ± 0.18**	0.75 ± 0.09**	0.74 ± 0.10*
375 - 438	0.65 ± 0.12*	0.69 ± 0.08*	0.68 ± 0.12*

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$

## 제 5 장 고 찰

본 연구에서는 40, 50, 60kg의 부하를 주어 요추 신전운동을 통해서 반복운동을 수행함으로써 왼쪽 척추기립근의 피로를 유발하였다. 한 부하에 대하여 실험한 다음 10분간의 휴식을 가진 후 다른 부하에 대하여 반복 실시하였다. Sabbahi 등[30]은 피로유발에 따라 감소된 중앙주파수와 평균주파수는 4-5분 동안의 휴식으로 운동전으로 다시 회복된다고 보고했으며, Van 등[31]은 등척성 운동 후 10분 후에 중앙주파수와 평균주파수는 운동전의 상태로 회복된다고 하였다.

측정된 근전도 신호를 중앙주파수와 웨이브렛 변환에 의해서 근피로를 분석하였다. 중앙주파수 분석에서 부하가 40, 50, 60kg로 증가함에 따라 중앙주파수의 기울기는 각각 -0.41, -0.64, -0.87로 증가함을 확인할 수 있었는데, 이는 작용하는 힘이 커질수록 중앙주파수가 더 큰 기울기로 변화한다는 선행연구의 결과[2]와 일치한다. 이것은 지근섬유(slow twitch fiber)가 느린 전도속도, 긴 수축시간, 낮은 수축역치를 특성을 가지고 이으며 속근섬유(fast twitch fiber)가 빠른 전도속도, 짧은 수축시간, 낮은 수축역치를 갖는데, 낮은 강도의 운동 동안에는 지근섬유가 가장 활동적이며, 속근섬유는 비교적 활동이 적은 편이며, 운동강도가 높아지면 속근섬유가 보다 빈번하게 동원되며, 지근섬유보다 글리코겐이 빠른 속도로 고갈되기 때문이다[32]. 부하가 증가함에 따라 근육의 지근섬유보다는 속근섬유의 활동이 활발하여 글리코겐의 고갈로 주파수 스펙트럼 분석 시 고주파영역을 차지하는 속근섬유가 빨리 피로하여 저 강도의 운동에 비해 빠른 속도로 중앙주파수가 감소하게 된다. 또한 Gerdle 등[33]은 속근섬유의 함유량이 많을 경우 근수축력에 대한 중앙주파수의 기울기가 감소하고 운동의 반복횟수도 감소한다고 보고했다. 그러나 본 연구에서 각 부하에 대해 초기 중앙주파수는 다소 차이가 있으나 일정한 분포를 보여 주고 있다. 이것은 최대로 수축하는 동안 지근섬유가 속근섬유보다 덜 사용된다는 것을 의미하지는 않는다. 모든 유형의 섬유들이 높은 강도의 근육수축 동안에 동원된다. 속근섬유의 글리코겐 저장량이 고갈되면, 근력 감소를 보충하는 데

필요한 근력을 속근섬유가 발휘할 수 없거나, 충분히 동원될 수 없는 것처럼 보이기 때문이다.

본 논문에서는 근피에 대한 정량적 분석을 위해서 Daubechies family db4 웨이브렛 변환을 제시하였다. Flanders 등[34]은 웨이브렛의 Daubechies family(db)가 운동단위 활동전위(motor unit action potential)와 형태가 가장 유사하다고 하였으며 “Harr”와 “가우스 곡선”보다 “db4”가 근전도 신호에 적합하다고 보고하였다. 또한 db4는 db2에 비해 더욱 완만한 신호를 가지며, 더 많은 제로 크로싱(zero-crossing)을 하므로 근전도 분석에 매우 적합하다고 하였다.

근피로는 포스포크레아틴과 글리코겐의 고갈, 대사물질의 축적, 신경근의 피로가 원인이다. 그러나 주파수영역에서 근피로 분석 시 모든 근피로의 요인을 근전도의 신호가 대표할 수는 없다. 그 이유는 운동단위 활동전위의 파워밀도 스펙트럼이 운동단위의 발사율, 운동단위 활동전위의 퓨리에 변환, 인터펄스 간격(interpulse interval)로 정의되기 때문이다. 파워스펙트럼밀도에서 운동단위의 발사율의 감소는 주파수 스펙트럼의 저주파영역으로의 이동에 기여하게 된다. 운동단위(motor units)의 고갈(discharge) 특성은 스펙트럼의 저주파수 부분에서 에너지의 증가하는 경향이 있으며, 이것은 40Hz이하에서 한정되어 진다[9].

본 논문에서도 0~63Hz영역의 웨이브렛의 피크값의 기울기가 40, 50, 60kg 각각에 대해 0.62, 0.76, 35.2  $\mu V/cycle$ 로 각 하중에 대해 피검자중 92, 92, 84%가 감소하고 0~63Hz영역의 웨이브렛의 RMS값이 각 하중에 대해 평균 0.49, 0.89, 0.83  $\mu V/cycle$ 으로 각 부하 하중에 대해 72, 92, 77%가 증가했다. 이는 요추운동의 반복 시행 시 운동단위의 발사율의 감소와 운동단위의 고갈에 의한 것이다.

주파수 스펙트럼을 파형의 형태와 관련된 전도속도로도 나타 낼 수 있는데, 이때 파형의 형태는 근 수축을 유지하는 동안 전도속도가 감소함에 따라 더 긴 지속시간을 가진다. 이것은 저주파요소의 증가와 고주파요소의 감소가 동시에 일어나는 원인이다[9].

본 논문에서도 웨이브렛 피크값은 각 40, 50, 60kg 하중에 대해 63~188Hz 영역에서 증가하였으며 188~438Hz 영역에서는 대체로 일정하거나 감소하는 경향을

나타냈으며 또한 웨이브렛의 RMS값에서도 각 40, 50, 60kg 하중에 대해 63~188Hz 영역에서 증가하였으며 188~438Hz 영역에서는 대체로 일정하거나 감소하는 경향을 나타냈다. 이것은 전도속도의 감소로 인해 파형의 형태가 변화 되어 저주파요소의 증가와 고주파요소의 감소가 동시에 일어나기 때문이다.

운동단위 활동전위의 모양은 세포조직의 필터링이 실질적인 운동단위활동전위의 모양을 결정하며 근섬유의 직경, 근육 내의 pH양에 따라 근섬유의 전도속도가 웨이브 폼의 특성을 변화시킨다. 근섬유의 전도속도는 근섬유의 직경과 단순하게 관계되어지고 근육내의 pH에 의해 크게 영향을 주게 된다. 일반적으로 반복적인 근섬유의 단일수축동안 수소이온 농도의 증가와 pH의 감소한다. [Tesch 등\[35\]](#)은 지근섬유로 구성되어 근육보다 속근섬유로 구성되어 있는 근육이 더 많은 젖산을 축적시키고 속근섬유의 함유량이 많을 경우 근수축력에 대한 중앙주파수의 기울기가 감소하고 운동의 반복횟수도 감소한다고 했다. 수소이온은 흥분된 막(membrane)에서 활동전위의 형성에 큰 역할을 한다. [Jennische 등\[36\]](#)는 막전위가 고양이와 가자미근(soleus)과 장딴지근(gastrocnemius muscle)에서 pH의 증가로 인해 막전위(membrane potential)의 감소한다고 보고했다. [Orchardson 등\[37\]](#)은 막 세포 내의 pH가 감소할 때 막 흥분도(membrane excitability)는 감소하다고 했다. 전도속도는 막 흥분도와 직접적으로 관계한다. 막 환경 내에서 산성의 부산물의 도입은 막 전도속도의 감소의 원인으로 기대되어진다. 근수축 동안 수소의 양의 증가가 발생되어진다. [Mortimer 등\[38\]](#)은 고양이의 허혈성 근육 내에서의 전도속도의 감소에 대한 연구를 하였다. 근육은 동맥이 압박되어짐으로 혈관이 막히게 되어진다. 이 경우의 근육은 산소를 보내지 않게 된다. 전도속도의 감소는 텍스트런 관현류 상태에서 보다 허혈조건 내에서 더 중요하게 된다. 신진대사의 부산물의 축적은 전도속도의 감소의 원인이 된다. 근육의 힘 출력이 영에서부터 증가됨으로써, 피의 흐름의 증가를 요구한다. 그러나 근육 내의 압력 또한 증가되어 결국 근육내의 피의 흐름이 감소되고 소동맥의 폐쇄의 결과를 나타낸다. [Mortimer 등\[38\]](#)은 이두근(biceps)에서의 피의 흐름은 근수축의 레벨로 의존되어진다.

그러나 동적인 운동에서는 근섬유의 직경 변화와 허혈성으로 인한 근육 내에서의 전도속도의 감소의 영향 보다는 단일수축동안 수소이온 농도의 증가와 pH의

감소 막전도속도(membrane conduction velocity)의 감소의 원인이 크다.

웨이브렛의 피크값 분석에서 하중이 증가할수록 첫 번째 주기의 웨이브렛 피크값은 증가하는데, 이는 근력이 증가할수록 근전도 신호의 크기가 증가하기 때문이다[39].

중앙주파수가 시간에 따라 하나의 대표 주파수의 특성을 나타내므로 저주파 대역과 고주파 대역에 대한 변화를 확인할 수 없었지만, 이는 중앙주파수가 각 시간에 따라 하나의 대표 주파수의 특성만을 나타냄으로써 근전도 신호의 주파수 영역에 대해 정확한 해석이 불가능했다. 그러나 웨이브렛 변환에서는 근육의 피로에 따라 0~63Hz의 신호는 운동단위의 발사율의 감소와 운동단위의 고갈에 의해 증가하고 63~188Hz의 신호는 전도속도의 감소에 의해 증가함을 알 수 있었으며 고주파 영역(188~375Hz)의 신호 또한 전도속도의 감소에 의해 감소하여 전체 주파수가 저주파 영역으로 이동하는 것을 알 수 있었어 웨이브렛 변환을 통한 근피로도 분석은 시간-주파수 영역에서 관찰할 수 있을 뿐만 아니라 근전도 신호를 주파수영역에 따라 근육활동 특성을 세밀하게 관찰할 수 있다.

본 논문에서는 중앙주파수, 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛 RMS값의 상관관계를 분석하기 위해 SPSS 11.0을 사용하였다. 중앙주파수의 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛 RMS값에 대한 상관관계는 각각 0~125Hz사이에 유의한 상관관계를 나타냈는데 이것은 웨이브렛 변환에서 0~125Hz의 근전도신호가 운동단위의 발사율이 감소와 근도속도의 감소로 인한 근피로 시 증가하는 부분이며 이 영역의 주신호의 다른 주파수 영역의 신호보다 크기가 커 전체신호를 대표할 수 있으며 125~438Hz 영역에 비해 개인간의 편차가 적기 때문이다.

웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS값은 0~125Hz 영역에서 높은 상관관계를 나타냈다. 이것은 웨이브렛의 피크값은 각 주기별 웨이브렛 값의 최대값으로 각 주기 내에서 RMS값에 가장 많은 영향을 미칠 것으로 생각된다. 따라서 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS 값은 높은 상관관계를 가지게 된다. 웨이브렛의 피크값과 웨이브렛의 RMS값이 125~438Hz 영역에서 다소 낮은 상관관계를 나타냈다. 이는 125~438Hz 영역의 신호가 개인간의 편차가 커 신호의 특성을 비교하기 힘들기 때문이다.

## 제 6 장 결 론

본 연구에서는 골반을 완전히 고정시켜 요추만의 독립적인 운동을 할 수 있도록 요추신전운동 시스템을 설계하였다. 하체 및 골반의 완전하지 못한 고정은 대퇴부의 반작용을 일으켜 원치 않는 신전운동을 발생시키게 되고 따라서 요추만의 근력 강화 운동은 물론 측정이 불가능하므로, 따라서 무엇보다도 환자의 안전과 운동효과를 극대화하기 위해 요추만을 운동시키는 운동 시스템을 설계하였으며 요추운동 시 운동 각도와 토크의 데이터를 측정할 수 있도록 설계하였다.

또한 본 연구에서는 설계한 요추 신전운동 시스템을 이용하여 근피로를 측정하기 위해 건강한 남자 13명이 요추 신전운동을 수행하였고 신전운동 동안 측정된 근전도 신호를 중앙주파수와 웨이브렛 변환을 이용하여 근피로를 분석하였다. 피로의 결과로 중앙주파수가 40, 50, 60kg의 부하에 대해 각각 -0.41, -0.64, -0.87의 기울기로 감소함을 확인할 수 있었으며 이것은 지근섬유와 속근섬유의 특성과 활동 기전 때문임을 알 수 있었다.

웨이브렛 분석방법을 통해 0~125Hz 사이의 신호가 저주파 성분을 증가시키는데 큰 영향을 주었으며 특히 63~125Hz 사이의 신호는 가장 많으며 큰 비율로 증가함을 알 수 있었다. 고주파 영역(188~438Hz)의 신호는 운동횟수의 증가에 따라 일정하거나 감소하는 경향을 보였다. 근피로에 의하여 중앙주파수가 단지 저주파 영역으로 이동함을 확인할 수 있었던 반면, 웨이브렛 변환에서는 **근육의 피로에 따라 저주파** 영역(0~188Hz)의 신호가 증가하고 고주파 영역(188~438Hz)의 신호가 감소하여 전체 주파수가 저주파 영역으로 이동하는 것을 알 수 있었다. 근육의 피로에 따라 고주파 영역의 신호가 감소하는 것은 근육활동전위의 전도속도가 감소하기 때문이며 저주파 영역의 신호가 증가는 운동단위의 발사율이 감소와 전도속도의 감소 때문임을 알 수 있었다. 따라서 중앙주파수가 시간에 따라 하나의 대표 주파수의 특성을 나타내는 반면에, 웨이브렛 변환을 통한 근피로 분석은 시간-주파수 영역에서 근육활동 특성을 세밀하게 관찰할 수 있었다.

중앙주파수와 웨이브렛 피크값, 웨이브렛 RMS 값은 상관관계가 작았으나 웨이브렛 피크값과 웨이브렛 RMS 값은 상관관계가 커서 웨이브렛으로 분석 시 RMS 값이 아닌 각주기별 피크 값만으로도 근피로 분석에 이용할 수 있을 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- [1] G. Smidt, T. Herring, L. Amundsen, et al, "Assessment of abdominal and back extensor function: A quantitative approach and results for chronic low-back patients", Spine, Vol. 8, No. 2, pp.211-219, 1983
- [2] L. Michael, H. Scott, et al, "Effect of resistance training on lumbar extension strength", The American Journal of Sports Medicine, Vol. 17, No. 5, pp.624-629, 1989
- [3] S.A. Binder-Macleod and L. Snyder-Mackler, "Muscle fatigue: Clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation", Phys Ther, Vol. 73, pp.902-910, 1993
- [4] P.A. Merton, "Voluntary strength and fatigue", J. Physiol, Vol. 123, pp.553-564, 1954
- [5] B. Bigland-Ritchie, E.F. Donovan, and C.S. Roussos, "Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts", Am. J. Physiol., Vol. 51, pp.1300-1305, 1981
- [6] S.G. Gandevia, D.K. McKenzie, "Activation of human muscles at short muscle lengths during maximal static efforts", J. Physiol. Lond, Vol. 407, pp.599-613, 1988
- [7] N.K. Volestad, O.M. Sejersted, R. Bahr, J.J. Woods, B. Bigland-Ritchie, "Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in man", J. Appl. Physiol., Vol. 64, pp.1421-1427, 1988
- [8] B. Gerdle, B. Larsson and S. Karlsson, "Criterion validation of surface

EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 10, No. 4, pp.225-232, 2000

[9] J.V. Basmajian, and C.J. De Luca, "Muscles Alive", Williams & Wilkins, 5th ed., 1985

[10] N.K. Vøllestad, "Measurement of human muscle fatigue", *J Neurosci Met*, Vol. 74, pp.52-53, pp.219-227, 1997

[11] J.R. Cram, G.S. Kasman and H. Jonathan, "Introduction to surface electromyography, An Aspen Publication", pp.350-375, 1998

[12] J.V. Basmajian, and C.J. De Luca, "Muscles Alive", Williams & Wilkins, 5th ed., 1985

[13] J. R. Potvin and L. R. Bent, "A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks", *J Electromyo Kinesiol*, Vol. 7, pp.131-139, 1997

[14] L. Arendt-Nielsen, K.R Mills, "Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions and human quadriceps". *Eur J Appl Physiol*, Vol. 58, pp.20-25, 1988.

[15] J.S Petrofsky, R.M. Glaser, C.A. Philips, A.R, Lind, C. Williams, "Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue". *Ergonomits* Vol. 2512, pp.13-223, 1982

[16] P.A. Tesch, G.A. Dudley, M.R. Duvoisin, B.M. Hather, R.T. Harris, "Force

and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions", *Acta Physiol Stand*, Vol. 38, pp.263-27, 1990.

[17] B. Gerdle, S Karlsson, AG Crenshaw, "The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extension", *Eur J Appl Physiol*, Vol. 81, pp.2-10, 2000

[18] P.V Komi, P.A Tesch, "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man", *Eur .J Appl Physiol*, Vol. 42, pp.41-50, 1979.

[19] W. Ament , G.J Bonga, A.L Hof, G.J Verkerke, "Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities". *Eur J Appl Physiol*, Vol. 74, pp.180-186, 1996

[20] P. Bouissou, P.Y. Estrade, F. Goubel, C.Y. Guezennec, B. Serrurier, "Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise", *J Appl Physiol*, Vol. 67, pp.1245-9, 1989

[21] J. Duchene, F. Goubel. "Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events", *Crit Rev Biomed Eng*, Vol. 21, pp.313-397, 1993

[22] J.R. Potvin, "Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions", *J Appl Physiol* 1997, Vol. 82, pp.144-151, 1997

[23] D.L. Streiner, G.R. Norman, "Health measurement scales—a practical guide to their development and use", Oxford Medical Publications, pp.144, 1995

[24] P.C. Matthijsse, K.M.M. Hendrich, W.H. Rijnsburger, R.D. Woittiez,

"Huijing PA. Ankle angle effects on endurance time, median frequency and mean power of gastrocnemius EMG power spectrum", a comparison between individual and group analysis. *Ergonomics*, Vol. 30, pp.1149-159, 1987

[25] H.R. Serge, P. Bonato, M. Knaflitz, "EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting, *Journal of Electromyography and Kinesiology*", Vol. 8, pp.233-245, 1998.

[26] S. Xiao, S.C. Leung, "Muscle fatigue monitoring using wavelet decomposition of surface EMG", *Biomedical Sciences Instrumentation*, Vol. 34, pp.147-152, 1997

[27] D.A. Winter, "Biomechanics and motor control of human movement", A Wiley-Interscience Publication, pp.191-210, 1990

[28] 이승훈, 윤동한, "알기쉬운 웨이브렛 변환", 진한도서, pp.7-275, 2002

[29] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J. Poggi, "Wavelet Toolbox", The math works. Inc, 2000

[30] MA Sabbahi, CJ De Lluca, "Topical anesthesia: H-reflex recovery changes by desensitization of the skin." *EEG clin Neurophysiol*, Vol. 52, pp.328-335, 1981

[31] J.H. Van Der Hoeven , T.W Van Weerden, M.J. Zwarts, "Long-lasting supernormal conduction velocity after sustained maximal isometric contraction in human muscle". *Muscle Nerve*. Vol. 16, pp.312-20, 1993

[32] 김창균, 김갑수, "운동 생리학 강의", 대경북스, 2002

[33] B. Gerdle, K. Henriksson-Larsen, R. Loentzon, M.L. Wretling, "Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and

fiber type", *Acta Physiol scand*, Vol. 142, pp.457-465, 1991

[34] M. Flanders, "Choosing a wavelet for single-trial EMG", *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 116 , pp.165-177, 2002

[35] P. Tesch, B. Sjodin, A. Thorstensson, J. Karlsson, "Muscle fatigue and its relation to lactate accumulation and LDH activity in man", *Acta Physiol Scand*, Vol. 103, pp.413-420, 1978

[36] E. Jennische, "Relation between membrane potential and lactate in gastrocnemius and soleus muscle in the cat during tourniquet ischemia and postischemia reflow", *Pflugers Arch*, pp.329-332, 1982

[37] R. Orchardson, "The generation of nerve impulses in mammalian axons by changing the concentrations of the normal constituents of extracellular fluid", *J Physiol* , Vol. 275, pp.177-189, 1979

[38] J.T Mortimer, R. Magnusson, I. Petersen, "Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum", *Am J Physiol*, Vol. 219, pp.1324-1329, 1970

[39] S. Bouisset, "EMG and muscle force in normal motor activities, In *New Development in Electromyography and Clinical Neurophysiology*", pp. 547-583, 1973

# ABSTRACT

## Muscle Fatigue Analysis by Median Frequency and Wavelet Transform During Lumbar Extension Exercises

Jang Keun  
Dept. of Biomedical Engineering  
The Graduate School  
Yonsei University

An lumbar extension exercise system creating only lumbar motion was developed in the present study. This system consists of mechanical devices, a part of data acquisition and transmission, and data display and save.

Thirteen healthy volunteers performed lumbar extension exercises at 48°/s, loaded by 40, 50, 60kg(about 44, 55, 66% of maximum voluntary contraction) using the developed system. During the whole period of exercises, electromyographic (EMG) signal was measured in the erector spinae muscle in order to determine muscle fatigue. Using the wavelet transform, EMG signal was separated by various frequency ranges in the time-frequency domain, and muscle fatigue was analyzed, comparing with the results based on the median frequency(MDF).

MDF shifted toward lower frequency ranges with muscle fatigue, showing a single characteristic frequency. On the other hand, the wavelet transform of EMG signals showed that power amplitudes increased in lower frequency

ranges(0-125Hz), but decreased or remained constant in higher frequency ranges(375-468Hz). This study reveals that muscle fatigue during dynamic movements can be better explained by wavelet analysis.

---

**Key words** : lumbar extension exercise, electromyography, fatigue, median frequency , wavelet transform