

초음파 탄성 분석법을 이용한 근경직의  
객관화에 관한 연구

연세대학교 대학원

의공학과

이 균 정

초음파 탄성 분석법을 이용한 근경직의  
객관화에 관한 연구

지도 신 태 민 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2012년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

이 균 정

# 이균정의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2012년 6월 일

## 감사의 글

대학원 생활동안 부족한 제자를 위해 세심하게 보살펴주신 신태민 교수님께 감사드립니다. 교수님의 학문에 대한 열정과 인생의 선배로써 조언은 가슴 깊이 새겨 앞으로도 노력하며, 겸손하고, 신중하게 행동 할 것입니다. 두서없는 제 논문을 끝까지 읽어주시고, 심사해주시고, 조언해주신 이경중 교수님께 감사드립니다. 논문을 심사해주시고, 조언해주신 김한성 교수님과 인생 선배이시고, 식지 않는 열정을 보여주신 이용흠 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 먼 거리임에도 불구하고 심사를 위해 원주까지 달려와 주신 이병래 교수님께 감사드립니다.

학과를 이끌어주시는 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님께 감사드립니다.

대학원 과정중 의용컴퓨터 연구실에서 함께 생활 했던 도관호, 김기훈 학형, 김태균 박사, 김덕현, 윤종수, 정선영, 김은근, 이동하, 김진욱, 김용현, 정현학, 조동국, 김동수, 유재원에게 감사합니다. 연구실을 이끌고 있는 최우혁과, 박철휘, 류문학, 엄영일, 김상훈, 송문에게 고맙다고 전하고 싶습니다. 학부생 이성풍, 황라영, 신영은에게도 아울러 고마움을 전합니다.

초음파 연구실에 박동희, 박진감, 문상협, 졸업한 유홍일, 고유미와 생체역학 연구실에 손종상, 동서의료시스템연구실에 김수병, 의용계측 연구실에 노연식, 심명현, 한영면, 김민용, 윤자용, 윤찬술, 전산의용생체공학연구실에 조승관, 이태우, 조영근, 서동현, 박지형, 신경공학연구실의 류상백 학우에게 고마움을 전합니다.

대학원 생활에 있어서 좋은 본보기가 되어 주셨던 박성빈 박사님, 신재우 박사님, 이진 박사님, 박호동 박사님, 조성필 박사에게 감사합니다.

멀리서 응원해주시는 탁한호 교수님과, 정원근 박사님, 이주원 박사님께 진심으로 감

사드립니다.

석사과정을 같이 보냈고, 제가 힘들 때 옆에 있어준 친구 이계형과 대학동기인 정희철에게 감사를 전합니다.

몸은 멀리 있지만 항상 함께 있는 고등학교 동기 조승래와 정경진에게도 감사를 전합니다.

어머니가 돌아가시고 방황할 때, 힘이 되어주시고, 용기를 주신 지금은 사라졌지만 유창기계 이유명사장님과 다양한 분야를 경험 할수 있게 기회를 주신 선우ID 우종환 사장님께도 감사의 인사를 전합니다.

많이 부족한 사위를 위해 기도해주시고, 지금까지 지켜봐 주신 장인어른, 장모님께 감사드립니다. 또한 처제들, 처남, 제부에게 감사를 전합니다.

저를 응원해주는 아버지를 비롯하여 친가, 외가의 모든 분들께 감사의 말씀을 드립니다.

힘든 상황에서도 불평하지 않고, 응원해주고, 위태로울 때, 저를 잘 잡아주고, 불철주야로 희생해주는 사랑하는 아내 은주에게도 진심으로 감사합니다. 우리 딸 단비와 아들 상민에게 고마움을 전합니다.

이 논문을 돌아가신 어머니께 바칩니다.

2012년 7월

이균정 드림

# 차 례

그림 차례	iv
표 차례	vi
국문 요약	viii
제 1 장 서론	1
제 2 장 이론적 배경	4
2.1 생리학적 이론	4
2.1.1 근 조직	4
2.1.2 근 수축	6
2.1.3 근 피로	7
2.1.4 근 경직	8
2.2 탄성도 측정 이론	9
2.2.1 응력 및 변위	9
2.2.2 탄성률(elasticity)	11
2.2.3 영률(Young's modulus)	11
2.2.4 영률의 측정 이론	12
2.3 로드셀(Load cell)	16
2.3.1 스트레인 게이지의 원리와 구조	16
2.3.2 로드셀의 기본원리	17
2.4 초음파에 의한 물체의 변위 추적	19
제 3 장 제안하는 근경직도 측정 이론	21
3.1 근긴장도 측정 이론	21
3.2 근경직도 측정 이론	24
제 4 장 실험 방법론	25

4.1 실험 설계	25
4.2 초음파를 이용한 탄성도 측정 시스템	26
4.2.1 개요	26
4.2.2 시스템 구성	27
4.2.3 탄성도 측정 프로브	27
4.2.4 측정 시스템의 하드웨어 구성	29
4.2.5 소프트웨어 구성	30
4.2.5.1 신호 측정 소프트웨어	30
4.2.5.2 신호 분석 소프트웨어	32
4.2.6 시스템 검증을 위한 팬텀 제작	35
4.2.7 제작된 팬텀의 특성	37
4.2.8 시스템 검증 실험	37
4.3 근간장도 측정 실험	39
4.3.1 개요	39
4.3.2 실험 구성	39
4.3.3 실험 대상	42
4.3.4 실험 방법	42
4.3.5 신호 처리	44
4.3.5.1 로드셀 측정 데이터의 오류 처리	44
4.3.5.2 변위 추적의 오류 처리	45
4.3.5.3 표면근전도 신호처리	46
4.4 등척성 운동시 근경직도에 관한 연구	48
4.4.1 개요	48
4.4.2 실험 대상	48

4.4.3 실험 방법	49
4.5 등속성 운동시 근경직도에 관한 연구	50
4.5.1 개요	50
4.5.1 실험 대상	51
4.5.2 실험 방법	51
제 5 장 연구 결과 및 고찰	55
5.1 시스템 검증 결과 및 고찰	55
5.2 근긴장도 측정 결과 및 고찰	60
5.2.1 인가압력에 따른 변위 측정 결과	60
5.2.2 평균 근긴장도 측정 결과	61
5.2.3 근긴장도와 근전도 측정 결과	62
5.3 등척성 운동시 근경직도 분석 결과 및 고찰	71
5.4 등속성 운동시 근경직도 분석 결과 및 고찰	75
제 6 장 결 론	91
참고 문헌	93
영문 요약	101
첨부 문서	104



## 그림 차례

그림 2.1 근육의 종류: a.골격근, b.평활근, c.심근	4
그림 2.2 근원섬유의 필라멘트 활주 메커니즘	5
그림 2.3 Hill's의 근육 모델	6
그림 2.4 모식화한 근섬유 모델	7
그림 2.5 외력에 의해 변형이 발생하고 있는 환봉	10
그림 2.6 자유물체도	10
그림 2.7 응력-변형률 곡선	12
그림 2.8 점탄성 물질의 압입시험의 구조	14
그림 2.9 스트레인 게이지의 구조	17
그림 2.10 변형률 발생 원리	18
그림 2.11 압력 인가 전( $r_1(n)$ )과 후 초음파 신호( $r_2(n)$ )	20
그림 3.1 근장력과 관절 토크	21
그림 3.2 등척성 운동중 근섬유의 장력( $F_t$ :tension)	22
그림 3.3 압입 시험기에 의한 힘( $F_w$ )에 대한 반발력( $F_r$ )의 발생	22
그림 3.4 장력에 따른 반발력의 차이 a(좌), b(우)	23
그림 3.5 장력에 따른 변위 차이 a(좌), b(우)	23
그림 4.1 근경직도 객관화를 위한 실험 설계 블록도	25
그림 4.2 시스템 검증의 흐름 블록도	26
그림 4.3 시스템 구성도	27
그림 4.4 설계된 초음파 프로브(a.초음파 변환기, b.로드셀, c.손잡이)	28
그림 4.5 설계된 탄성도 측정 시스템	29
그림 4.6 측정용 LabView프로그램의 내부 블록도	31

그림 4.7 초기 측정시 대상자 정보 입력 GUI 화면	31
그림 4.8 측정시 화면 표시부 GUI 화면	31
그림 4.9 ROI결정을 위한 오늘쪽 하지 대퇴직근의 초음파 영상(B모드)	32
그림 4.10 신호처리 과정 블럭도	33
그림 4.11 힐버트 변화율 이용한 해석신호 생성 부분	34
그림 4.12 압력인가 전후의 해석 신호의 상관관계 분석 부분	34
그림 4.13 분석 프로그램 GUI 화면	34
그림 4.14 제작된 플라스틱 팬텀	35
그림 4.15 초음파 B 모드 영상으로 나타낸 팬텀의 스펙클 영상	36
그림 4.16 제작된 플라스틱 팬텀(10%(a), 20%(b), 30%(c), 40%(d), 50%(e))	38
그림 4.17 Micro-Indenter를 이용한 팬텀의 탄성도 측정 실험	38
그림 4.18 전체 실험 설계의 근긴장도 실험 부분	39
그림 4.19 하지 대퇴직근에서 설계된 시스템을 이용한 근긴장도 측정 개념도	40
그림 4.20 실험 구성	41
그림 4.21 제작된 거치대와 압력 인가 지렛대	41
그림 4.22 무릎관절토크와 근전도의 신호 획득 장면	43
그림 4.23 실험 프로토콜	43
그림 4.24 로드셀의 값이 (-)방향으로 떨어지는 값 수정하기 전·후의 결과 비교	44
그림 4.25 상관계수의 값이 0.9 이하인 경우의 데이터 처리하기 전·후의 결과 비교	46
그림 4.26 등척성 운동중 측정된 근전도 신호의 신호처리 과정	47

그림 4.27 전체 실험 설계의 근경직도	
측정을 위한 등척성 실험 부분	48
그림 4.28 하지 대퇴직근의 등척성	
운동시 근경직도 측정 실험 절차	50
그림 4.29 전체 실험 설계의 근경직도	
측정을 위한 등척성 실험 부분	50
그림 4.30 등속성 운동 실험 절차	52
그림 4.31 등속성 운동(좌), 능동조절상태(우)	52
그림 4.32 등속성 운동의 토크 변화(N*m)	53
그림 4.33 등속성 운동중 수집된 데이터	53
그림 4.34 범용 혈중 젖산 농도 측정기(좌), 측정용 스트립(우)	54
그림 5.1 Micro-Indenter로 팬텀의 탄성도를	
측정한 응력-변형률 곡선	55
그림 5.2 팬텀에서 압력(N)에 대한 전체	
높이에 대한 평균 변위(cm)	56
그림 5.3 연화제 비가 1:9인 팬텀에서	
깊이에 따른 평균 변위와 표준 편차	57
그림 5.4 설계된 시스템으로 팬텀에서 측정한 응력-변형률 선도	57
그림 5.5 각 팬텀에서 Indenter와 초음파 탄성도	
측정 시스템을 이용한 탄성도 측정 값(Pa)	59
그림 5.6 인가압력에 따른 변위 계산 과정	60
그림 5.7 응력-변형률 곡선	61
그림 5.8 피검자 1에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한	
평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과	63
그림 5.9 피검자 2에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한	

평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과	64
그림 5.10 피검자 3에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한	
평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과	65
그림 5.11 피검자 4에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한	
평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과	66
그림 5.12 피검자 5에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한	
평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과	67
그림 5.13 피검자 6에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한	
평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과	68
그림 5.14 피검자 7에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한	
평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과	69
그림 5.15 시간에 따른 중심 주파수의 이동	72
그림 5.16 시간에 따른 근전도 실효값의 변화	72
그림 5.17 피실험자 1의 운동시 측정된 근경직도	73
그림 5.18 피실험자 1의 운동 전후의 근경직도 비교	74
그림 5.19 운동 전,후의 근경직도 비교	74
그림 5.20 피실험자1의 등속성 실행 횟수에 따른 근력 변화(mean ±SD)	75
그림 5.21 피실험자1의 등속성 운동 EMG의 RMS값(mean ±SD)	76
그림 5.22 피실험자 1의 근경직도 결과	77
그림 5.23 피실험자 1의 운동 전,후 근경직도 결과	78
그림 5.24 피실험자1의 등속성 운동 횟수별 EMG의 RMS값 변화	81
그림 5.25 피실험자 1의 근경직도	82
그림 5.26 피검자 1의 근경직도 측정값	83
그림 5.27 피검자 2의 근경직도 측정값	83
그림 5.28 피검자 3의 근경직도 측정값	84

그림 5.29 피검자 4의 근경직도 측정값	84
그림 5.30 피검자 5의 근경직도 측정값	85
그림 5.31 피검자 6의 근경직도 측정값	85
그림 5.32 피검자 7의 근경직도 측정값	86
그림 5.33 운동 전.후의 근경직도 비교	87
그림 5.34 MVC20%의 근경직도(mean±SD)	88
그림 5.35 운동 중, 혈중 젖산 농도 변화	88
그림 5.36 운동 전.후의 혈중 젖산농도	89
그림 5.37 피검자의 혈중 젖산 농도 변화	89
그림 5.38 혈중 젖산농도 vs 근경직도	90

## 표 차례

표 1. 포아송비 $\nu=0.5$ 의 Zhang's의 연구결과 추정된 $K$ 값	15
표 2. 팬텀에서의 음파 전달 속도(mm/ $\mu$ sec)	36
표 3. 감쇠계수(dB/cm/MHz)	36
표 4. 피검자 특성	42
표 5. 피검자 특성	48
표 6. 피검자 특성	51
표 7. 팬텀에서 측정된 푸아송 비	56
표 8. 각 팬텀에서 깊이에 따른 평균 변위( $\mu$ m)	58
표 9. 등척성 운동의 발생 토크에 대한 측정된 $k$ 값	70
표 10. 피실험자 1의 측정 결과(pa)	78
표 11. 피실험자 2의 측정 결과(pa)	78
표 12. 피실험자 3의 측정 결과(pa)	79
표 13. 피실험자 4의 측정 결과(pa)	79
표 14. 피실험자 5의 측정 결과(pa)	79
표 15. 피실험자 6의 측정 결과(pa)	79
표 16. 피실험자 7의 측정 결과(pa)	80
표 17. 측정된 젖산 농도(mmol/l)	80

## 국 문 요 약

### 초음파 탄성 분석법을 이용한 근경직의 객관화에 관한 연구

본 논문은 초음파 탄성 분석법을 이용하여 근경직을 객관적으로 평가하기 위한 연구이다

일상생활에서 무거운 물건을 옮길 때 근육운동을 하는데, 극심한 근육운동을 지속적으로 행할 때 근육의 근피로(muscle fatigue)가 발생하며 근피로가 누적되면 근육이 단단해지는 근긴장을 유발한다. 근긴장의 불수의적 수축현상은 근긴장이상증(dystonia), 근긴장성 발달장애의 형태로 나타나며, 관절의 기능적 손상과 뒤틀림, 자세나 운동의 기능유지를 위한 과도한 동작을 일으킨다. 이러한 질병을 진단하기 위해서 전문의의 촉진, Modified Ashworth Scale(MAS)법과 같은 주관적인 방법을 사용하고 있으므로 정량적이며 객관적인 측정 및 분석 방법이 필요하다.

본 연구에서는 근긴장이 누적되어 발생하는 근경직을 분석하여 불수의적 수축현상을 객관적으로 평가하기 위해 초음파 탄성분석 시스템을 설계 및 제작하였고, 이를 이용하여 근경직도를 분석하였다. 일차적으로 인체의 탄성도를 측정할 수 있도록 프로브와 초음파 분석시스템을 설계 및 제작하였다. 설계된 시스템 검증을 위해서 경화제와 연화제의 배합 비율에 따라 탄성도가 차등을 보이도록 한 플라스틱 팬텀을 제작하였다. 제작된 팬텀에 범용 장비(Micro Indenter)와 설계된 시스템을 적용하여 성능을 검증하였다. 또한 설계된 시스템과 근력측정 장비(Biodex system3)를 이용하여 피실험자 7명의 하지 대퇴직근으로부터 동시에 근긴장도를 측정 및 비교분석하였다. 근피로를 유발하기 위해 등척성, 등속성 운동을 실시하는데 우선 설계된 시스템으로 피실험자에게 등척성 운동을 실행하여 근긴장을 측정한다. 그리고 근피로를 회복한 후 등속성 운동의 실험결과를 바탕으로 근경직도를 분석하였다. 이때 능동조절은 3단계로 하였

고, 가장 낮은 MVC의 20%단계의 결과를 근경직도 분석에 이용하였으며, 운동 전, 후의 근긴장도 결과를 바탕으로 근경직도를 분석하였다. 또한 혈중 젖산 농도를 측정하여 비교 분석하였다.

플라스틱 팬텀을 이용한 설계된 시스템과 범용장비의 결과를 비교할 때 평균 오차는 5% 이하를 보여 설계된 초음파 탄성도 시스템의 정확도를 검증하였다.

검증된 시스템과 근력측정장비를 이용하여 인체 근육조직에 대한 근긴장도를 측정할 결과는 선형관계(평균  $R^2=0.89$ )를 보여주었으며, 이로부터 초음파 탄성분석법을 이용한 근긴장도 측정의 가능성을 확인하였다.

근경직도 평가 실험에서 등척성 운동 전, 후의 근긴장도를 측정함으로써 능동조절상태에서 근경직도 측정이 가능함을 알 수 있었다. 또한 운동 중 측정된 혈중 젖산농도와 근경직도의 비교 분석 결과 선형관계( $R^2=0.74$ )를 보여줌으로써 본 연구에서 제안한 근경직도 측정이론의 유효함을 확인할 수 있었다.

상기의 결과를 토대로 설계된 초음파 탄성분석 시스템의 성능 및 유효성을 확인하였고, 근긴장도 측정이 가능하며, 운동 전, 후의 근피로에 의해 발생하는 근경직도를 정량적이고, 객관적으로 측정이 가능함을 확인하였다.

향후 추가연구를 통해 근긴장도 측정시 변위의 정확한 측정을 위해 사용한 초음파 센서의 해상도를 조절할 필요가 있으며, 로드셀의 측정 범위를 줄이고 해상도를 높여 다양한 근육에 대한 적용도 고려하여야 한다. 또한 근긴장도 측정에 사용되고 있는 Myometer를 이용하여 동일한 방법으로 근경직도를 측정한 결과를 비교할 필요가 있다.

---

핵심되는 말 : 초음파, 플라스틱 팬텀, 탄성도, 근경직, 근전도, 대퇴직근, 스펙클 추적



## 제 1 장 서 론

일상생활에서 무거운 물건을 옮길 때 근력운동을 한다. 이러한 근력운동이 극심하고 지속적으로 행해질 때, 근육의 근피로(muscle fatigue)가 발생한다. 이러한 근피로를 Edwards(1983)는 주어진 운동 강도나 요구된 힘을 지속적으로 유지하지 못하는 것이라고 정의 하였다[1][2]. 또한 Binder Macleod와 Snyder Mackler(1993)는 최근의 활동으로 인하여 근육의 힘 발생능력이 감소된 상태라고 정의하였다[3][4]. 이러한 근피로는 근육활동을 위한 화학적 연료의 고갈과 근육 물질대사 시 발생하는 부산물을 신속하게 제거하기 위한 순환계 작용의 능력부족으로 나타난다. 근수축시 근육은 혈액의 흐름이 제한되고 이로 인한 산소의 불충분한 전달로 ATP생성이 줄어든다. 또한 발생하는 젖산의 분해가 필요한 양 만큼 일어나지 못해 근피로가 쌓이는 것이다. 혈액순환이 적절히 이루어지지 않고, 근육의 수축으로 인한 대사산물이 쌓일수록 근세포는 산소부족으로 인해 수축과 이완을 할수 없게 되는데, 이를 근육의 긴장(muscle tone)이라고 한다.

근긴장이 불수의적으로 일어나는 질병은 선천성 근긴장증(Myotonia Congenita), 선천성 이상근긴장증(Paramyotonia Congenita), 근긴장성 이영양증(Myotonic Dystrophy), 진행성 근이영양증(Progressive Muscular Dystrophy)등이 있다. 골격근의 불수의적 근긴장은 그 기능을 제한하고, 골격의 뒤틀림을 일으킨다. 영아, 4~7세의 아동에서 발생하는 경직사경(spastic torticollis)이 이에 속한다. 경직사경은 머리를 지탱하는 근육의 근긴장으로 머리가 한 방향으로 기울어지는 질병을 말한다. 이러한 질병의 진단 방법은 근육의 수축, 이완 운동을 통해 근피로를 유발하고 이때 운동의 반복 속도가 감소하는 정도를 관찰하여 판단한다. 운동의 반복 속도를 관찰하는 진단 방법은 개인적 차이에 따라 반복운동의 횟수 및 정도, 지속 시간이 다양하게 나타난다. 따라서 전문의의 경험에 크게 좌우되며, 객관적이지 못하다. 비교적 객관적인 방법으로 사용되고 있는 Modified Ashworth Scale(MAS)법과 기계적 특성을 이용하는 방법이 있다.

MAS법은 근경직의 정도를 0~4 Stage의 등급으로 나누어 피검자가 스스로 평가하는 방법이다. 이 방법은 피검자의 주관적인 판단에 근거하여 등급이 결정됨으로 객관적이지 못하다[5]. 기계적 특성을 이용하는 방법은 객관적이며 비침습적 방법으로 근긴장의 측정과 분석이 용이하다[6][7]. 이 방법은 목표 근육에 자기장을 이용한 진동을 인가하고, 접촉된 기계적 특징에 따른 진동이 변형된 정도를 가속도 센서를 이용하여 측정한다. 이를 통해 물질의 탄성을 산출하여 단단한 정도(stiffness)를 나타낸다. 이 방법은 매우 작은 근육, 길이가 긴 근육, 비만형 근육 또한 다른 근육의 아래에 놓여 있는 깊은 근육에 대해서는 그 측정 결과를 신뢰 할수 없다.

근긴장은 지속적 근피로에 의해 발생됨으로 근피로를 비침습적이며, 객관적으로 측정하면 근긴장을 측정 할수 있다. 먼저 근피로가 유발되었음을 판단하기 위해 사용하는 방법은 혈액중 산소의 농도[8], 근육중 간질액의 농도(pH)[9], 근육에서 발생한 근력[10], 혈중 젖산 농도[11], 근육의 단단한 정도[12-15], 표면 근전도(SEMG, surface electromyographic)[16-23]를 측정하는 방법이 있다. 이중 표면 근전도를 측정하는 방법은 비침습적이며, 전극의 탈부착이 용이하여 주로 운동 생리학 및 운동 역학 분야에서 유용하게 사용되고 있다. 근전도 측정을 이용한 근피로는 근육의 인접한 피부의 표면에서 신경신호를 측정하고, 제곱평균(RMS, root mean square)와 중간값 필터(MDF, median frequency)를 이용하여 신호 처리하여 나타낸다[17][24-27]. 그러나 운동 후·중인 근육에서 측정한 표면 근전도는 근육 외에 주변 근육의 영향이 모두 나타난다. 또한 전극의 접촉 부분에 이물질이 유입 될수 있고, 동잡음(motion artifact)의 영향으로 측정 결과의 정확성, 신뢰성에 한계가 있다.

근피로를 측정하는 새로운 방법으로 초음파를 이용하는 방법이 있다. 초음파를 이용하여 인체 내부의 구조적 정보를 획득하여 근육의 수축 및 이완를 나타낼수 있다. 초음파를 이용한 근수축의 측정에 대한 연구는 등척성 운동을 실행하는 동안 초음파가 미치는 인체의 가장 인접한 근육 및 주변 근육의 변형을 포괄적으로 측정 할수 있다 [28-31]. Shi Jun et al.의 연구에서 절단 수술을 받은 환자의 남아있는 근육에서 수의 적 등척성 운동중 근육의 형태적 변위를 B모드 초음파 영상을 추적 하였다. 이때 초음파 영상으로 추적된 근육의 변위의 정도에 따라 인공보조기를 제어하는 것에 대한

가능성을 제시하였다[28]. Jing-Yi Guoa et al의 연구에서는 등척성 운동으로 근피로를 유발한 후, 발생한 근긴장에 의한 근육의 두께 변화를 초음파 영상(sonomyography)을 이용하여 측정하였다. 이를 통해 근육의 형태적 변위로 근긴장의 측정 및 평가에 대한 가능성을 보인바 있다[30][31]. 그러나 sonomyography를 통한 연구에서 근긴장 유발시 근육의 부피의 변화만을 관찰 하였다. 이는 근력의 증대에 의한 근비대(myohypertrophia)에 의한 것이며, 근육의 수축으로 발생한 근긴장이 축적되어 나타나는 근경직과는 차이가 있다.

본 연구는 이러한 한계를 보완하기위해 인가 압력에 따른 기계적 탄성(elasticity)을 인체 근육에서 측정 가능한 시스템을 설계하고, 이 시스템을 이용하여 근경직을 판단하는 방법을 제안하고자 한다. 근긴장을 측정하기 위해 탄성도 측정 프로브를 설계하였다. 또한 탄성도 측정 및 분석 시스템을 설계 하였으며, 플라스틱 팬텀을 이용하여 설계된 시스템을 검증 하였다.

설계된 시스템을 이용하여 근경직도 측정을 위한 선행 연구를 시행하였다. 하지 대퇴직근의 등척성 운동의 토크(torque)을 단계별로 유지하면서, 근긴장을 설계된 시스템으로 측정 하였다. 그 결과를 동시에 측정한 토크와 EMG의 결과와 비교, 분석 하여, 설계된 시스템이 근긴장을 측정 가능함을 보였다. 선행연구 결과를 바탕으로 근경직을 측정 위한 가설을 제시하고 이를 위한 검증 실험을 수행하였다. 그 결과, 근긴장이 발생하였고, 근육의 긴장의 변화를 관찰하여 근경직을 분석하였다. 설계된 근탄성도 측정 시스템을 이용하여 근경직을 평가 할수 있음 확인하였다. 초음파 탄성 분석법을 이용한 근경직의 객관화 연구가 가능함을 확인하고, 이를 연구 결과로 제시하는 바이다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 생리학적 이론

#### 2.1.1 근 조직

인간이 한 장소에서 다른 장소로 이동한다든지, 어떤 목적을 위해 행해지는 신체적 활동은 골격과 근육의 작용에 의해 발생한다. 근육에는 골격근, 평활근, 심근등이 있으며, 운동이나 이동에는 주로 골격근을 사용한다.

근육은 힘줄에 의해 뼈에 연결되어 있으며, 결합조직에 의해 같이 묶여진 수많은 근섬유를 뜻한다. 근원섬유는 암대와 명대로 나뉘져 있으며, 이는 굵은 필라멘트라고 하는 미오신과 가는 필라멘트인 액틴이 겹쳐진 구조로 근절을 이루고 있다. 그림 2.1은 근육의 종류별 구조를 나타내고 있다. 수축은 미오신과 액틴의 사이에 가교(cross-bridge)로 연결되어 있다.

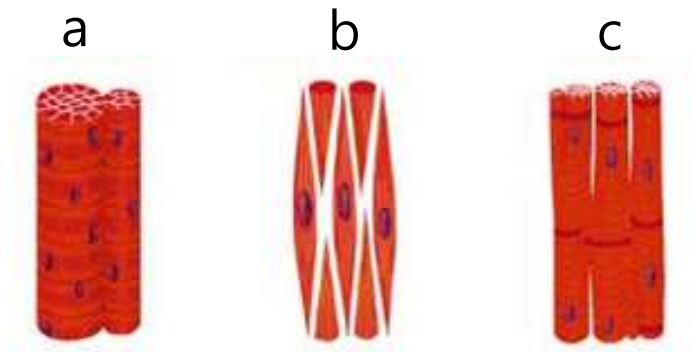


그림 2.1 근육의 종류, a:골격근, b:평활근, c:심근

가교는 끝부분에 액틴과 연결되는 부분과 ATP와 결합되는 부분이 있어 필라멘트 활주 메커니즘(sliding-filament mechanism)에 의해 수축과 이완을 일으킨다. 이는 결국 골격을 움직이는 힘(토크, Torque)을 생성하게 된다.

필라멘트 활주 메커니즘은 액틴과 미오신의 작용에 의해 발생한다. 신경전달 물질에 의한 활동전위가 근원 섬유의  $Ca^{2+}$ 를 증가 시킨다. 세포질로 유입된 칼슘은 가교가

액틴에 결합되게 한다. 높은 에너지의 가교가 결합 구조의 방출을 유도하고 결합된 가교를 이동(파워스트로크)시키며, ADP를 해리 시킨다. 이때, 미오신 섬유가 액틴을 끌어당겨 근질을 짧게하고 근 수축이 일어난다. 이후 ATP와 결합에 의해 액틴과 미오신간의 연결을 해체한다. ATP는 가수분해에 의해 에너지 형태로 파워스트로크 이전의 미오신 상태로 돌아가면서, 이완이 일어난다. 그림 2.2는 활주 메커니즘을 나타내고 있다(<http://legacy.owensboro.kctcs.edu>).

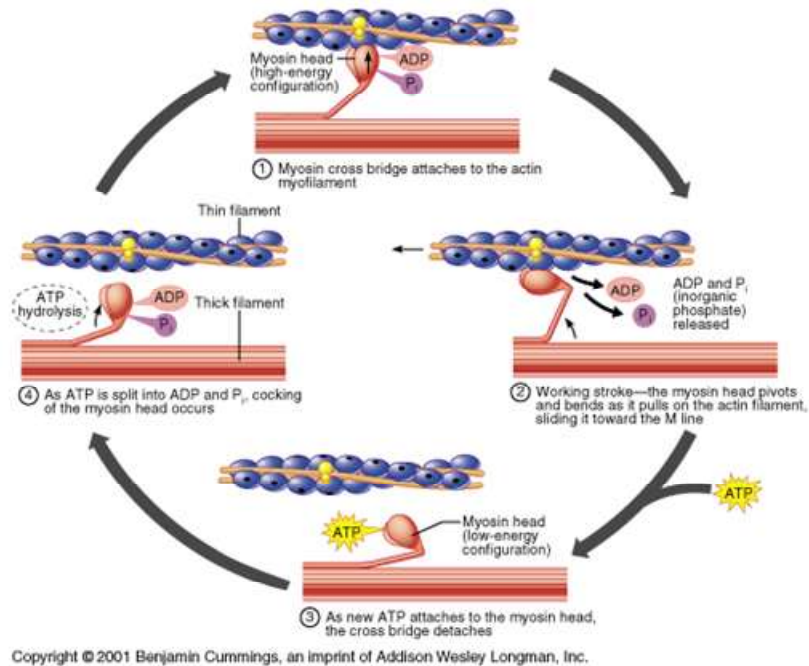


그림 2.2 근원섬유의 필라멘트 활주 메커니즘

근섬유가 수축, 이완 활동을 계속하면, 수축 과정 동안 ATP분자는 분해되는 만큼 필요하다. 이를 위해 크레아틴 인산에 의한 ADP 인산화와 미토콘드리아에서 ADP의 산화적 인산화, 세포질에서 혈액내 포도당을 분해하는 해당과정에 의한 ADP의 인산화등으로 ATP를 합성한다. 이중 운동의 강도가 ATP분해 속도의 70%를 초과하게 되면, 해당과정이 필요한 만큼의 ATP생성을 담당하게 된다. 이때 해당과정에 상응하는 젖산의 생산을 동반한다.

### 2.1.2 근 수축

근섬유의 기계적 동작에 관해 A.V.Hill의 연구에서 3가지 요소로 분리하고, 모델을 제시하였다[32]. 이를 발전시켜 J.A.C. Martines et al.들은 골격근의 수학적 모델을 이용하여 3차원의 변위를 산출하여 밝힌바 있다[33]. A.V.Hill의 모델을 그림 2.3에 나타내었다.

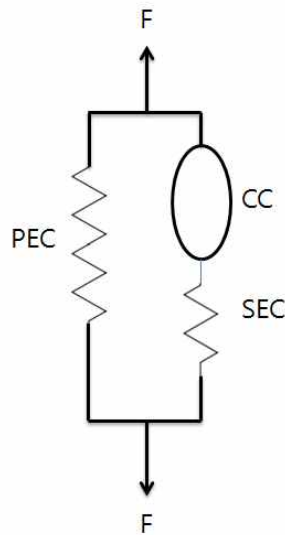


그림 2.3 Hill's의 근육 모델, CC: contractile component,  
SEC: series elastic component, PEC: passive elastic component

Hill's의 모델에서 CC는 근섬유의 힘에 관련된 요소이며, 액틴과 미오신의 가교로 대표 될수 있다. SEC는 능동적 동작의 근탄성 요소, PEC는 수동 근탄성 요소로 구성되어 있다. CC와 SEC는 직렬이며, PEC와는 병렬관계가 있음을 나타낸다(식 2.1). 이 모델에서 수의적 근수축을 의미하는 능동동작(active behavior)에 관련된 요소를 간단하게 나타내면 그림 2.4의 CC와 SEC로 구성된 형태로 간단히 나타난다.

$$F_M = F_{PEC} + F_{SEC} \quad (\text{식 2.1})$$

$$F_{CC} = F_{SEC}$$

$$L_M = L_{PEC}$$

$$L_M = L_{SEC} + L_{CC}$$



그림 2.4 모식화한 근섬유 모델

능동동작은 근육의 신경신호에 따라 SEC와 CC에 있는 액틴과 미오신이 결합을 의미 한다. 이때 CC에서 힘이 발생하고, 발생된 힘에 의해 액틴이 미오신사이로 끌려들어간다. 따라서 SEC의 근섬유의 길이변화가 발생하는 것이다. 등척성 운동은 CC에서 힘만 발생하고 SEC의 길이변화는 없는 운동이며, 등장성 운동은 CC에서 발생된 힘에 의해 골격이 변화하여 SEC의 길이변화를 일정하게 하는 운동을 말한다. 따라서 등척성 운동을 통한 능동조절 상태의 근긴장은 가교의 탄성만을 의미한다.

### 2.1.3 근 피로

골격근의 근섬유가 수축, 이완 작용이 지속될 때, 근섬유에서 발생하는 장력은 결과적으로 줄어든다. 지속적 운동의 결과로 인한 장력의 감소가 근피로이다. 이때는 단축 속도와 이완율이 느려진다. 수축 활동이 근피로 없이 지속되면, ATP농도가 강직된 형태로 결합되어 근섬유를 손상 시킬 수도 있다. 이를 방지하기 위해 근 피로가 발생한다고 할수 있다. 근피로의 영향을 미치는 요인은 젖산의 축적으로 인해 높아진 수소이온 농도로 단백질 구조의 활성을 변화시킨다. 근 활동전위가 근섬유의 회주세관을

따라 전도되는 것을 실패하거나, 강도 높은 활동을 하는 동안에 근섬유 내에 ADP와 무기 인산의 축적으로 ATP의 고갈로 인해 가교 회로의 액틴 결합해제를 저해 할수 있다. 이외에도 중추지령 피로등이 있다.

근피로를 유발 시키는 운동에는 등척성운동과 등속성운동 등이 있다. 이중 근섬유의 길이 변화 없이 토크를 발생시키는 등척성 운동은 액틴과 미오신 사이의 가교의 결합 수에 따라 그 정도가 나타난다. 등속성 운동은 근육의 수축, 이완을 통해 근육내의 물질대사를 급속도로 증가시켜 가교의 결합을 일으키고, 근 섬유내 에너지 부족에 의해 근피로를 일으키게 된다.

#### 2.1.4 근 경직

근경직은 근육이 초과 수축함으로써 근육의 흥분성이 이상 상태에 있을 때 나타나는 현상이다. 이러한 현상은 근피로에 의해 발생되어 ATP의 양이 필요한 만큼으로 회복되기 전에 나타난다. 과격한 근수축은 근육의 긴장이나 저항을 발생시킨다. 이는 근육내에 젖산 및 대사 물질의 축적으로 인해 체액의 흐름이 느려지기 때문이다. 또한 수분증발에 의한 혈액과 근육 내의 식염의 소실, 근육내 비타민의 고갈등이 함께 발생된다. 급격한 운동의 시행 후, 중지했음에도 빠르게 호흡을 수분동안 유지하는 이유는 축적된 젖산 및 대사물질을 환원시키고, 근육을 이완시키기 위함이다.

근경직으로 알려진 현상은 일반적으로 물리적 노동, 무거운 물건을 운반한 후, 일정 시간 후에 의자에서 일어선다든지, 보행중에 계단을 오를 때, 심한 통증이 느껴지고, 근육의 힘줄이 도드라져 나타날 때와 같이 근육이 단단해져 있는 상태와 일반적인 근육의 상태에서 수축된 상태로 유지되는 경우를 근경직이라고 말할수 있다.



## 2.2 탄성도 측정 이론

고체 재료의 특성을 나타내는 탄성(elasticity)은 힘을 인가 한후, 제거 하였을 때, 모양이나 크기를 유지하기 위해 발생하는 복원력으로 정의 할수 있다. 이러한 특성을 식 2.2의 후크의 법칙(Hook's law)으로 나타낸다.

$$F = -k\Delta x \quad (\text{식 2.2})$$

식 2.2에서  $\Delta x$ 는 확장(extension),  $F$ 는 힘(force),  $k$ 는 비례 상수(constant of proportionality)이다. 이 식을 1차원으로 일반화하면, 응력(stress)은 본래의 모양이나 길이, 크기에서 변화된 변위(strain)에 대해 비례한다. 이때 적용되는 계수를 modulus 라고 하며, young's modulus(영률), shear modulus(전단 탄성률), bulk modulus(체적 탄성률)가 있다.

인체의 기계적인 물성치는 물체의 탄성과 액체의 점성을 함께 가지고 있는 점탄성(visco-elasticity)이다. 따라서 물체의 탄성원리를 이용하여 인체내 근육의 경직도를 나타낼 수 있다.

### 2.2.1 응력 및 변위

응력은 물체에 외부의 힘이 작용했을 때, 원형을 지키려는 물체 내부의 저항력을 말한다. 단면에 수직으로 인가되는 외력을 수직 응력이라 하고, 외력이 인장 하중일 때 인장 응력, 압축 하중일 때 압축 응력이 된다. 변위는 물체에서 힘이나 하중에 의하여, 이에 비례하는 변형을 의미한다. 단위 길이당 발생하는 변형량을 변형률 또는 변위 라고 한다. 이것을 식으로 나타내면 하중 작용전의 거리를  $L_0$ 라하고 하중으로 인해  $\delta$  만큼 변형이 발생하였다고 하면 그림 2.5와 식 2.3로 나타난다.

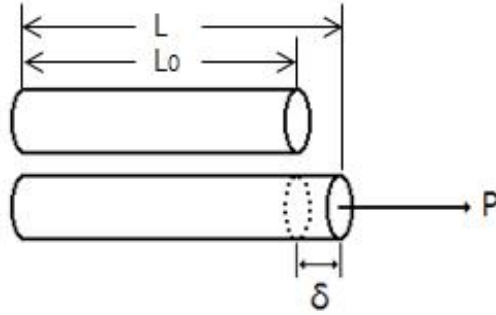


그림 2.5 외력에 의해 변형이 발생하고 있는 환봉

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (\text{식 2.3})$$

여기서  $L_0$ 와  $\delta$ 는 길이의 단위이므로 변형률은 무차원의 양이다. 이때  $\epsilon$ 을 공칭 변위 (nominal strain)이라 한다.

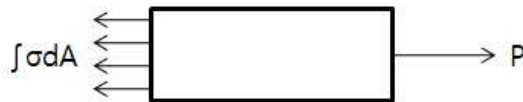


그림 2.6 자유물체도

그림 2.6을 보면 외력  $P$ 가 내부반력  $\int \sigma dA$ 와 평형을 이루고 있다. 여기서  $\sigma$ 는 단면에 수직인 응력이고  $A$ 는 봉의 단면적이다. 평형방정식은 식 2.4와 같이 나타난다.

$$P = \int \sigma dA \quad (\text{식 2.4})$$

여기서 만약 응력이 면적  $A$ 에 균일하게 분포되어 있다면, 즉  $\sigma$ 가 일정하다면 식 2.5로 표현되며, 공칭 응력(nominal stress)을 나타낸다.

$$P = \sigma \int dA = \sigma A, \quad \sigma = \frac{P}{A} \quad (\text{식 2.5})$$

### 2.2.2 탄성률(elasticity)

물체에 미치는 힘에 의해 발생하는 변형은 장력(tension) 변형, 층밀리기 변형, 유압 변형 등 각각 다른 형태를 갖지만, 공학적으로 유용한 한도 내에서 변형은 인가 힘, 즉 힘에 대해 비례관계에 있다. 그 비례상수를 탄성계수라고 한다. 임의 재료의 탄성 특성 및 단단함(stiffness)을 나타내는 척도로서 재료 내 임의의 공간위치와 시간에 대하여 응력과 변형률 사이의 비례계수이다. 임의의 상태에서 물체에 가한 힘과 그것에 의한 변형은 비례관계에 있다. 어떤 종류의 변형에 대해서는 양쪽의 비가 물체의 모양이나 크기에 따르지 않는 물질 고유의 상수가 된다.

### 2.2.3 영률(Young's modulus)

철사나 막대의 신장(extension)·수축(contraction) 정도를 나타내는 것을 영률 또는 늘어남 탄성률이라 한다. 막대(철사)의 단위단면적에 걸리는 힘  $F$ 와, 그것에 의해 생기는 막대의 신축률(단위길이 당 신축량)  $A$ 와의 비  $F/A$ 로 표시한다. 막대의 굵기나 길이에 관계없는 물질 고유의 상수로 이것이 큰 재료일수록 신축력이 약하다. 막대가 늘어났을 때 그 굵기는 가늘어지지만 이 경우, 길이의 늘어난 비율과 굵기의 수축률의 비도 각각의 물질에 따라 일정한 값을 가진다. 그림 2.7은 인체의 기계적 특성을 응력-변형률 곡선으로 나타내었다. 그림 2.7에서 일반적인 연성 재료의 응력-변형률 곡선이다. 여기서  $\epsilon_{yp}$ 는 항복변위,  $\epsilon_u$  인장변위,  $\epsilon_f$  파단변위,  $\sigma_{ys}$  항복강도,  $\sigma_{uts}$  인장강도 이다.

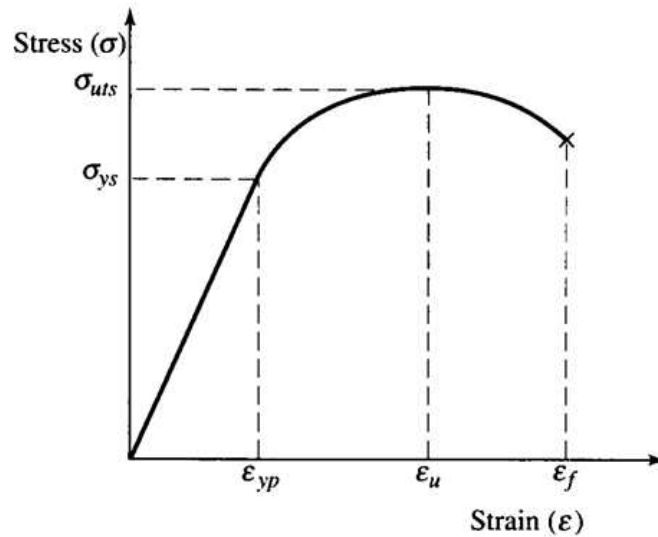


그림 2.7 응력-변형률 곡선

#### 2.2.4 영률의 측정 이론

물체의 탄성을 측정하는 방법은 인장, 압축 시험이 있다. 주로 압축 시험은 물체가 인가 압력에 대한 변형을 측정하여 비례 계수로 나타냄으로써 탄성률을 나타낸다. 또한 일반적인 인장, 압축 시험은 측정하고자하는 물체의 전면에 압력을 인가하여 변형을 측정하여야 한다. 물체의 일부분을 적출이 불가능하거나 적출 시 그 특성을 상실하는 인체의 경우는 주로 압입시험(indentation test)을 실시한다. 압입시험은 물체에 특정 면적만 압력을 인가하여, 물체의 특성을 알아낸다. 이를 위한 수학적 모델이 사용된다. 인체의 조직에서 탄성률을 측정한 연구는 Fung YC.의 저서나 P.Bawa at el, 등의 연구에서 실제 측정되었고, 침습적인 방법으로 압입시험을 시행하여 탄성을 측정하였다[34][35]. 또한 수학적 모델에 의해 제시된 바 있다.

이러한 연구들은 인체 조직이 인가 압력에 대해 등방성(isotropic)이며, 비압축성(incompressibility)임을 가정한다. 압축이나 인장 시험시 발생하는 가로방향의 변형인 포아송 비(Poisson's ratio)는 0.5로 완전 비압축성 재료로 가정하며, 인체와 같은 점탄

성인 경우, 이 영향은 무시한다. 구조적인 비선형성은 무시하고 있다. 단 적용 물체의 두께가 두꺼운 경우는 고려하여야 한다.

본 연구에서는 이러한 가정을 바탕으로 연구를 진행하였다. 일반적으로 후크의 법칙을 적용한 선형 탄성의 경우 식 2.6과 같이 나타낼 수 있다.

$$\sigma = E\epsilon \quad (\text{식 2.6})$$

여기서  $\sigma = F/\pi a^2$ 은 응력으로 압입시험에 사용된 인가 압력  $F$ 와 압력이 미치는 면적, 즉 접촉면이 평평한 원통형 모양임으로 지름  $a$ 로 나타낼 수 있다. 그리고  $\epsilon = (x - x_0)/h$ 는 변형으로 변형 정도를 전체 두께로 나눈 값으로 나타낼 수 있다. 이 변형 정도를  $\Delta x$ 로 나타낼 수 있다. 이때 식 2.6은 식 2.7로 다시 나타낼 수 있다.

$$E = \frac{h}{\pi a^2} \frac{F}{x} \quad (\text{단, } x_0 = 0) \quad (\text{식 2.7})$$

$F$  : the force applied to the indenter  
 $E$  : the Young's modulus of the tissue  
 $a$  : the radius of the indenter  
 $x$  : the location of contact  
 $h$  : the thickness during indentation

식 2.7은 압입시험에 사용되는 일반적인 탄성계수 측정식이 된다. 그러나 이 식은 인체와 같은 점탄성의 경우에는 적용이 적절하지 않다. Hayes et al.의 연구에서 연조직에서의 기계적 탄성을 추정할 때, 구조적 계수  $k$ 값을 제시하였다. Zhang et al의 접촉면이 평평한 실린더 모양의 압입장치를 이용하여, 접촉면의 마찰과 큰 변형에 대한 영향을 시뮬레이션 모델을 활용하여 검증하였다. 또한 연조직에서 압입시험 시 탄성도 측정에 대해 ABAQUS 실험 모델을 이용하여 Hayes et al들이 제시한  $k$  값을 수정 하였다. Zhang et al의 연구 결과를 바탕으로 식 2.8에서 조직의 구조적 변수인  $k$  값을 이용하여 수학적 모델을 나타내었다[36][37].

$$E = \frac{F(1-v^2)}{2awk(v, a/h)} \quad (\text{식 2.8})$$

$v$  : the Poisson's ratio  
 $w$  : the indentation depth  
 $a$  : the radius of the indenter  
 $k$  : a geometry factor

식 2.8 을  $k$ 값으로 다시 정리하면 2.9와 같다.

$$k(v, a/h) = \frac{F(1-v^2)}{2aEw} \quad (\text{식 2.9})$$

식 2.9에서 포아송 비,  $v = 0.5$ 를 대입하고, 측정 가능한  $F$ 값으로 다시 정리하고 Zhang의 연구에서 큰 변위에 대한  $k$ 값을  $K$ 의 함수로 근사화 하였다. 식 2.10과 같다.

$$F = \frac{8E}{3} axK\left\{\frac{a}{h}, \frac{x}{h}\right\}, x = x_m - x_0 \quad (\text{식 2.10})$$

그림 2.8에 압입시험의 구조를 나타내었다.  $a$ 는 원통형 압축기의 지름이며,  $h$ 는 측정 조직의 두께,  $x$ 는 압력 인가시 변형된 깊이를 나타낸다.

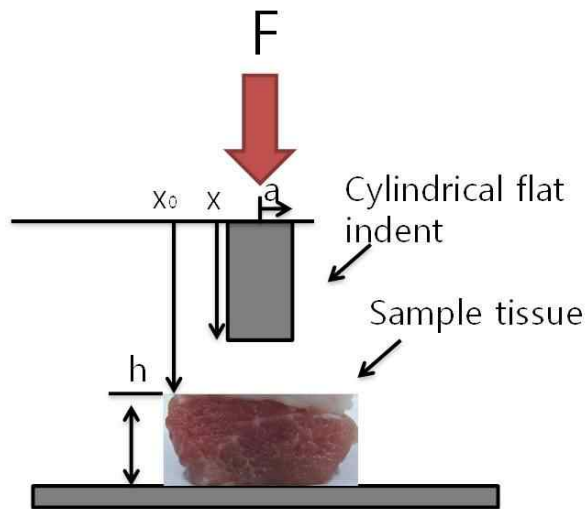


그림 2.8 점탄성 물질의 압입시험의 구조

식 2.10을 Zhang et al,의 결과를 바탕으로  $K$ 값을 식 2.11으로 정리하였다.

$$K = K_0 + K_1 \frac{x}{h} \quad (\text{식 2.11})$$

여기서  $K_1, K_0$ 는 측정하고자하는 표본의 구조적 특성 값이다. Zhang et al의 연구결과를 바탕으로  $K$ 값을 산출하여 표1과 같이 나타난다. 이 표 1은 포아송 비 0.5에 대한 결과 값을 나타내고 있다[38].

식 2.6의  $E$  값을 계산하기 위해 식 2.10에 식 2.11을 대입하여 공칭 응력( $\sigma$ )과 공칭 변위( $\epsilon$ )으로 정리하면, 식 2.12와 같다.

$$\sigma_n = E \frac{8h}{3\pi a} (K_1 \epsilon_n^2 + K_0 \epsilon_n) \quad (\text{식 2.12})$$

여기서  $\sigma_n = F/\pi a^2$ 이며,  $\epsilon_n = x/h$ 이다. 따라서  $x, h$  값과 인가  $F$ 을 이용하여  $E$  값을 산출할 수 있다.

표 1. 포아송비  $\nu=0.5$ 의 Zhang's 의 연구결과 추정된  $K$  값

$a/h$	$K$		<i>Fit Constants</i>		
	$K_0$	$K_1$	$x/h = 0.01$	$x/h = 0.1$	$x/h = 0.15$
0.2	1.23	1.26	1.24	1.36	1.42
0.4	1.68	1.67	1.70	1.85	1.93
0.6	2.15	3.01	2.18	2.45	2.61
0.8	2.75	4.63	2.80	3.19	3.45
1.0	3.54	5.66	3.59	4.11	4.38
1.5	5.90	16.48	6.08	7.51	8.40
2.0	8.81	28.04	9.11	11.56	13.05

## 2.3 로드셀(Load cell)

로드셀은 외력에 대해 비례하여 변하는 탄성체와 이를 전기적인 신호로 바꾸어주는 스트레인게이지(strain gage)를 이용한 하중감지센서이다. 상업용 전자저울에서부터 산업용 대용량 전자식 계량기에 사용되고, 각종 산업분야의 공장제어, 자동화 분야에서 광범위하게 사용되고 있다.

로드셀은 스트레인 게이지를 부착한 탄성 소재로 구성되어 있다. 질량이 가해지면 소재는 탄성 거동을 하고, 스트레인 게이지는 가해진 질량에 직접적으로 상응하는 저항변화를 일으킨다. 결국 로드셀은 하중 변화를 저항의 변화로 변화시켜주는 전기적인 장치이다.

### 2.3.1 스트레인 게이지의 원리와 구조

스트레인 게이지는 물리적인 변형량을 전기적인 신호로 바꾸어 피측정물의 변형량을 측정하는 저항센서이다(그림2.9). 금속저항체를 당기면 길어지는 동시에 가늘어져 전기 저항값( $R$ )이 증가하고 반대로 압축되면 전기저항이 감소한다.  $R$ 은 식2.13으로 나타낼 수 있다.

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (\text{식 2.13})$$

여기서  $L$ 은 저항체의 길이,  $A$ 는 단면적,  $\rho$ 는 비저항이다. 따라서 같은 소재의 저항체인 경우, 길이가 길어지고 단면적이 좁아질수록 큰 저항값을 가진다. 저항체를 측정하고자 하는 물체에 부착시켜 길이 방향으로 이완, 수축시킬 때, 그 변형량에 비례하여 저항값의 변화가 생긴다. 특히 부착시키는 저항체가 얇고 가늘수록 피측정물과 같이 거동함으로 물체의 변형량을 충분히 전달해주게 된다.



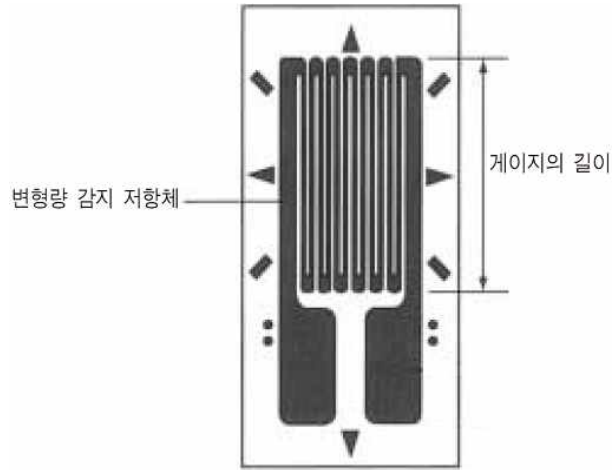


그림 2.9 스트레인 게이지의 구조

### 2.3.2 로드셀의 기본원리

로드셀은 힘이나 하중 등의 물리량을 전기적 신호로 변환시켜 힘이나 하중을 측정하는 하중감지센서이다. 물체는 힘이나 하중에 따라 비례하는 변형이 발생하며, 단위 길이당 발생하는 변형량을 공칭 변형률이라고 한다. 이때 발생하는 변형률은 힘이나 하중의 크기에 직선적으로 변화하는 특징을 가지고 있다. 이를 위하여 개발된 측정소자가 스트레인 게이지이다. 로드셀은 힘이나 하중에 대하여 구조적으로 안정된 변형을 발생시키는 탄성 변형체(elastic strain member)이다. 로드셀의 수감부에서 발생하는 물리적 변형을 부착된 스트레인 게이지를 이용하여 전기저항 변화로 변환된다. 정밀 저항 계측용 회로인 휘스톤 브릿지(Wheatstone Bridge)를 통해 미약한 전기적 신호를 획득 할수 있다. 그림 2.10은 하중에 의한 탄성변형체의 변형과 여기에 부착된 스트레인 게이지 거동을 도식적으로 나타냈다.

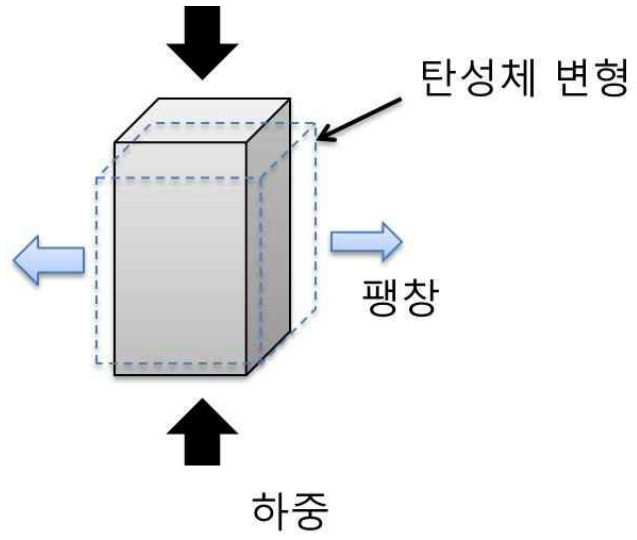


그림 2.10 변형률 발생 원리

## 2.4 초음파에 의한 물체의 변위 추적

초음파 신호를 대상 물체에 주입하면, 신호는 물체 내부로 전파된다. 이때 진행파는 물체 내부의 음향 임피던스의 차이에 따라 반사 신호를 발생시킨다. 음향 임피던스의 경계에서 돌아온 반사 신호를 분석하여 물체의 내부 정보를 파악한다. 물체 내부에서 전파되는 초음파는 반사 신호들 간의 중첩 현상으로 인해 규칙적인 스펙클 패턴(speckle pattern)을 형성한다[39]. 물체에 압력을 인가하기 전과 후의 스펙클 패턴은 인가 압력 만큼 물체의 내부가 변형되어, 스펙클 패턴에 반영 된다. 이때 초음파 반사 신호에서 변형된 스펙클들의 시간 지연을 측정하여 물체의 변위를 측정한다. 연속적인 압력 인가에 따른 스펙클 패턴의 지연을 추적하면, 초음파의 진행 방향의 깊이별 부분 변위를 측정할 수 있다[40][41].

대상 물체에 가해진 압력과 물체 내부에서 초음파의 진행 경로에 따른 부분별 변위를 이용하여 물질의 영률을 구한다(식 2.5). 초음파 신호의 스펙클의 시간 지연은 두 신호의 상호 상관관계(cross-correlation)를 계산함으로써 측정이 가능하다. 이 과정에서 압력인가 전과 후, 신호를 위상 단위로 나누어 시간지연을 산출하게 된다. 이를 phase sensitive cross-correlation이라고 하며, 이때 위상의 크기를 커널사이즈(kernel size)라고 한다[40][41]. 압력 인가 전 신호  $r_1(t)$ , 후 신호  $r_2(t)$ 에서  $t = t_0$  때의 상호 상관 함수는 식2.14와 같다.

$$\hat{R}(t_0, t_0 + \tau) = \frac{1}{T} \int_{t_0 - \frac{T}{2}}^{t_0 + \frac{T}{2}} r_1^*(t) r_2(t + \tau) dt \quad (\text{식 2.14})$$

$\tau$ : The correlation lag

\*: Complex conjugation

식 2.14 에서  $\tau$ 는 시간 지연이며,  $T$  는 커널사이즈이다. 그림 2.11은 두 신호 ( $r_1(n), r_2(n)$ )에서 시간 지연이 발생하였음을 나타내고 있다.

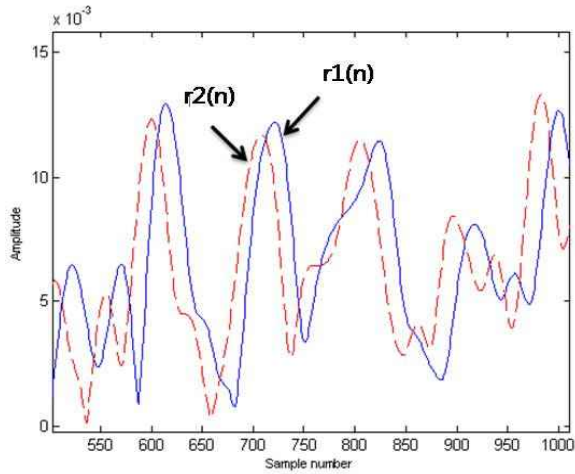


그림 2.11 압력 인가 전( $r_1(n)$ )과 후 초음파 신호( $r_2(n)$ )

커널별로 나누어 시간지연을 구하는 것을 스펙클 추적이라고 한다. 효과적인 커널 사이즈를 결정하기 위해 Lubinski[40]의 연구에서 최적화한 FWHM(full half width maximum)방법이 사용되었다. 이 방법은 초음파 임펄스를 자기상관(auto-correlation) 하여, 그 최고값의 절반값의 폭으로 결정한다. 식2.14를 이용하여 구한 최고 상호상관 계수(maximum cross-correlation coefficient)를 식2.15와 같이 정규화(normalization) 한다.

$$\hat{\rho}(t_0, t_0 + \tau) = \frac{\hat{R}(t_0, t_0 + \tau)}{\sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0 - \frac{T}{2}}^{t_0 + \frac{T}{2}} r_1^*(t) r_1(t) dt \frac{1}{T} \int_{t_0 - \frac{T}{2}}^{t_0 + \frac{T}{2}} r_2^*(t + \tau) r_2(t + \tau) dt}} \quad (\text{식 2.15})$$

$T$ : Kernel size

$\hat{\rho}$ : Cross correlation coefficient

이때 최고값에서의 시간 지연( $\tau$ )을 구한다. 산출된 시간 지연은 초음파 신호에서는 거리로 나타남으로 이는 물체의 상대적인 변위값이 된다[16]. 식2.15에 의해  $\tau$ , 변위가 산출되고, 식2.12에서 보인 탄성도 추정 식의  $\epsilon(x/h)$ 에 적용되어, 변형률을 산출하게 하였다.

## 제 3 장 제안하는 근경직도 측정 이론

### 3.1 근긴장도 측정 이론

Hill's의 근섬유 모델의 등척성 운동시 근섬유는 작용 방향에 대해 수축과 이완을 반복하여 일정한 토크를 유지하게 된다. 이는 SEC의 변화 없이, CC에서 토크만을 발생하는 것이다. 그림 3.1은 등척성 운동시 근장력과 발생 토크의 관계를 나타내고 있다. 관절을 들어올리는 운동중에는 대퇴직근에서 발생된 장력이 관절의 토크와 동일하다. 등척성 운동의 경우는 관절각이 고정됨으로 근섬유의 길이 변화는 없고 발생 토크만이 대퇴직근의 장력을 의미한다. 이때 근섬유 가닥은 그림 3.2와 같이 장력( $F_t$ )을 가진다. 압입시험 중 그림 3.2의 화살표 지점에 압력을 인가하면, 그림 3.3과 같이 인가 힘에 대해 근섬유가 구부러져서 장력이 분할된다. 장력의 합력 만큼 반발력( $E_t$ )이 발생한다. 반발력은 인가 압력에 비례하여 발생한다. 사이각이  $90^\circ$ 를 가정하면, 인가 압력에 대한 반발력은 식 3.1와 같다.

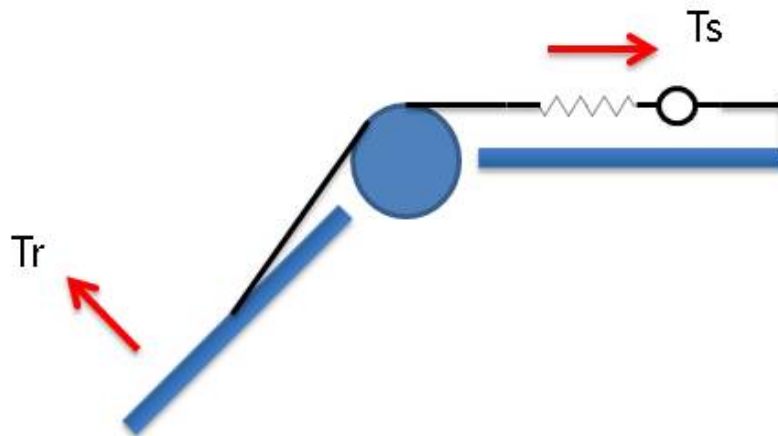


그림 3.1 근장력과 관절 토크

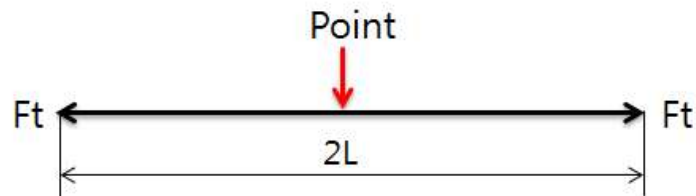


그림 3.2 등척성 운동중 근섬유의 장력( $F_t$ :tension)

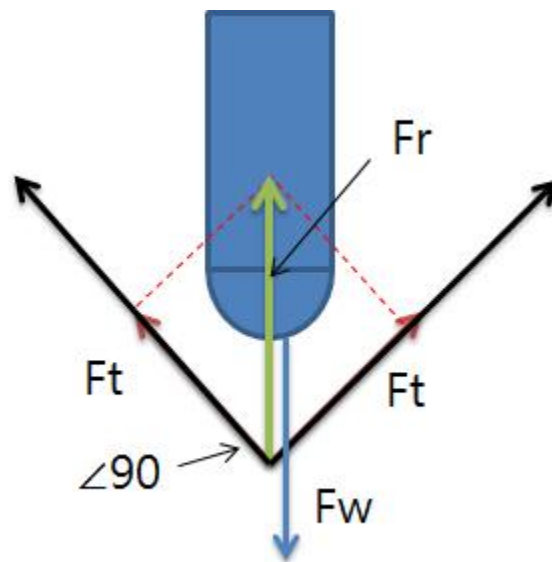


그림 3.3 압입시험기에 의한 힘( $F_w$ )에 대한 반발력( $F_r$ )의 발생

$$F_r = \sqrt{2} F_t, F_w \propto F_r \quad (\text{식 3.1})$$

인가 압력이 일정할 때, 근섬유의 장력이 증가하면, 반발력도 증가한다. 그림 3.4에서 인가 압력에 따른 장력에 의해 반발력이 결정됨을 나타내고 있다. 반발력은 식 3.2와 같이 장력이 비례하여 증가한다.

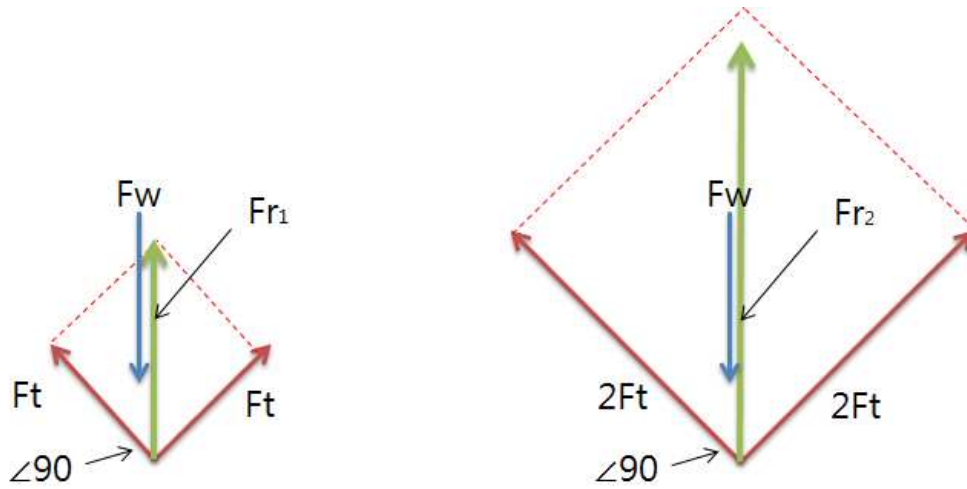


그림 3.4 장력에 따른 반발력의 차이 a(좌), b(우)

$$F_{r1} = \sqrt{2} F_t, F_{r2} = 2\sqrt{2} F_t \quad (\text{식 3.2})$$

이때 인가 압력에 따른 변위는 그림 3.5와 같다. 근점유에서 화살표 부분에 일정한 압력을 인가한다면, 압력에 따른 밀려들어간 변위는 장력에 반비례할 것이다.

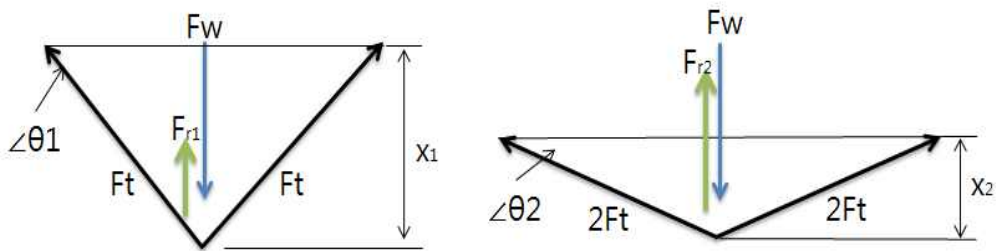


그림 3.5 장력에 따른 변위 차이 a(좌), b(우)

발생된 힘에 대해 정리하면, 식 3.3과 같다.

$$F_{r1} = 2F_t \sin \theta_1, F_{r2} = 4F_t \sin \theta_2 \quad (\text{식 3.3})$$

$$\theta_1 = \sin^{-1}\left(\frac{F_{r1}}{2F_t}\right) \gg \theta_2 = \sin^{-1}\left(\frac{F_{r2}}{4F_t}\right) \quad (\text{식 3.4})$$

$$x_1 = L \sin(\theta_1) \gg x_2 = L \sin(\theta_2) \quad (\text{식 3.5})$$

식 3.3을 통해 각  $\theta_1, \theta_2$ 가 유도 된다(식 3.4). 근섬유의 길이( $L$ )을 이용하여 밀려들어 간 변위를 유도 할수 있다(식 3.5). 따라서 식 2.5의 선형 탄성식을 적용하면, 식 3.6과 같고, 따라서 근긴장이 탄성 분석법을 통해 측정 가능하다.

$$E_{t1} = \frac{F_{r1}}{x_1} \ll E_{t2} = \frac{F_{r2}}{x_2} \quad (\text{식 3.6})$$

$E_t$  : elasticity of tension

이를 검증하기 위해 등척성운동의 발생 토크에 대해 근탄성을 측정하고, 분석위한 실험을 진행하였다.

### 3.2 근경직도 측정 이론

근경직은 불수의적으로 발생된 근긴장으로 정의한다. 따라서 근피로시 측정된 근긴장( $E_i$ )은 근경직이 포함되어 있음을 가설하였다. 이를 식 3.7로 정리하였다.

$$E_i = E_t + E_r \quad (\text{식 3.7})$$

$E_i$  : instant elasticity

$E_r$  : elasticity of rigidity

이를 검증하기 위해 연구를 진행하였다. 근피로를 유발을 위한 운동을 실시하고, 운동중 발생된 토크를 측정하여 근피로가 왔음을 확인한다. 급격한 근피로 상태에서 근긴장을 측정하여 운동전과 후의 근긴장도와 근피로시 발생된 근경직( $E_r$ )을 분석하기 위한 실험을 진행하였다.



## 제 4 장 실험 방법론

### 4.1 실험 설계

제시한 근경직도 측정 이론을 바탕으로 근경직도를 객관적으로 평가하기 위한 실험을 설계하였다. 그림 4.1은 설계된 실험 설계를 나타내고 있다. 실험 설계는 시스템, 실험, 분석의 3부분으로 구성된다. 시스템 부분에서는 근경직을 측정하기 위한 측정 시스템을 설계 및 검증 한다. 실험 부분은 인체 특정 부위의 근육에서 토크를 유발중인 상태에서 설계된 시스템을 이용하여 근긴장 및 근경직 측정에 대한 실험을 진행하였다. 분석 부분은 실험 부분에서 등척성, 등속성 운동을 실시하여 측정된 근긴장도를 근경직도 측정 이론을 바탕으로 분석하여 근경직도를 객관화하고자 하였다.

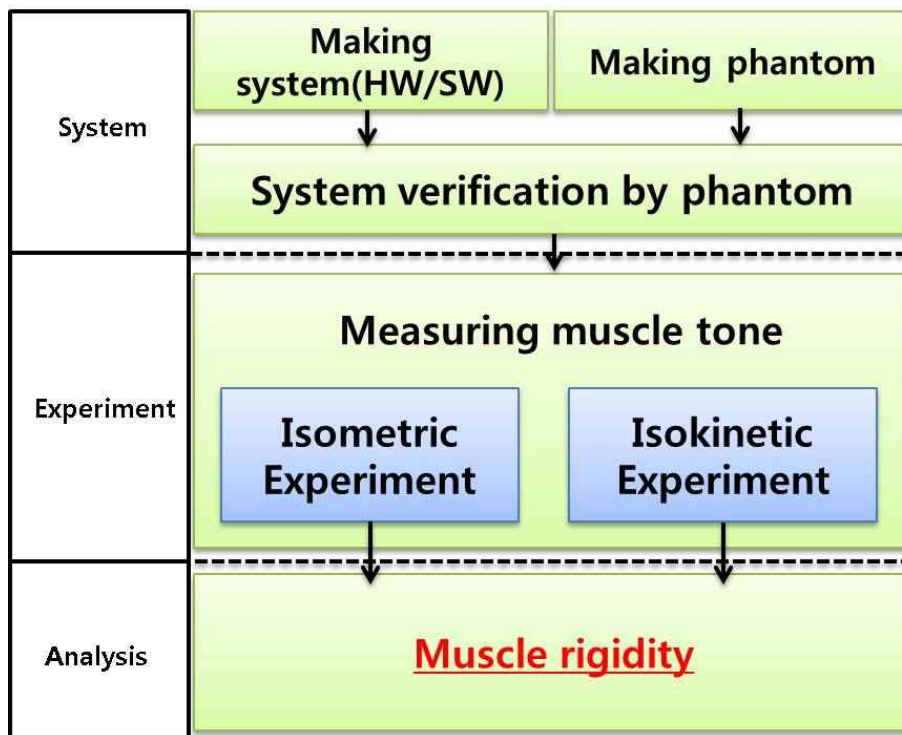


그림 4.1 근경직도 객관화를 위한 실험 설계 블록도

## 4.2 초음파를 이용한 탄성도 측정 시스템

### 4.2.1 개요

비침습적인 근경직도 측정을 위한 측정 시스템을 설계 및 제작하였다. 이 시스템은 근육에서 인가압력에 대한 초음파 신호의 변위를 추적하여 탄성도를 분석한다. 설계된 시스템은 탄성도 측정 프로브와 분석 장치로 구성되어 있다. 측정 프로브는 초음파 센서와 로드셀을 이용하여 제작되었다. 분석 장치는 측정된 초음파 신호에서 상관관계를 분석하여 변위를 측정한다. 플라스틱 팬텀을 이용하여 설계된 초음파 탄성도 측정 시스템을 검증하였다. 플라스틱 팬텀은 연화제와 경화제를 이용하여 탄성도가 차등하게 제작되었다. 설계된 시스템으로 팬텀의 탄성도를 측정하고, 범용 탄성도 측정 장비를 이용한 측정 결과와 비교, 검증하였다. 그림 4.2는 그림 4.1의 실험 설계에서 탄성도 측정 시스템의 제작과 시스템 검증의 과정을 블록도로 나타내고 있다.

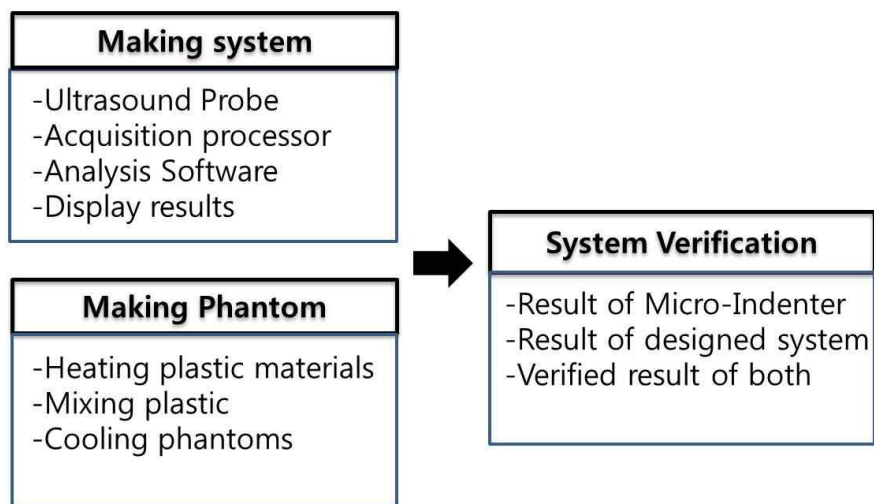


그림 4.2 시스템 검증의 흐름 블록도

## 4.2.2 시스템의 구성

탄성도 측정 시스템의 구성도를 그림 4.3에 간략하게 나타내었다. 설계된 시스템은 탄성도 측정 프로브와 초음파 신호를 발생하여 수집하는 송·수신부, DAQ(ADC보드), 신호 분석 및 처리하는 PC로 구성되어 있다.

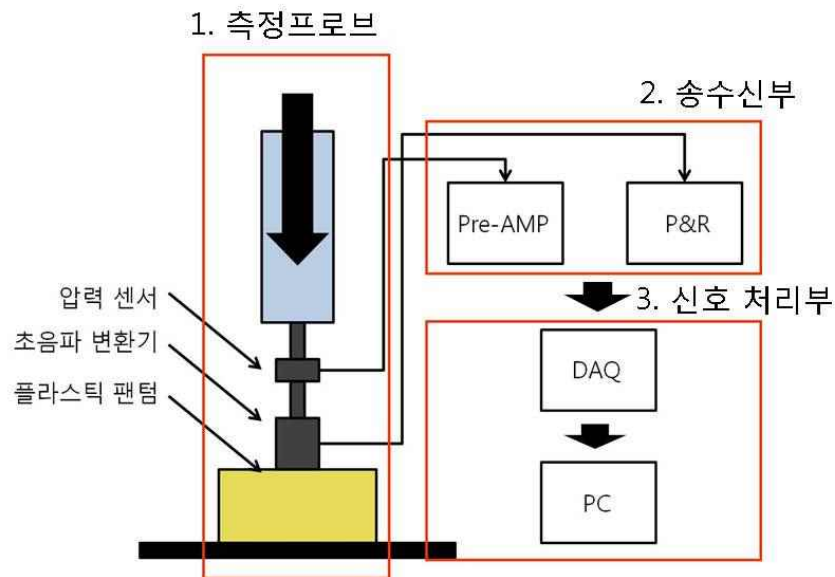


그림 4.3 전체 시스템 구성도

## 4.2.3 탄성도 측정 프로브

인체 근육에서 탄성도를 측정하기 위해 초음파 탄성도 측정 프로브를 설계 및 제작하였다. 설계된 프로브는 초음파 변환기와 압력센서로 구성된다. 사용된 로드셀은 변위에 대한 실제 압력을 측정한다. 일반적인 초음파 탄성 영상이 보여주는 탄성의 차이는 초음파 신호의 형태학적인 변위의 주변에 대한 상대적 값을 나타낸다.

본 논문에서 적용하려는 근육조직과 같은 비교적 부피가 크고, 면적이 넓은 물체에 대해서는 초음파 탄성 영상으로는 그 탄성의 차이가 명확하게 나타나지 않는다. 특정 영역에 대한 실제 탄성도를 측정하기 위해서는 부위에 따라 인가 압력(Load)을 측정할 필요가 있다. 또한 측정하려는 부위에 따라 인가해야하는 힘이 다르며, 측정하고자

하는 근육에 따라 접촉 면적이 차별화 되어야 한다. 근육은 시간과 발생하는 토크에 따라 근 탄성이 변함으로 인가 힘의 측정이 더욱 중요하다. 심장근육 및 민무늬근을 제외하고, 대퇴직근, 승모근과 같이 피부에 가까이 근접해있고, 그 부피가 큰 근육에 대해서는 압력을 외부에서 직접 인가하여, 근탄성을 측정 할수 있다. 따라서 하지 대퇴직근에 대한 실제 탄성도를 측정하기 위해 로드셀을 초음파 변환기와 결합하여 적용하였다.

그림 4.4는 탄성도 측정 프로브를 나타내고 있다. 사용된 초음파 변환기는 공진 주파수 5MHz((주)휴먼스캔)로 주문 제작되었다. 변환기의 초점 거리는 4cm~6cm이며, 파장은 0.3mm, 해상도는 0.5N이다. 공진 주파수는 측정하고자 하는 조직의 깊이와 위치를 고려하여 피부와 피하지방층, 근육층의 두께 측정에 용이하도록 해상도를 선택하였다[42]. 압력 센서는 Honeywell사의 Load Cell Model34를 사용하였다. 일반적인 손으로 누르는 압력인가 정도는 3N 정도이며, 따라서 인가 압력의 범위를 1N 단위로 40N까지로 가정하여 로드셀을 선정하였다.

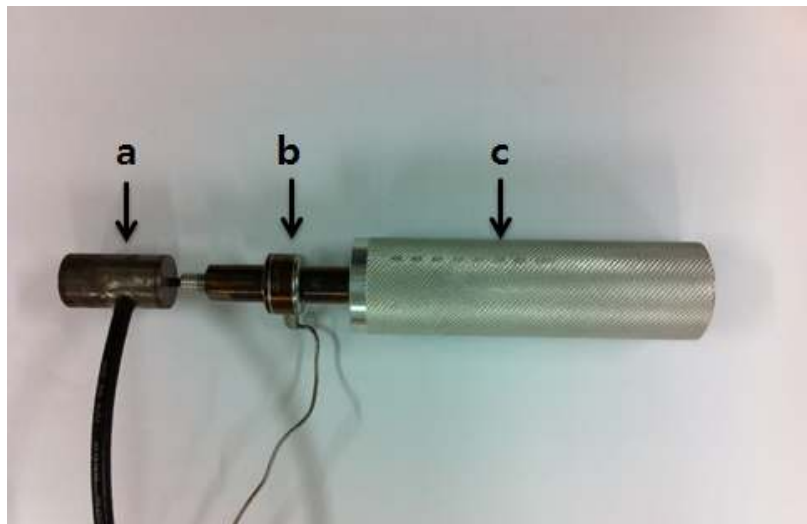


그림 4.4 설계된 초음파 프로브(a.초음파 변환기, b.로드셀, c.손잡이)

#### 4.2.4 측정 시스템의 하드웨어 구성

초음파 변환기로 펄스를 인가하고, 응답신호를 수집하기 위해 Pulser&Receiver(P&R, PR5073, Panametric-NDT, USA)를 이용하였다. P&R는 초음파 변환기로 펄스 형태의 신호를 인가하는 전용 장비이다. 이 장비는 신호 인가 주기와 에너지를 5단계로 조절가능하며, 초음파 변환기 특성분석에 범용으로 사용된다.

본 논문에서는 P&R에서 펄스 인가 반복주기(PRF, pulse repetition frequency) 1KHz로 하였으며, 수집된 신호는 59dB 증폭하여 ADC보드로 전송하게 된다. 설정된 PRF는 압력의 인가속도를 고려하여 선정되었다. 터미널단의 임피던스는  $50\Omega$ 이며, 20MHz 저역통과 필터가 적용되었다. 전송된 응답신호는 NI(national instrument, USA)사의 2 Channel 14bit 100MHz/s의 PCI5122 ADC보드에서 디지털로 변환된다. 수집되는 초음파 신호의 입력 전압범위의 한계는  $-1V\sim+1V$ 이며, 응답 신호는 PC(Dell Precision 870, USA)에서 전용 분석프로그램을 통해 신호 처리되었다. 설계된 탄성도 측정 프로브와 시스템을 이용한 실험 구성을 그림 4.5에 보였다.

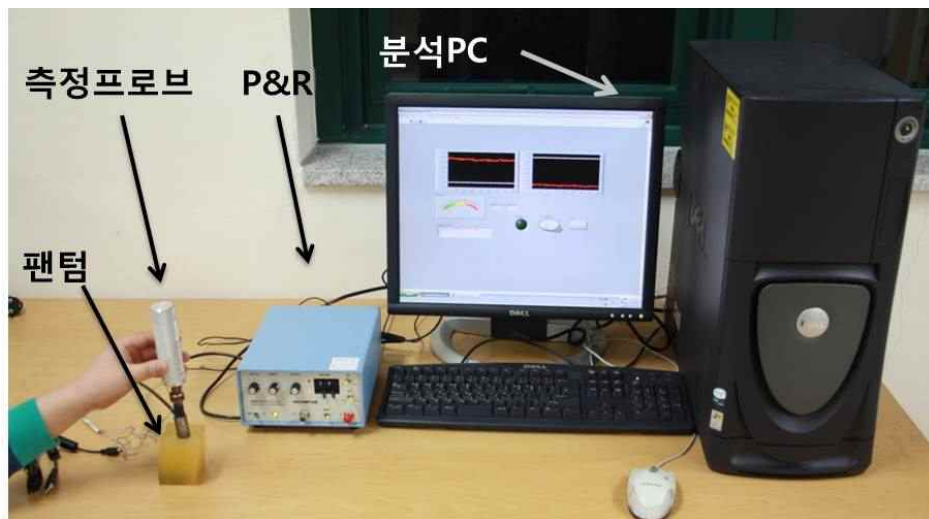


그림 4.5 설계된 탄성도 측정 시스템

## 4.2.5 소프트웨어 구성

탄성도 측정 시스템의 소프트웨어 구성은 신호 측정부와 분석부로 구분된다. 두 프로그램 사이의 데이터 연동은 파일 포맷을 사용하였다. 측정 중 선택에 따라 측정과 분석이 개별동작 또는 일괄동작으로 처리가 가능하다. 실시간으로 분석과 처리 후 결과를 표시 할수 있어서 임상실험에 적합하다. 사용된 소프트웨어 프로그램 도구는 NI사의 LabView8.5이다. 사용된 GUI 프로그램 틀은 사용자 인터페이스 구성이 용이하도록 아이콘 형태의 사용자 입력 컴포넌트를 제공한다. 또한 신호처리, 데이터 계측, 자동제어, 고속 데이터 통신, 산술 연산에 사용되는 유용한 기능들을 컴포넌트 형태로 제공한다. 윈도우 OS내부에 별도의 프로세서를 사용함으로 처리속도와 실시간성에 있어서도 신뢰 할수 있다.

### 4.2.5.1 신호측정 소프트웨어

탄성도 측정을 위해 수집되는 정보는 로드셀 데이터와 초음파 데이터이다. 각각의 데이터는 용량이 20Mb~30Mb의 크기이며, 평균 수집시간은 약 10s이다. 비교적 큰 데이터를 수집하고 동시에 저장하기 때문에 별도의 프로그램이 필요하다. 제작된 프로그램은 측정 개시 이후, 초기 인가된 압력에 동기되어 초음파 데이터와 로드셀 데이터를 저장한다. 그림 4.6은 측정용 프로그램의 내부 블록도이다. 프로그램 구성은 초기, 저장, 대기의 3 단계로 이루어져 있으며, 각 단계는 인가 압력에 따라 단계별로 적용된다. 초기 단계에서 로드셀의 압력 값이 0.5N이상이면, 저장 단계로 이동한다. 저장 단계는 FIFO에 수집된 초음파 데이터를 파일의 형태로 저장한다. 인가압력이 점진적으로 증가하여, 10N이상 되면, 저장을 중지하고, 대기상태가 된다. 압력값이 0.5N이하로 낮아지면 초기 상태로 복귀하고, 다음 압력값의 입력을 기다린다. 로드셀의 압력 데이터는 주변 환경과 운동 실험임을 고려하여 대역통과 필터를 이용하여 신호처리 하였다. 그림 4.7은 초기 입력 정보를 기입하는 부분이며, 확인 클릭과 동시에 개별 폴더에 측정 날짜에 따라 저장 폴더를 생성하고, 측정의 실행 시간, 분, 초를 데이터의 화일명으로 저장한다. 그림 4.8은 측정시 화면 표시부의 화면 구성이다. 입력 신호, 저장신호, 로드셀의 압력값, 수집된 데이터의 저장 경로를 나타내고 있다.

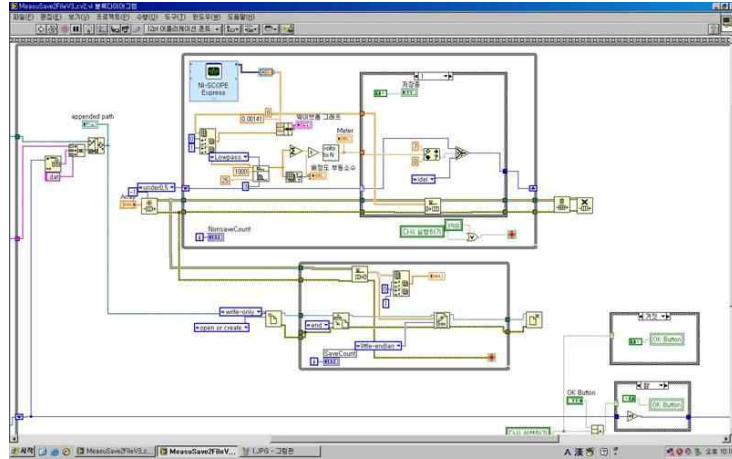


그림 4.6 측정용 LabView프로그램의 내부 블럭도

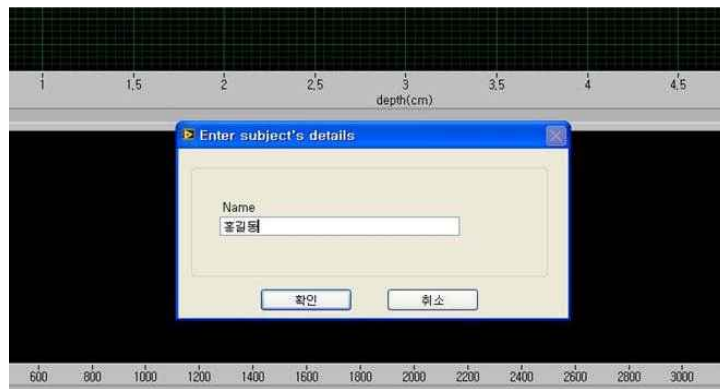


그림 4.7 초기 측정시 대상자 정보 입력 GUI 화면



그림 4.8 측정시 화면 표시부 GUI 화면

#### 4.2.5.2 신호 분석 소프트웨어

초음파 데이터는 진행 방향으로 전체 1cm~6cm 깊이의 4000개 데이터를 획득한다. 수집된 초음파 데이터는 대역통과 필터(BPF, band pass filter) 처리되어 반사 신호로 처리된다. 대퇴직근의 초음파 신호만을 선택적으로 분석 처리하기 위해서 초음파 영상으로 대퇴부의 해부학적 정보를 파악하였다. 사용된 초음파 영상장비((주)삼성메디슨, Sonoace PICO, 한국)를 이용하여 각 피검자에 대해 오른쪽 대퇴부의 초음파 영상을 촬영하였다. 그림 4.9는 하지 대퇴부 대퇴직근의 초음파 영상을 나타내고 있다. 노란색 화살표는 초음파 획득 ROI(Region of Interest)를 표시하고 있다. ROI는 피부에서 압력 인가 방향으로 1cm~4cm로 선정하였다. 0cm~1cm 이내 깊이의 초음파 데이터는 P&R의 과도영역에 해당하고, 피부와 가까워 층층이 겹쳐진 피하지방의 복합구조에 해당하여, 선정하지 않았다. 또한 프로브와 피부의 접촉면은 마찰의 영향으로 스펙클 패턴을 확인하기 어렵기 때문에 본 논문에서는 분석에 적용하지 않았다. 7cm이상 깊이의 초음파 신호는 사용한 초음파 트랜스듀서의 설계 특성상 초점 범위를 벗어나기 때문에 신호 분석시, 제외시켰다.

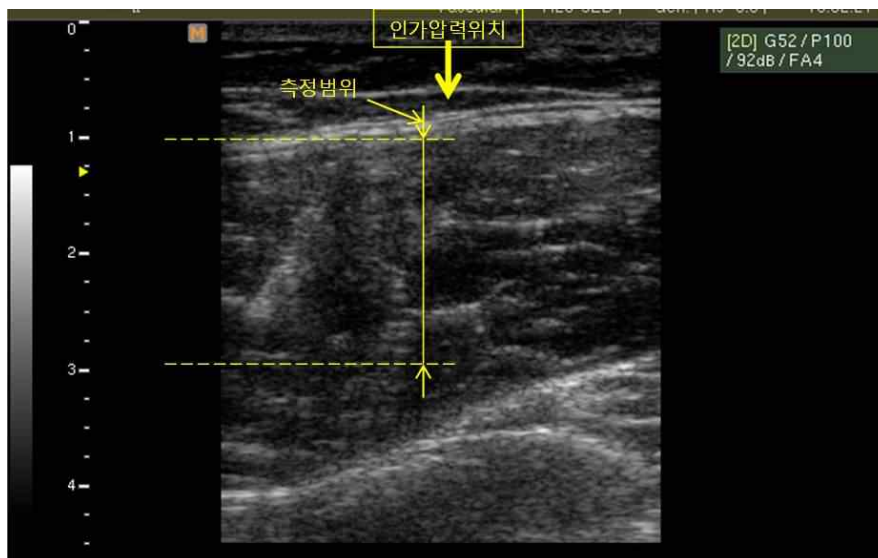


그림 4.9 ROI결정을 위한 오른쪽 하지 대퇴직근의 초음파 영상(B모드)



그림 4.10은 신호분석 과정을 나타내고 있다. 분석 프로그램의 초기 시작과 동시에 측정 소프트웨어에서 생성된 데이터 파일을 불러온다. 이 데이터는 잡음 제거를 위해 BPF 처리되며 초음파 신호와 로드셀 데이터를 분리시킨다. 초음파와 반사 신호는 힐버트 변환(Hilbert transform)을 이용하여 해석 신호(analytic signal)로 변환하였다(그림 4.11). 해석 신호는 시간에 따른 감쇄 보상(time gain compensation)을 한다. 보상된 초음파와 반사 신호에서 n번째 신호는 n-1번째 신호와 상호상관을 취한다. 이때 깊이 방향 부분 변위를 추적하기 위해 커널사이즈의 3배의 크기로 영역을 나누고, 각각의 영역에서 커널사이즈 단위로 변위를 추적하였다(그림 4.12). 커널사이즈별 상호 상관 계수가 최대로 나타나는 지점의 위치 값이 시간 지연이 된다. 초음파 신호에서 시간 지연은 조직내부의 변형된 거리가 되고 이것을 누적하여 인가 압력에 따른 조직의 변위를 획득하였다. 그림 4.13은 분석 프로그램의 GUI 화면을 나타내고 있다. 분석중인 진행 파형과, 로드셀값, 초기 설정값, 분석된 결과, 깊이별 탄성도, 상관계수, 저장 경로, 현재 읽은 파일명을 화면에 나타내고 있다.

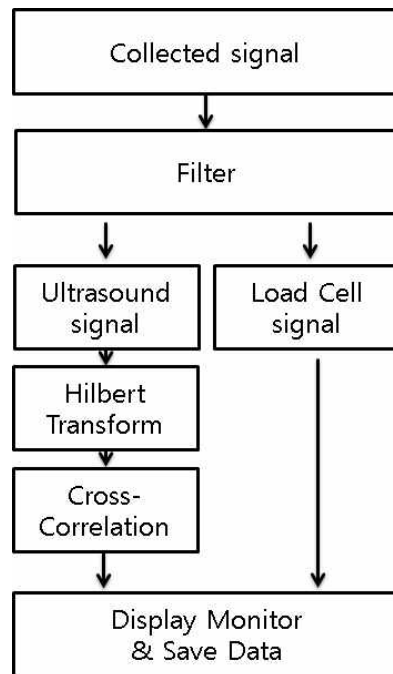


그림 4.10 신호처리 과정의 블록도

그림 4.11 힐버트 변화를 이용한 해석신호 생성 부분

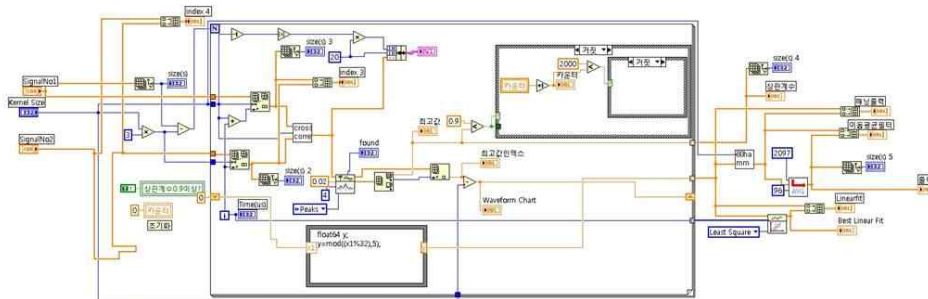


그림 4.12 압력인가 전후의 해석 신호의 상관관계 분석 부분

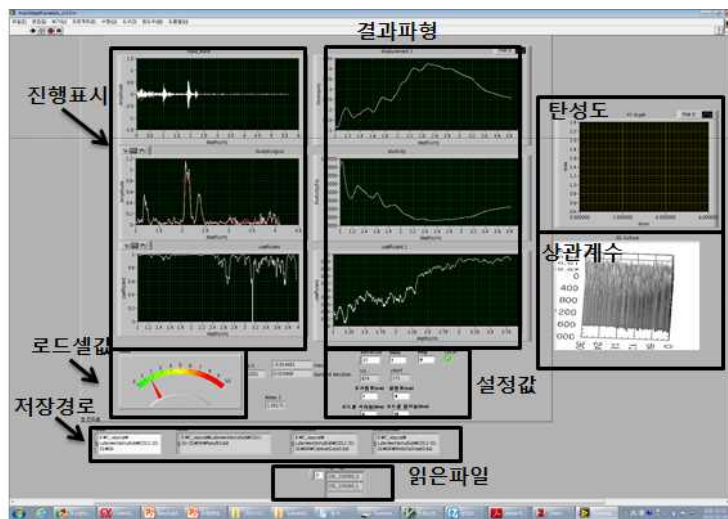


그림 4.13 분석 프로그램 GUI 화면

## 4.2.6 시스템 검증을 위한 팬텀 제작

제작된 탄성도 측정 시스템을 검증하기 위해 플라스틱 팬텀을 제작하였다(그림 4.14). 각 팬텀의 탄성도를 차등화하기 위해 플라스틱 경화제와 연화제의 비율을 각각 10%(a), 30%(b), 40%(c)의 비율로 혼합하여 제작하였다. 인체와 유사한 스펙클 특성을 팬텀이 가지도록 반사체(Scatterer)를 첨가하였다. 사용된 반사체는 Amberlite이며, 혼합 용액의 전체 무게의 0.5%의 비율로 첨가하였다. 팬텀의 크기는 가로(50mm), 세로(50mm), 높이(70mm)으로 부피를 일정하게 하였다[44].

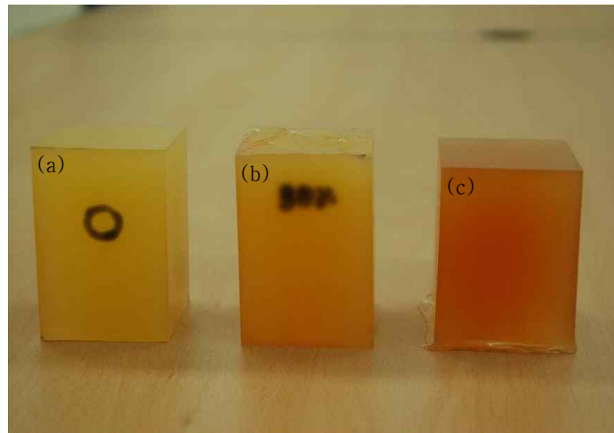


그림 4.14 제작된 플라스틱 팬텀

제작된 팬텀의 음파속도와 감쇄계수를 측정하여 표2, 표3에 결과를 나타냈었다. 반사체에 의한 중첩 특성으로 발생된 스펙클 패턴을 그림 4.15에 보였다. 초음파 영상 장비를 통해 B모드 영상으로 스펙클 영상을 나타냈다. 제작된 팬텀에서 측정된 스펙클 영상은 인체의 그것과 분포가 유사하게 나타났다.

표 2. 팬텀에서의 음파 전달 속도 (mm/μsec)

Mhz	3.5	5	7.5
Phantom1 (9:1)	1.4310	1.4313	1.3938
Phantom2 (7:3)	1.4215	1.4110	1.4135
Phantom3 (6:4)	1.4221	1.4205	1.4245

표 3. 감쇠계수 (dB/cm/MHz)

Mhz	3.5	5	7.5
Phantom1 (9:1)	0.9103	0.9783	0.8804
Phantom2 (7:3)	0.7914	0.8159	0.7988
Phantom3 (6:4)	0.5887	0.6272	0.6643

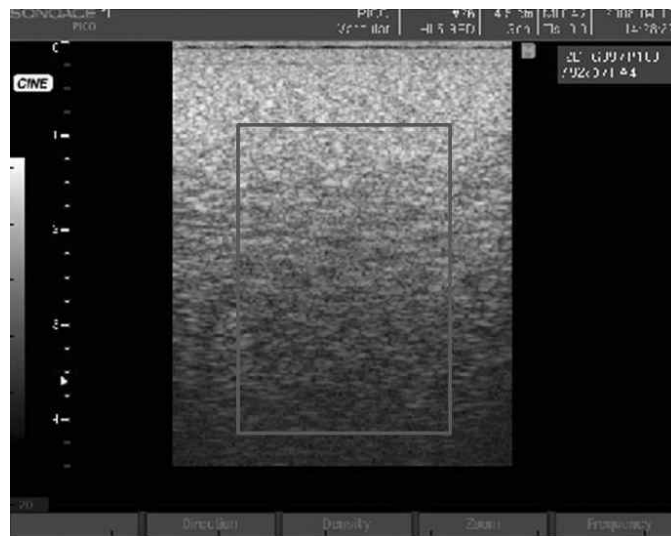


그림 4.15 초음파 B 모드 영상으로 나타낸 팬텀의 스펙클 영상

#### 4.2.7 제작된 팬텀의 특성

제작된 플라스틱 팬텀의 경우 경화제와 연화제의 비율에 거의 무관하게 음파의 전달속도는 유지되었다. 또한 일반적으로 초음파 영상에서 사용되는 주파수에 대하여서도 독립적인 것으로 나타난다.

팬텀의 특성 분석 결과에서 사용된 감쇠계수 측정방법은 반사파의 평균 펄스 강도(intensity)를 기준으로 하였다. 그러나 그 외에도 중심주파수의 이동 등의 다양한 방법으로 감쇠계수를 측정할 수 있다. 중심주파수 이동을 이용하는 경우, 초음파 생성기에서 출력파의 형태가 가능한 중심주파수를 기준으로 정규분포 형태로 이루어질 때, 가장 이상적이다. 따라서 비대칭적인 신호에서는 신호의 크기를 기준으로 감쇠계수를 측정하는 것이 보다 우수하다. 또한 초음파를 통한 측정값은 일반적인 방법이나, 실험 조건에 따라 상대적인 편차가 크다는 것이 보고된 바, 향후 다양한 방법을 통한 측정 시간의 비교 연구가 필요하다. 또한 약 6개월간 일반 실험실 환경에서 보관되고 있다. 현재까지 초음파 영상기기를 통한 관측상에서는 변화가 보이지 않으며, 그 크기 또한 일정한 상태로 유지되고 있다. 따라서 기존의 어떠한 종류의 팬텀에 비하여 보관상에 이점이 크다고 할 수 있다.

#### 4.2.8 시스템 검증 실험

비침습적 조직 탄성도 측정 시스템과 실제 탄성도를 비교하여 설계된 시스템을 검증 하였다. 탄성도가 차등하게 제작된 팬텀에서 탄성도를 각각 측정하여 그 결과를 비교하여, 시스템을 검증하였다. 이때 사용된 팬텀은 5등급으로 경화도를 세분하게 차등화 하였다(그림 4.16)[45][46].

시스템 검증을 위해 탄성도 측정 프로브를 팬텀과 수직하게 접촉시켜 위치를 고정시켰다. 팬텀에 대해 압력 인가 후, 압력센서의 값이 0.5N이상부터 천천히 압력을 증가하면서, 20N까지 10번 반복 한다. 경화제와 연화제 비율이 10%(a), 20%(b), 30%(c), 40%(d), 50%(e)으로 탄성도를 차등화한 각각의 팬텀에서 수행하였다. 압입시험은 물질의 고유한 점성을 고려하여 초기 측정시 압력을 0N~2N 사이에서 반복 실행하여 수렴 영역에 도달한 후 실험을 진행하였다.

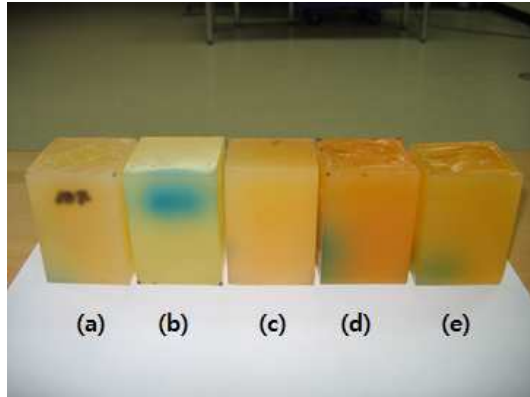


그림 4.16 제작된 플라스틱 팬텀(10%(a), 20%(b), 30%(c), 40%(d), 50%(e))

실험을 반복 실행하여 정확도를 높이게 된다. 이때 실험을 반복하면 팬텀 내부에 축적된 열에너지에 의하여 변형률이 증가하는 현상이 발생 할수 있다. 이를 최소화하기 위해 1N~20N까지 압력을 인가한 후 압력을 0N으로 제거하고, 1분의 무부하 기간을 두고, 반복 실시하였다. 팬텀에 대한 압입시험을 범용 탄성도 측정 장비인 Micro-Indenter(Instron, Micro Indenter 5848, USA)를 이용하여 동일하게 실시하였다(그림 4.17).



그림 4.17 Micro-Indenter를 이용한 팬텀의 탄성도 측정 실험

## 4.3 근긴장도 측정 실험

### 4.3.1 개요

설계된 시스템을 이용하여 근경직도를 측정하기 위해서, 근긴장에 대한 설계된 시스템의 적용 검증이 필요하다. 이를 위해 탄성분석법을 이용하여 근긴장의 측정이 가능하다는 가설을 검증하기 위해 운동을 통한 실험을 실시하였다. 그림 4.18은 근경직도 객관화를 목적으로 하는 실험 설계에서 근긴장도 측정 부분을 나타내고 있다.

설계된 탄성도 측정 시스템으로 근긴장률 측정하기 위하여 수의적 등척성 운동을 실시하였다. 근육에서 발생된 토크를 단계별로 조절하면서, 근긴장을 측정하였다. 동시에 획득한 근전도와 운동시 발생된 토크를 함께 나타내어 변화를 분석하고, 측정된 탄성도 측정의 결과와 상관관계를 나타냈다. 이 결과를 바탕으로 근긴장도를 탄성분석방법으로 측정이 가능함을 검증하였다. 또한 설계된 시스템으로 인체 근조직의 긴장도를 비침습적인 측정이 가능을 확인하고자 하였다.

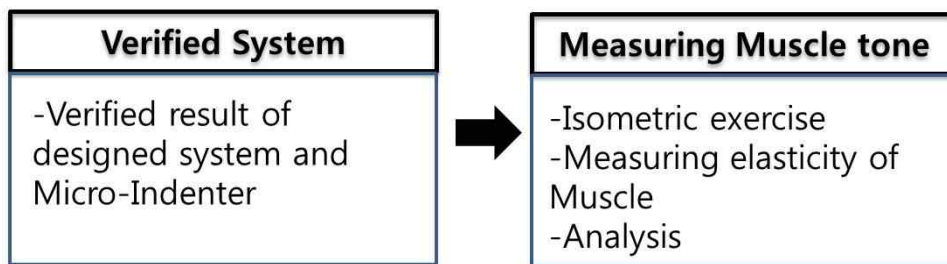


그림 4.18 전체 실험 설계의 근긴장도 실험 부분

### 4.3.2 실험 구성

등척성(isometric)수축 운동과 동시에 그림 4.19와 같이 대퇴직근에서 탄성도 측정 시스템으로 근긴장도를 측정하였다. 하지 대퇴직근에서 운동시에 발생하는 토크와 근전도를 측정하였다. 범용 근력계(dynamometer)인 바이오텍스 시스템(Biodex system 3, Biodex medical, USA)을 이용하여, 대퇴직근에 대한 등척성 운동을 실시하면서, 발생된 토크를 측정 하였다. 대퇴직근의 근전도 측정 및 분석은 MyoResearch(1200 Noraxon, USA)을 사용하였다.

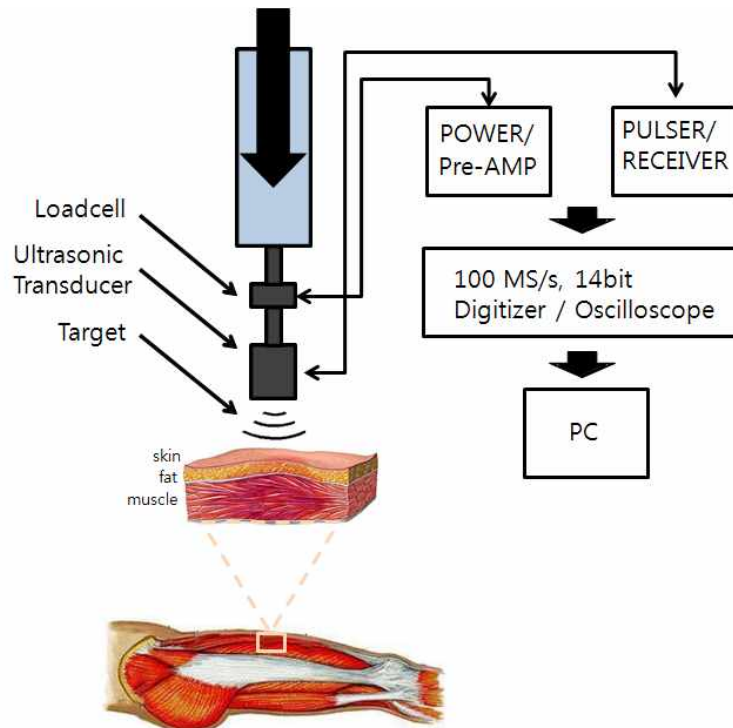


그림 4.19 하지 대퇴직근에서 설계된 시스템을 이용한 근긴장도 측정 개념도

사용한 바이오텍스 시스템(근력계)은 재활 운동장비로서 인체 각 부위의 근육에 대하여 등속성 및 등척성 운동, 근력측정, 근피로 시험 등을 수행 할수 있다. 보조기구를 이용하여 운동의 강도를 고정 및 가변시켜 조절하면 등척성, 등속성, 타동 운동 등이 가능하다. 또한 특정 부위의 근육 및 관절만을 사용하여 선별적으로 운동조절이 가능하다. 운동중, 발생하는 관절의 회전력 및 반발력, 각속도를 동시에 측정이 가능하다. 이 시스템이 포함하고 있는 측정 시스템으로 근육의 표면 근전도를 측정하여 근육의 활동 상태를 나타내고, 수집, 저장을 할수 있다. 근력계를 통해 수집된 자료를 활용하여 적절한 신호처리 후 근피로도의 분석에 적용하였다. 근력계와 근전도 측정 시스템에서 측정하는 데이터는 MyoResearch로 분석 하였다.

하지 대퇴직근이 해부학적으로 원통형 근섬유의 다발 형태임으로 탄성도 측정시 프로브의 뒤틀림 현상과 압력 인가 중 반발력에 의해 압력의 방향이 바뀔수 있다. 따라서 측정 프로브의 일정한 압력과 인가 속도, 각도의 유지가 중요하다. 투과된 초음파



신호의 굴절 현상과 휘어짐 현상을 최소화 하였다. 근육계의 좌석에 피검자의 상체를 고정하고, 하지 부근에 측정용 지렛대를 설치하였다. 무릎의 관절각을 45°로 피검자의 발목을 고정하였다. 그림 4.20은 고정된 관절과 무릎관절각과 대퇴직근을 모식화하여 나타내었다. 그림 4.21은 제작된 거치대와 일정한 힘을 인가하기 위한 지렛대를 나타내고 있다. 실험자는 근육 경직도 측정시 정확한 초음파 스펙클의 추적과 측정 데이터간의 높은 상관도를 얻기 위해 일정한 속도로 압력을 인가하였다.

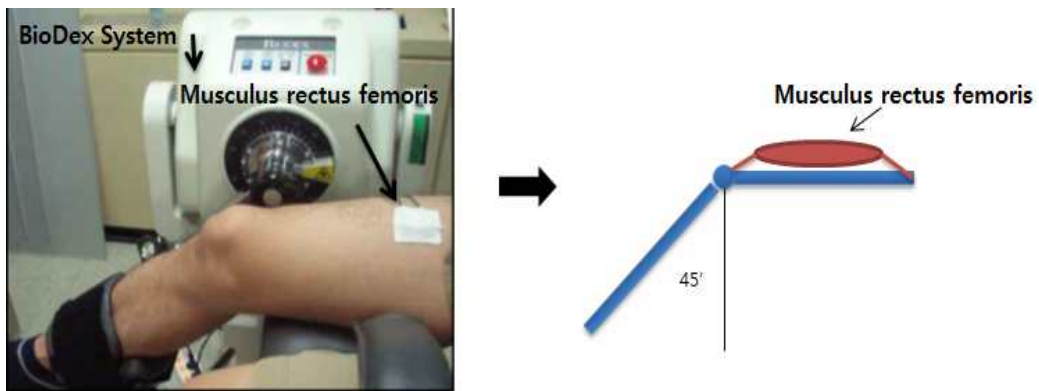


그림 4.20 실험 구성



그림 4.21 제작된 거치대와 압력 인가 지렛대

### 4.3.3 실험 대상

피실험자는 7명의 신체 건강한 남성을 대상으로 하였다. 모든 피실험자는 1주에 평균 4시간 이상 운동을 하고, 대퇴직근 부근의 수술 경력과 병력이 없었다.

표 4. 피검자 특성

Variable	Mean	±SD
Age(years)	26	3.0
Height(cm)	172	3.6
Weight(kg)	74	5.7

### 4.3.4 실험 방법

최대한 동일한 근육에 대한 근전도와 대퇴직근의 탄성도를 측정하기 위해 근전도 전극과 초음파 프로브의 거리는 3cm 이내로 위치 시켰다. 운동 중인 인체에서 초음파 데이터와 로드셀의 데이터를 동시에 수집하기 위해 측정 프로그램을 수정, 보완하였다.

피실험자는 무릎관절각도가 45°로 고정된 상태에서 실험자의 신호에 맞춰 등척성 수축운동을 수행하였다. 최대수의적수축(MVC, maximal voluntary contraction) 운동시 발생하는 무릎관절토크의 크기를 측정하였다. MVC에 대해 최대하수의적수축(SMVC, submaximal voluntary contraction)운동을 하여 발생하는 무릎관절토크의 크기를 근긴장도와 근전도의 실효값으로 비교하였다. 반복된 SMVC운동으로 발생하는 근경직의 변수를 제거하기 위해 0Nm부터 MVC의 70%까지 10Nm간격 증가하면서 실험을 실시하였다.

실험 진행중 피실험자는 근력계에서 실시간으로 측정되는 무릎관절토크 값을 주시하면서, 목표 토크 값을 일정하게 유지하였다. 그림 4.22는 운동 중, 무릎 관절 토크와 근전도 신호를 나타내고 있다. 그림 4.23은 실험에 사용된 프로토콜을 나타내고 있다. 동일한 토크에서 등척성 운동을 3회 반복 실험을 실시하였고, 평균 동일 토크 유지 시간을 약 10초로 하였다. 각 실험마다 피검자는 10분간의 휴식 취하였다. 이때 측정

부위의 근피로도를 완전히 줄이기 위해 결박을 풀고, 자유로운 자세를 취하도록 하였다.

실험자는 피실험자가 SMVC운동으로 동일 토크를 유지하는 동안 근육 탄성도를 측정하기 위해 지렛대를 이용한다. 지렛대 끝에 고정된 탄성도 측정 프로브로 압력 인가와 동시에 데이터를 수집하였다. 이때 실험자는 초음파 신호와 로드셀 신호의 변화를 모니터링하면서 압력 인가 속도를 각 실험마다 일정하게 유지하였다.

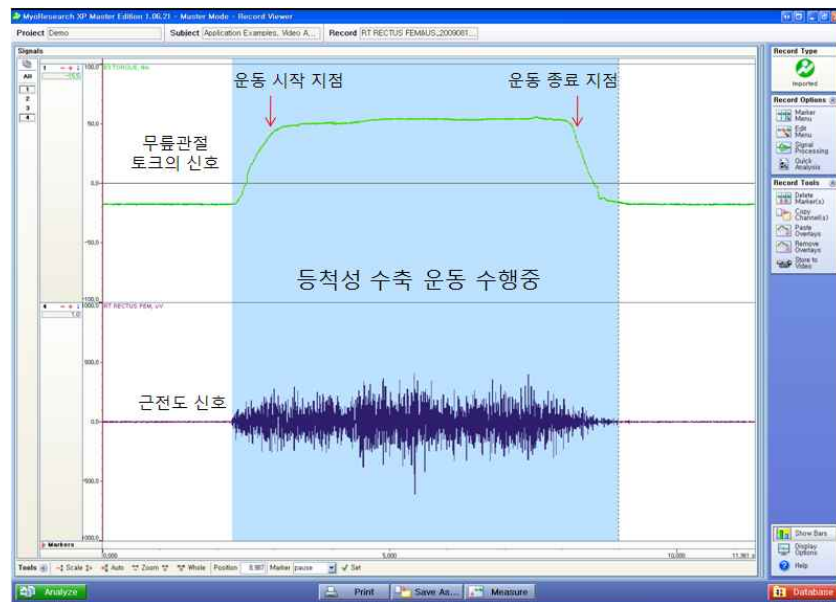


그림 4.22 무릎관절토크와 근전도의 신호 획득 장면

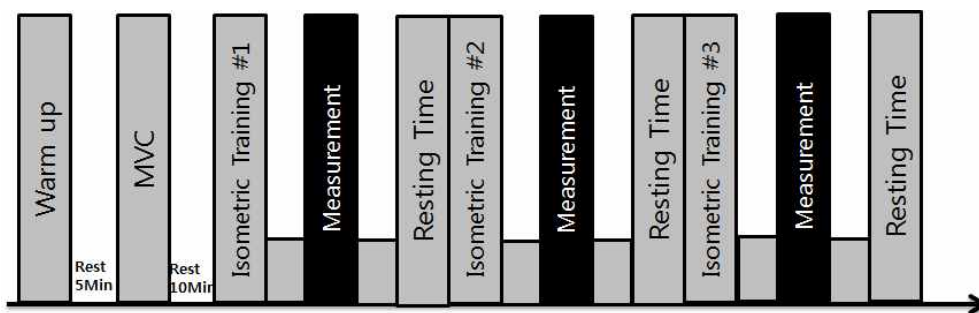
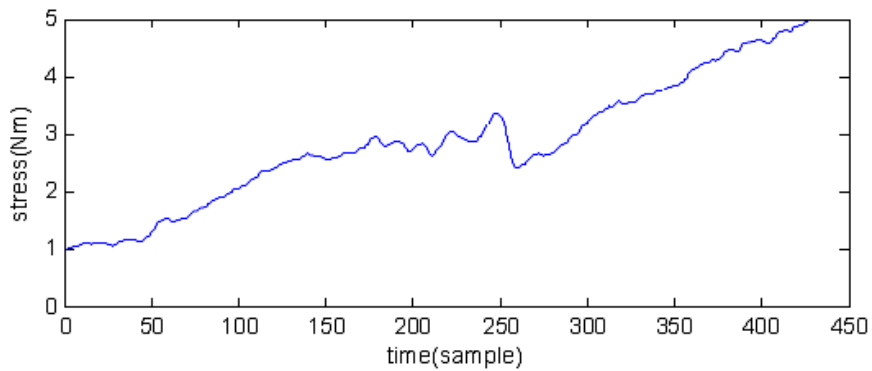


그림 4.23 실험 프로토콜

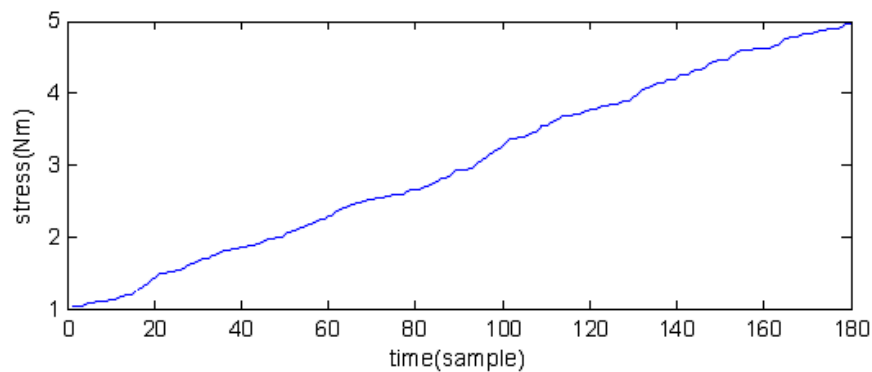
## 4.3.5 신호 처리

### 4.3.5.1 로드셀 측정 데이터의 오류 처리

근간장도 측정시 피검자가 대퇴직근 위에서 수직의 방향으로 압력을 인가한다. 이 과정에서 일정한 토크를 유지하기 위해 근육 수축이 유발된다. 발생한 반발력이 측정 프로브를 밀어냄으로 압력의 인가 방향이 반대 방향을 향하게 되는 경우가 있다. 이를 시간 x축에 대하여 압력 y축의 도표를 그려보면 로드셀이 연속적으로 증가하지 못하고, 반대방향으로 감소하였다가 다시 증가하는 경향을 보이게 된다(그림4.24(a)). 이와 같은 오류를 보완하기 위해, 반대방향으로 감소하는 부분의 로드셀 값과 이와 동시에 획득한 초음파 데이터를 제거하여 로드셀의 값이 시간에 따라 연속적으로 증가하는 형태가 되도록 수정 하였다(그림4.24(b)).



(a)



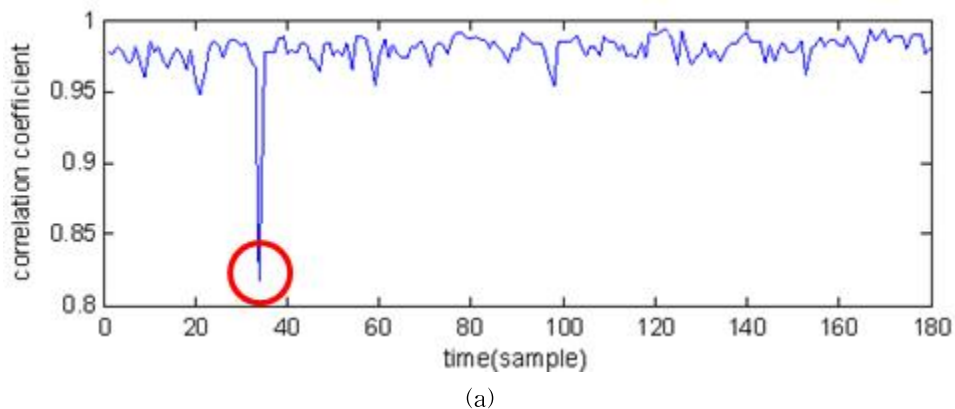
(b)

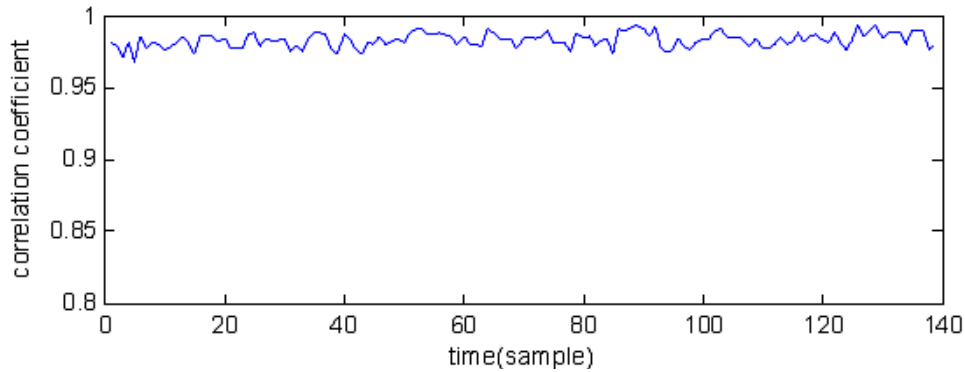
그림 4.24 로드셀의 값이 (-)방향으로 떨어지는 값 수정하기 전·후의 결과 비교. (a)로드셀 데이터 수정 이전의 그래프. (b)로드셀 데이터 수정 이후의 그래프

#### 4.3.5.2 변위 추적의 오류 처리

초음파 데이터에서 조직의 변형을 추적할 때, 상호상관을 취하게 된다. 이 과정에서  $n$ 번째 데이터와  $n-1$ 번째 데이터의 상관계수가 0.9이상으로 두 신호의 상관도가 높아야 두 신호 간에 변위를 정확하게 추적할 수 있다. 그러나 인체에서 획득한 초음파 신호에 유입된 잡음성분으로 인해 변위 추적의 신뢰도가 떨어진다. 따라서 본 연구에서는 이것을 보완하기 위하여 상호상관 추적 결과에 따라 보정하였다.

수집한 초음파 반사 신호는 피검자의 해부학적 대퇴직근의 위치와 운동중 움직임에 의해 위치가 이동하여 그 상관관계가 다소 떨어질 수 있다. 그러나 몸 전체를 고정하고, 거취대를 사용하여, 최대한 일정한 위치에서 데이터를 획득하였다. 대퇴직근의 ROI인 1cm~4cm 깊이에서 50Mhz 표본화 주파수로 획득하였기 때문에  $n$ 번째 데이터와  $n-1$ 번째 데이터의 상호상관은 높게 나타나야 한다. 만약 상관계수가 0.9 미만인 값이 100개 이상일 때,  $n$ 번째 데이터와  $n-1$ 번째 데이터 사이에는 초음파 스펙클 신호보다 잡음 성분의 신호가 많은 것으로 판단하고, 최종 변위를 산출할 때, 이 값은 제외하였다.  $n$ 번째 데이터와  $n-1$ 번째 데이터를 계산하였을 때 얻은 상관계수는 평균값으로 계산되어 시간에 따라 저장하였다. 그림 4.25(a)는 상호상관을 보정하는 알고리즘을 적용하기 이전의 결과이다. 빨간 동그라미가 상관계수가 0.9 이하로 떨어진 지점을 나타내고 있다. 그림 4.25(b)는 상호상관 보정 이후의 결과이다. 상관계수가 0.9 이하가 나타나지 않음을 알 수 있다. 따라서 변위추적에 있어서, 정확도가 90%이상으로 나타나게 하였다.





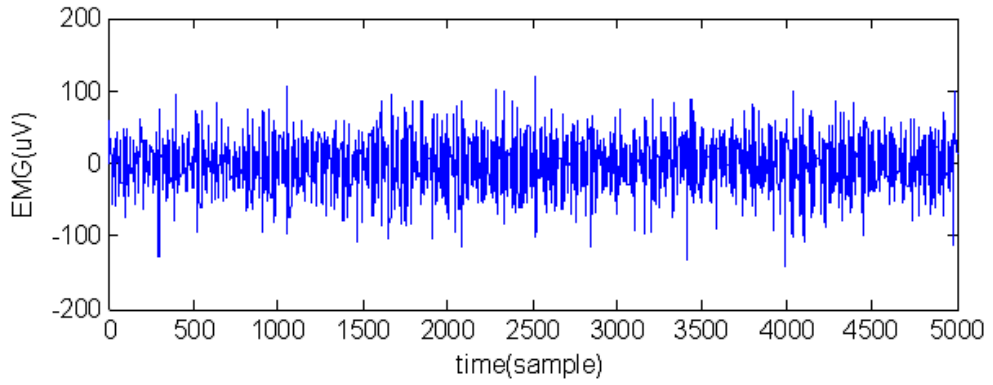
(b)

그림 4.25 상관계수의 값이 0.9 이하인 경우의 데이터 처리하기 전·후의 결과 비교,  
 (a) 데이터 처리 이전의 상관계수 결과, (b) 처리 후 결과

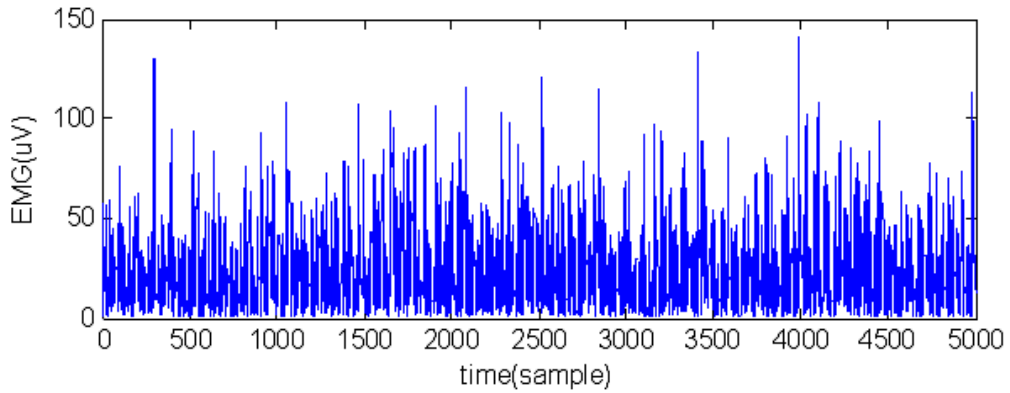
#### 4.3.5.3 표면근전도 신호처리

근전도의 분석방법에는 정성적 분석과 정량적 분석이 있다. 정성적 분석은 근전도 신호의 파형을 유형별로 서로 비교, 분석하는 방법이다. 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[16-23]. 근전도 크기분석은 근전도 신호를 정류시켜 정류된 근전도 크기를 이용하여 평균 또는 실효값(RMS)을 측정 및 분석하는 방법으로 근육 피로 현상, 근수축 지속시간에 따른 근력의 변화, 운동단위의 수 및 종류에 대한 분석에 사용된다.

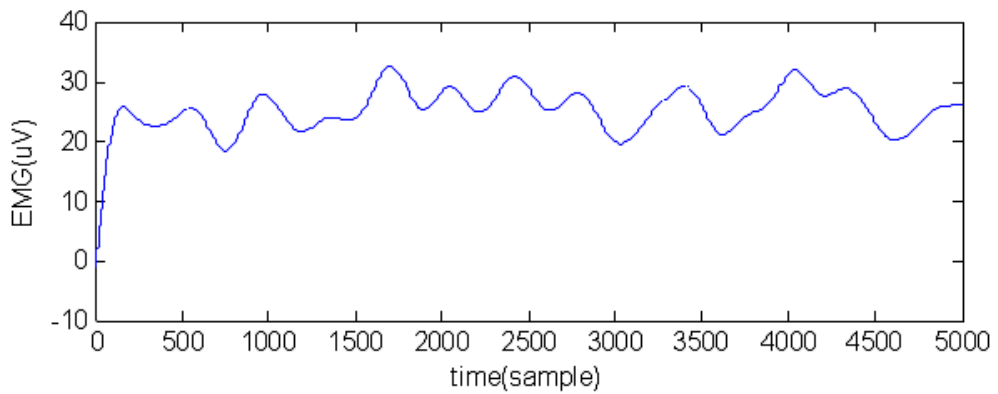
따라서 본 논문에서는 정량적 분석을 사용하였으며 표면근전도 신호처리를 위하여 MATLAB 7.6.0(The MathWorks, Inc. USA)을 사용하였다. 무릎관절토크와 근긴장도에 대응하는 근활성도를 측정하는 실효값을 계산하기 위해 수집된 근전도 신호에 60Hz 대역차단필터를 적용하여 전원 노이즈를 제거하였다. Butterworth 4차의 20Hz~250Hz 대역통과필터 사용 후 전과정류를 적용 하였다. 그림 4.26(a)는 Butterworth 4차의 3Hz 저역통과필터로 신호처리한 후 신호의 실효값을 나타내고 있다. 실효값들에서 대표하는 값을 획득하기위해 평균을 계산하여 평균 실효값으로 나타내었다(그림4.26(c)).



(a)



(b)



(c)

그림 4.26 등척성 운동중 측정된 근전도 신호의 신호처리 과정, (a) 2Hz~250Hz 대역통과 필터 처리한 후의 근전도 신호. (b) 필터 처리 후 근전도 신호의 절대값. (c) 근전도 신호의 절대값들의 대표값

## 4.4 등척성 운동시 근경직도에 관한 연구

### 4.4.1 개요

등척성 운동 전과 후의 근육 긴장도를 측정하여 피로 발생 전과 후의 근긴장도의 변화에서 근경직 분석 실험을 하였다. 또한 분석 결과에서 근전도를 통해 비교 하였다. 그림 4.27은 근경직도 객관화를 위한 실험 설계에서 근긴장도의 객관적 측정이 가능한 초음파 탄성도 측정 시스템을 이용하여, 등척성 운동시 근경직도 측정에 관한 부분을 나타내고 있다. 실험 결과, 등척성 운동시 근경직도는 운동전이 운동후의 측정값 보다 크게 나타났다. 그러나 운동 중, 근피로가 발생하여 근전도의 RMS값이 증가함에 따라 근긴장 또한 점진적으로 증가함을 알수 있었다[51]. 운동 후, 근육의 늘어짐 현상이 나타나 근긴장이 감소된 것이다[53]. 실험결과를 바탕으로 근경직도 측정은 등척성 운동의 능동조절 상태에서 근긴장을 측정해야함을 알았다.

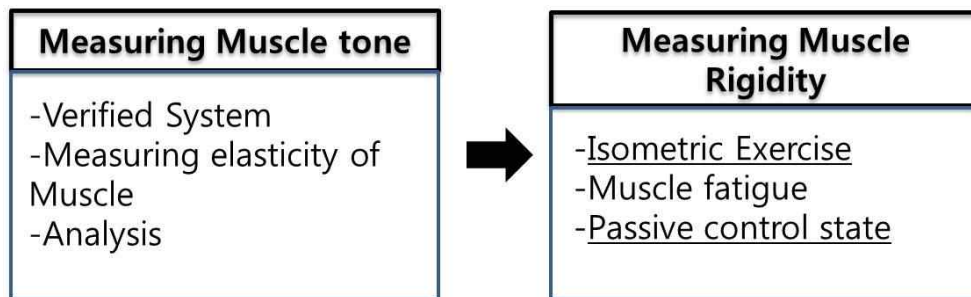


그림 4.27 전체 실험 설계의 근경직도 측정을 위한 등척성 실험 부분

### 4.4.2 실험 대상

피검자는 5명의 신체 건강한 남성을 대상으로 하였다. 모든 피실험자는 1주에 평균 2시간 이하 운동을 하였다. 하지 부근에서의 수술 경력과 병력 경력이 없었다.

표 5. 피검자들의 특성

Variable	Mean	±SD
Age(years)	26	6.8
Height(cm)	180	5.1
Weight(kg)	75	5



#### 4.4.3 실험 방법

우측하지 대퇴직근의 SMVC운동 실행과 운동 중 무릎관절토크의 크기를 측정하기 위해 근력계를 사용하였다. MyoResearch을 사용하여 운동중에 발생하는 근전도를 측정하였다. 표면근전도의 신호측정을 위한 전극을 대퇴직근에 근접하게 부착하였다. 근긴장 측정에 간섭이 없도록 전극의 위치를 대퇴직근에서 3cm~4cm내외의 거리로 하였다. 레퍼런스 전극은 오른다리 무릎관절에 부착하였다. 초음파 탄성도 측정 시스템을 사용하여 실험 전, 후의 근긴장도를 측정하였다. 대퇴직근에 표시를 하여, 실험 진행중 동일한 위치에서 근긴장을 측정하였다.

피검자는 근력계의 의자에 앉아 오른쪽 무릎관절을 45°각도로 고정시켰다. 근전도 전극은 트랜스듀서와 약 3cm 떨어져 위치시켰다. 이때 초음파 전용 젤이 근전도 신호에 영향을 주지 않도록 주의하였다. 측정 프로브를 지면과 수직인 방향으로 압력을 인가하기 위해 지렛대 끝에 고정시켜 설치하였다. 그림 4.28은 운동 프로토콜을 나타내고 있다. 프로토콜에 따라 피검자는 먼저 30분가량 휴식 후, 간단한 스트레칭을 통해 근육을 이완시킨다. 이후 5분의 휴식을 취하였다. MVC를 측정한 후, 10분의 휴식을 취하였다. 운동 전·후에 5회, 운동 중에 1분 간격으로 근긴장도를 측정하였다. 운동전에 측정 프로브를 통해 근긴장도를 측정하고, MVC의 50%토크로 유지하는 SMVC운동을 하였다. 운동중에 1분 간격으로 근긴장도를 측정 하였다. 근력계를 통하여 무릎관절 토크의 크기는 화면에 실시간으로 나타난다. 피실험자가 한계라고 느낄 때와 토크의 측정값이 MVC의 50%에서  $\pm 5\%$ 를 이하로 떨어지는 순간까지 운동을 지속하였다. 운동을 중지한 직후에 근긴장도를 측정하였다.

SMVC운동중에 측정된 근전도 신호는 1KHz의 표본화 주기로 획득 하였다. 측정된 신호를 Notch 필터를 통해 60Hz 잡음 제거를 하고, 20~250Hz의 대역통과필터와 전파정류 처리 하였다. 3Hz 저역통과필터를 이용하여 근전도 신호를 실효값으로 변환하였으며, 모든 신호 처리는 4차 Butter-worth필터를 사용하였다. 근전도 신호의 중심주파수 값은 고속 푸리에 변환을 거쳐 데이터를 저장하였다.

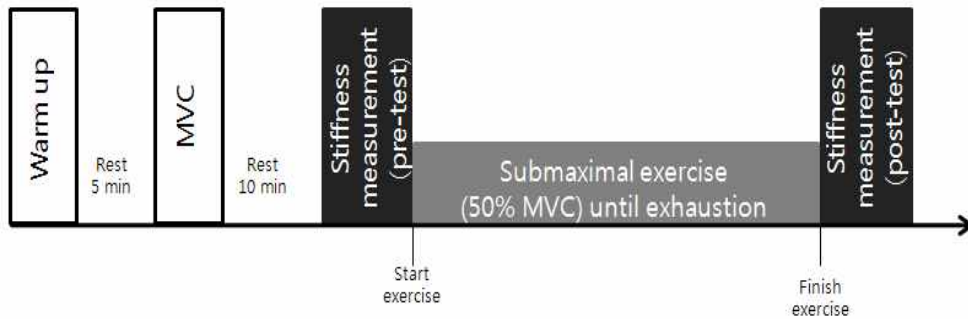


그림 4.28 하지 대퇴직근의 등척성 운동시 근경직도 측정 실험 절차

## 4.5 등속성 운동시 근경직도 분석에 관한 연구

### 4.5.1 개요

그림 4.29는 근경직도 객관화를 위한 실험 설계에서 등속성 운동의 근경직도 측정에 관한 부분을 나타내고 있다. 등척성 운동시 근긴장도를 비교한 실험에서 나타난 운동 전,후의 근긴장도 역전 현상은 수동조절상태에서 발생한다. 근경직도 측정을 위해 MVC의 50%이하의 능동조절상태를 유지하면서 근긴장도를 측정하여, 운동 전과후를 비교해야 한다. 근피로 유발을 목적으로 하는 등속성 운동과 능동조절상태를 포함한 근피로도 유발을 위한 운동 프로토콜을 설계하였다. 프로토콜 수행중에 근피로의 척도가 되는 EMG, 운동중 발생된 근력(muscle strength), 물질 대사로 발생된 혈중 젖산 농도를 측정하였다.

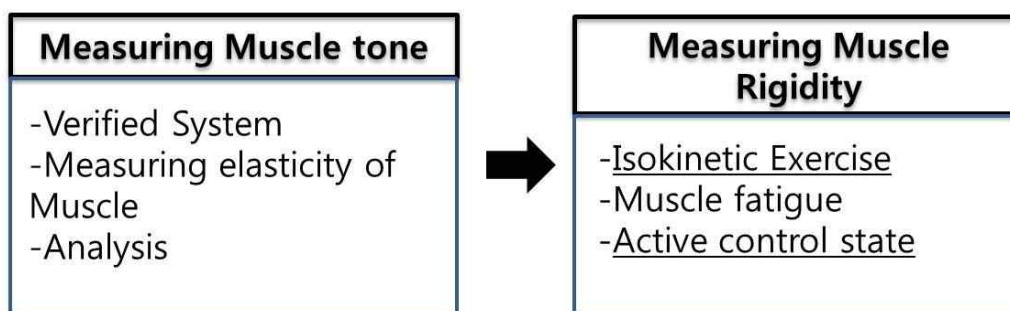


그림 4.29 전체 실험 설계의 근경직도 측정을 위한 등척성 실험 부분

#### 4.5.1 실험 대상

피실험자는 6명의 신체 건강한 남성을 대상으로 하였다. 모든 피실험자는 1주에 평균 4시간 이상 운동을 하고, 대퇴직근 부근의 수술 경력과 병력이 없었다. 1주에 한번 이상 실험에 참가하지 못하도록 제한하였다. 표 6은 피검자의 특성을 나타내고 있다.

표 6. 피검자의 특성

Variable	Mean	±SD
Age(years)	26	1.0
Height(cm)	174	5.5
Weight(kg)	75	3.1

#### 4.5.2 실험 방법

근피로를 유발하고, 측정된 근긴장에 의한 근경직을 분석하기 위해서 등척성 운동보다 효과적인 등속성 운동을 실시하였다. 등속성 운동중 근피로가 발생 되었음을 측정하기 위해서 토크의 변화를 관찰하였다. 토크의 감소에 따라 운동을 멈추고, 근육의 능동조절상태에서 탄성도 측정 시스템으로 근긴장을 측정하였다. 이를 위해 바이오텍스의 의자에 착석 후, 피검자가 무릎관절을 운동 할수 있는 0°~90° 범위를 설정한다. 이때 무릎관절을 근력계의 관절 시험기(attachment) 중심축과 동일한 위치로 조절하여, 무릎관절을 펴고 구부림 등속성 운동시 간섭을 제거하였다. 피검자는 대퇴직근만 사용하여, 운동 할수 있도록 주지시켰다.

단시간에 근피로를 유발시키기 위해서 하지 대퇴직근의 등속성 운동 프로토콜을 설계하였다. 그림 4.30은 설계된 운동 및 실험 절차를 나타내고 있다. 운동전에 자유 스트레칭을 5분간 시행한 후, 프로토콜에 따라 휴식후 MVC를 측정한다. 이때 발생된 근피로의 해소를 위해 10분간 휴식을 취하였다. 피검자는 최대 근력으로 무릎 관절을 90°로 폼다가 0°로 구부리는 관절의 등속성 운동을 시작한다(그림 4.31). 이때 운동의 속도는 180degree/s로 하였다. 이 속도는 0.5Hz로 무릎의 관절각이 0°~90°사이를 2초에 1회 왕복함을 의미한다.

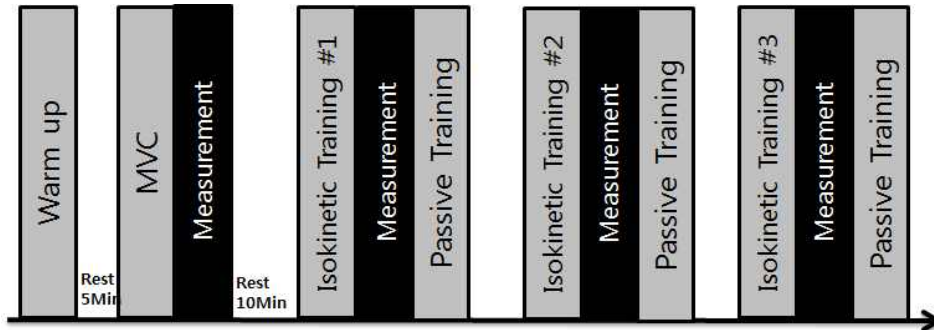


그림 4.30 등속성 운동 실험 절차

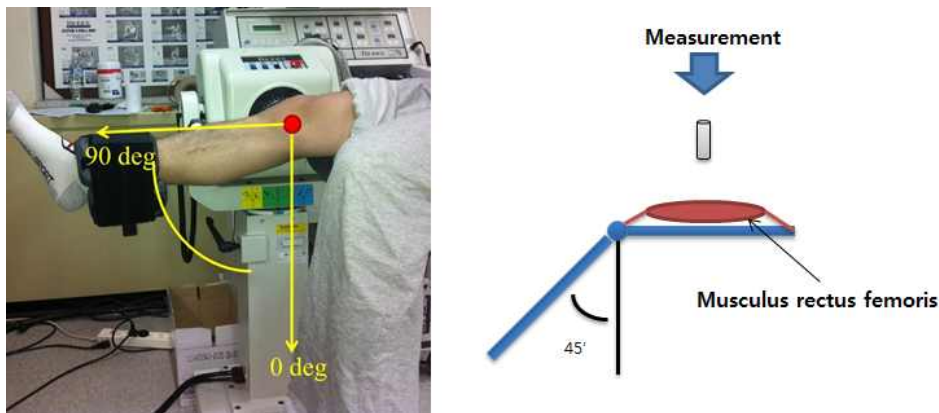


그림 4.31 등속성 운동(좌), 능동조절상태(우)

운동중 근피로가 발생하고, 이때 토크의 값이 MVC의 50%이하로 떨어지면 운동을 중지한다(그림 4.32). 이후 15초 이내에 혈중 젖산 농도를 오른손의 손가락에서 측정하였다. 등속성 운동에 대한 근피로의 영향만을 측정하기 위해서 매회 측정후, 타동운동을 5분간 실시하였다. 타동 운동은 능동조절을 위한 등척성 운동으로 발생된 물질대사의 부산물을 제거하기 위함이다. 등속성 운동과 능동조절상태의 측정, 타동운동을 1회(set)로 하여, 3회 반복 시행하였다. 프로토콜에 따른 운동중 바이오텍스 시스템의 토크와 운동속도 및 무릎관절 각도, EMG 신호를 동시에 수집 하였다(그림 4.33). 무릎의 관절 각도를 45°로 고정하고, 능동조절 상태에서 근긴장도를 측정하였다. 피검자의 운동 능력을 표준화하기 위해 MVC를 기준으로 5단계 수준으로 하였다. 능동 조절 단계는 MVC에 대해 0%, 20%, 40%, 60%, 80%로 하였으며, 각 단계를 유지하면서 근긴장을 측정하였다.

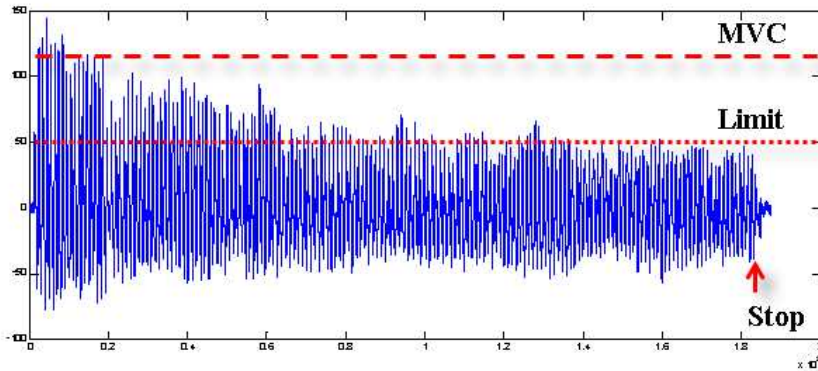


그림 4.32 등속성 운동의 토크 변화(N\*m)

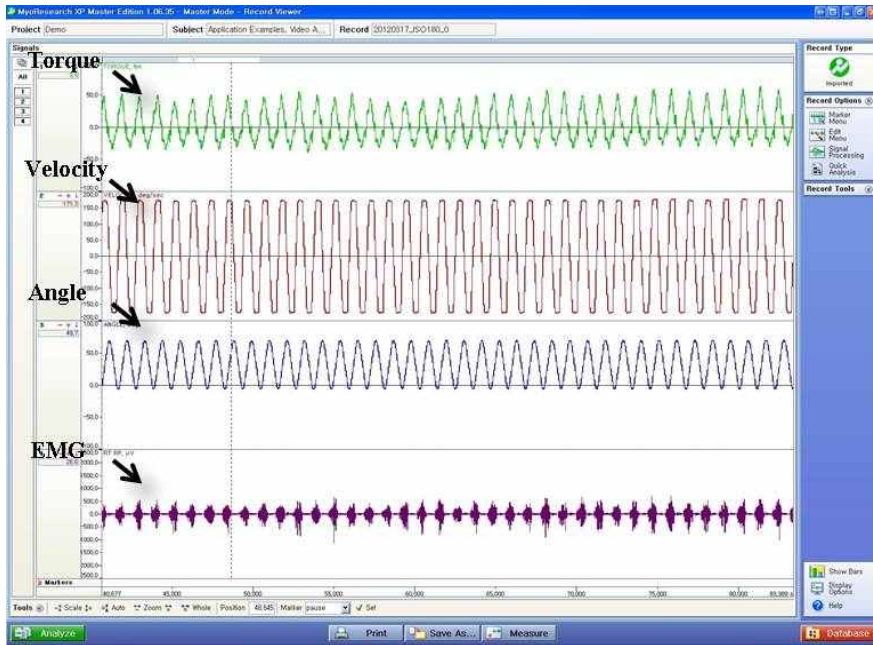


그림 4.33 등속성 운동중 수집된 데이터

그림 4.34는 실험에 사용된 혈중 젖산 측정기(lactate pro LT-1710, ARKRAY, Inc, Japan)와 측정용 스트립(lactate pro Test Strip, ARKRAY, Inc, Japan)을 나타내고 있다. 사용된 측정기는 젖산 농도 측정을 위해 5ul의 소량의 혈액과 60s 이내로 측정이 완료되는 특징이 있다. 측정값의 정확도는 오차율 3% 미만이다.



그림 4.34 범용 혈중 젖산 농도 측정기(좌), 측정용 스트립(우)

## 제 5 장 연구 결과 및 고찰

### 5.1 시스템 검증 결과 및 고찰

팬텀의 탄성도 측정 결과는 고탄성 물질로 지수 함수적으로 증가하는 경향을 보인다. 증가 특성은 점탄성 물질에서 나타난다. 이 경우 영률의 정의에 따라 나타내기 위해 압력 인가 초기의 접선을 구했다. Micro-Indenter의 압입시험 결과 그림 5.1과 같이 나타났다. 제작된 팬텀의 푸아송비(Poisson's ratio)를 측정 하였다. 푸아송비는 재료에 압력 인가시, 인가방향에 대한 가로방향 변형도와 세로방향 변형도 사이의 비율을 나타낸다. 팬텀 높이의 5%까지 세로 방향으로 압력 인가 전과 후의 가로 방향 변위를 측정하여 산출하였다(표 7). 압입시험 중 일정 거리에서 팬텀을 카메라로 촬영하여 변위를 측정하였다.

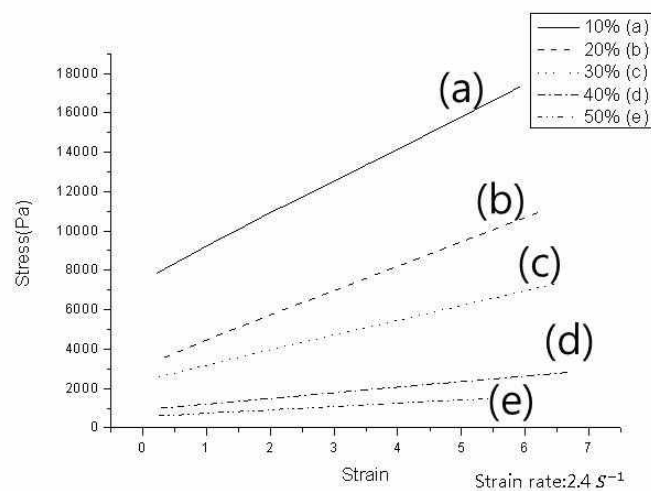


그림 5.1 Micro-Indenter의 압입시험으로 팬텀의 탄성도를 측정된 응력-변형률 곡선

표 7. 팬텀에서 측정된 푸아송 비

	10%	20%	30%	40%	50%
Poisson's ratio	0.58	0.61	0.68	0.43	0.77

연화제와 경화제의 혼합 비율이 1:9(10%(a))인 플라스틱 팬텀에서의 인가 압력값과 깊이별 변위를 평균하여 그림 5.2에 나타내었다. 이때 팬텀의 물성치는 깊이에 관계없이 동일하다고 가정하였다. 실제 측정값 역시 인가 압력에 따라 일정하게 변위가 발생하였다. 전체 높이에 대한 평균변위를 각 팬텀에서 10회 반복 측정하여 변위를 구하였다. 각 팬텀에서의 변위 측정 결과를 깊이 방향의 0.5cm 간격으로 평균 부분 변위와 표준편차를 측정하였다. 실제 팬텀 내부에 탄성도가 일정함을 확인 할수 있고, 압력 인가 부분에서 멀어짐에 따라 변위가 줄어들었다. 그림 5.3은 혼합 비율 1:9인 팬텀에서의 깊이 방향 0.5cm간격으로 부분 평균변위와 표준편차를 나타내고 있다. 10회 반복 측정한 깊이별 평균 변위를 표 8에 나타내었다. 각각의 팬텀에서 인가 압력을 식 2.5으로 공칭 응력값을 산출하였다. 팬텀에서 측정된 결과를 응력-변형률선도를 그림 5.4와 같이 나타내었다.

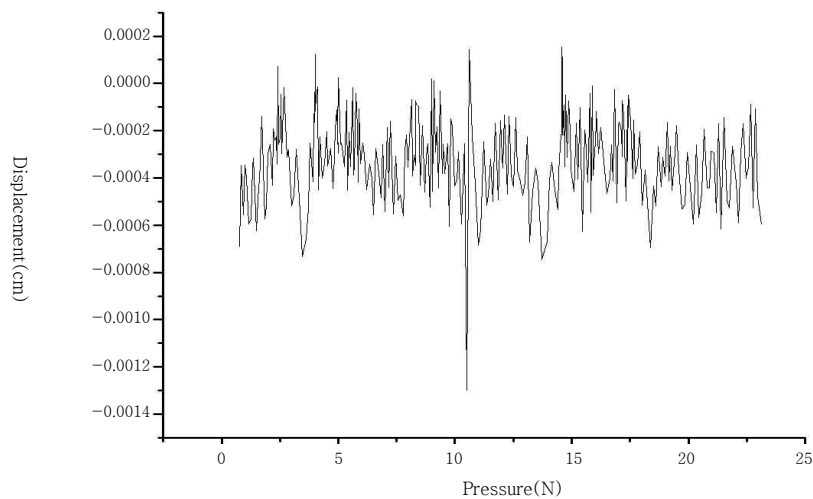


그림 5.2 팬텀에서 압력(N)에 대한 전체 높이에 대한 평균 변위(cm)



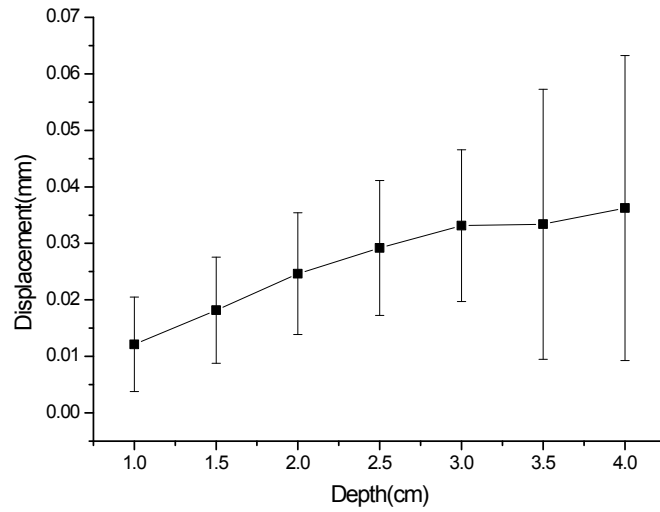


그림 5.3 연화제 비가 1:9인 팬텀에서 깊이에 따른 평균 변위와 표준 편차

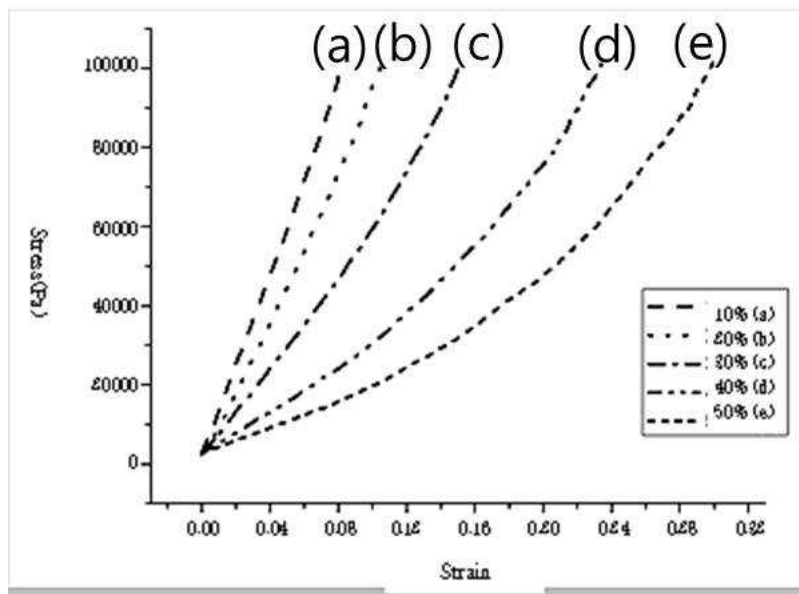


그림 5.4 설계된 시스템으로 팬텀에서 측정된 응력-변형률 선도

표 8. 각 팬텀에서 깊이에 따른 평균 변위( $\mu\text{m}$ )

깊이(cm)	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4
10%(a)	36.2	33.4	33.1	29.2	24.6	18.2	12.1
20%(b)	44.0	37.4	40.8	35.0	30.5	21.2	11.5
30%(c)	50.8	52.5	47.6	41.1	34.5	25.6	34.2
40%(d)	97.0	92.6	84.8	73.2	59.0	48.0	16.9
50%(e)	98.9	94.0	87.8	76.2	61.5	47.3	25.1

그림 5.3의 결과와 같이 압력 인가 부분에서 가까운 부분보다 먼 부분의 표준 편차가 급격히 커진다. 이 문제는 변위 측정을 위해 초음파를 이용하였기 때문에 초음파 주입부분에서는 초음파의 신호가 강하게 측정되고, 멀어짐에 따라 초음파의 중첩성과 흡수성으로 인해 그 강도가 급격히 낮아져서 발생한다. 또한 점탄성 특성을 가진 물질은 인가 압력에 따라 변위가 크게 일어나며 그 부분에서의 초음파 신호들간의 상관관계 낮아지면서, 스펙클 추적의 에러율이 크게 발생할 수 있다. 결과에서 압력 인가 부분에 가까운 부분의 변위가 작고, 멀어짐에 따라 증가 하였다. 이는 초음파 변환기에 가까운 부분은 적게 변하고 멀리있는 부분이 많이 변한 것이다.

깊이에 따라 편차가 증가하는 현상을 보완하기 위해 초음파 변환기를 추가하는 방법이 있다. 초음파 신호의 수집 정보량을 증가시켜 반사 신호의 해상도가 증가하고, 초음파 신호간의 상관계수를 높이는 방법이 효과적이다. 그러나 초음파 센서의 경제적인 부담과 이동성을 고려할 때, 적당한 초음파 변환기의 개수를 고려해야 한다.

표 8의 팬텀(c)에서 4cm 깊이의 평균 변위가 크게 나타났다. 이는 그 부분에서 반사체들의 분포가 일정하지 않아서, 변위가 크게 나타났을 것으로 예상된다. 플라스틱 원료의 배합시 속도를 조절하여 개선할수 있고, 진공 챔버를 이용하여 급속히 내각시켜 이러한 현상을 줄일수 있다.

설계된 시스템와 Micro-Indenter의 압입시험을 통한 탄성도 측정 결과를 그림 5.5에서 보였다. 평균 에러  $3279.8 \pm 5316.7\text{Pa}$ 로 나타났다. 최고 에러는 50%(e) 팬텀에서 10%의 오차를 나타냈다. Micro-Indenter와 비교 결과 탄성도 측정값의 오차는 설계된

시스템의 압입시험 결과를 Micro-Indenter의 압입시험 결과로 추정하는 과정에서 팬텀의 푸아송비의 측정 중 오차가 발생할 수 있다. 또한 Wallman[38]의 연구에서 발표된 물성치 값인 K의 추정식의 계수 값에 오차가 존재함으로 Micro-Indenter의 결과에서 오차가 발생할 수 있다. 초음파의 특성이 팬텀내부의 반사체에 의해 탄성이 증가된 것처럼 나타날 수 있다.

본 실험은 플라스틱 팬텀을 이용하였기 때문에 전체 변위를 구하여 평균처리 하였다. 하지만 인체에 적용할 경우 인체 내부구조에 따라 탄성이 다양하다. 시스템에 적용된 초음파의 스펙클을 통한 변위 추적법은 깊이에 따라 선택적으로 변위를 측정할 수 있다. 따라서 초음파의 진행 방향의 근조직에서 깊이별로 측정된 변위를 반영하여 부분별 탄성으로 나타내면, 인체의 장기 및 근육에서의 부분별 조직의 탄성이 측정가능 할것으로 사료된다.

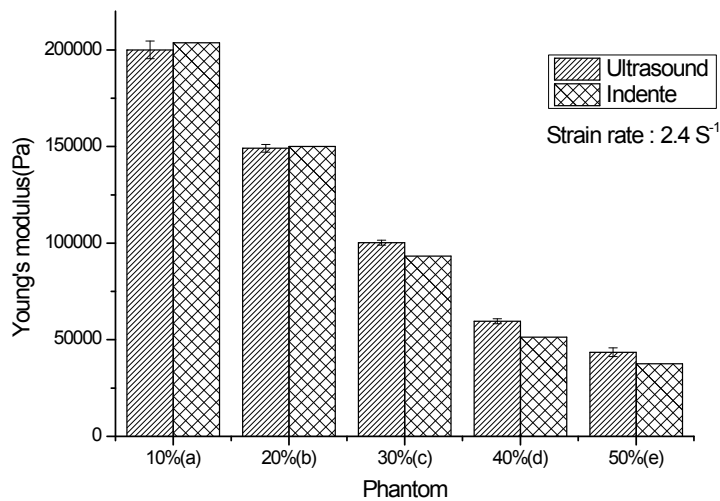
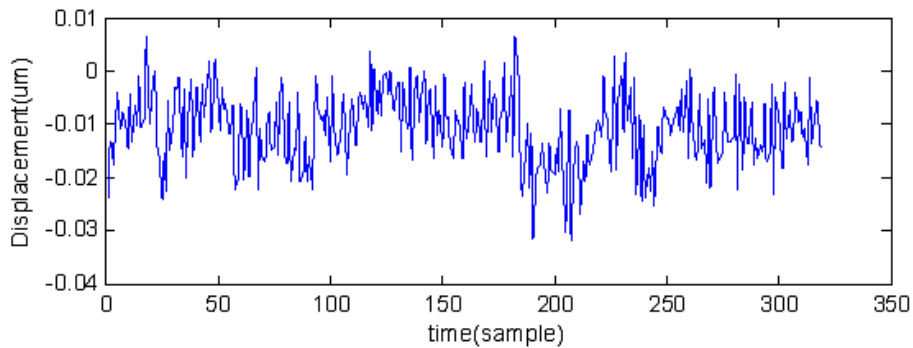


그림 5.5 각 팬텀에서 Indenter와 초음파 탄성도 측정 시스템을 이용한 탄성도 측정 값(Pa)

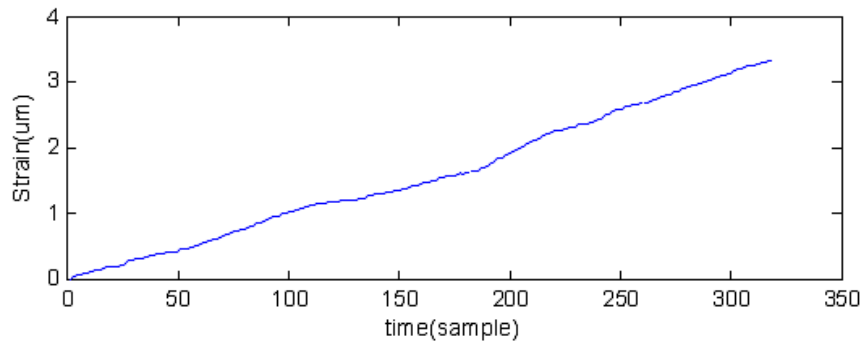
## 5.2 근긴장도 측정 결과 및 고찰

### 5.2.1 인가압력에 따른 변위 측정 결과

수집된 초음파 데이터를 신호처리 과정에 따라서 상호 상관분석법으로 추적을 하였다. 그림 5.6(a)은 시간에 따른 변위를 나타내고 있다. 이것을 근긴장도로 나타내기 위해서 근긴장도 측정을 시작하고 종료할 때까지의 변위를 누적시켜 그림 5.6(b)와 같은 압력 인가 시간에 따른 변위를 산출하였다. 이때 로드셀의 값이 (-)음을 가지는 데이터는 제거하고, 양을 가지는 값을 선별적으로 수집하였다.



(a)



(b)

그림 5.6 인가압력에 따른 변위 계산 과정. (a) 상호상관계산 후 얻어진 변위.  
(b) 인가 압력에 따른 변위

### 5.2.2 평균 근긴장도 측정 결과

하지 대퇴직근의 경직도를 측정하기 위해 무릎관절 토크의 크기가 동일한 힘에서 측정된 데이터를 응력-변형을 그래프로 나타내었다(그림 5.7). 각 3회 측정된 변위와 압력의 결과를 수집하였다. 이들의 기울기인 근긴장도는 각각 다른 결과로 나타난다. 무릎관절 토크의 크기를 일정하게 유지 했을 때, 동일한 긴장도를 갖는다고 가정할 수 있다. 따라서 3회 측정값의 평균 근긴장도를 구하기 위해서, 초음파의 진행 방향으로 깊이별 변위, n개에 대한 평균 변위와, 인가 압력에 대한 n개의 평균 압력을 계산하였다. 평균 압력에 따른 평균 변위의 그래프를 그림 5.7의 붉은 실선인 평균 근긴장도 곡선으로 나타내었다. 3회 측정된 응력-변형률 곡선에서 각각의 평균 기울기를 산출하고, 이를 1차 회귀곡선을 구하여 평균 긴장도로 나타내었다.

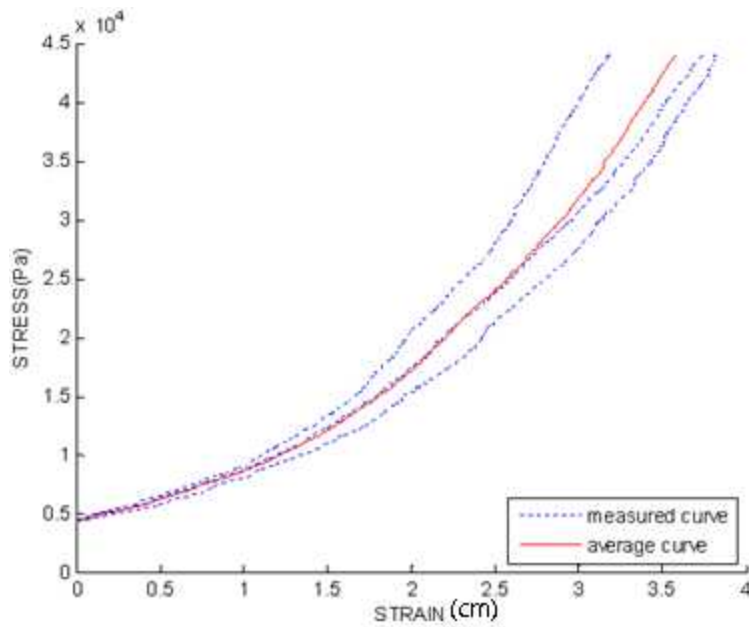
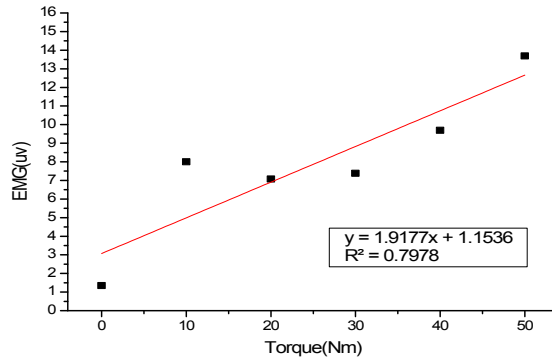


그림 5.7 응력-변형률 곡선

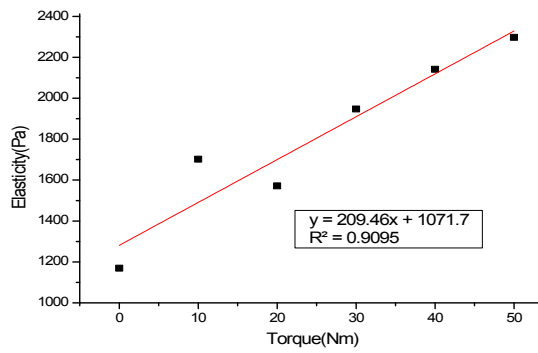
### 5.2.3 근긴장도와 근전도 측정 결과

우측 하지 대퇴직근에서 무릎관절토크의 크기가 증가함에 따라 근긴장도 역시 증가하는 것을 확인하였다. 표면근전도의 실효값 결과 역시 무릎관절토크의 크기가 증가할수록 실효값 결과가 선형적으로 증가함을 보였다.

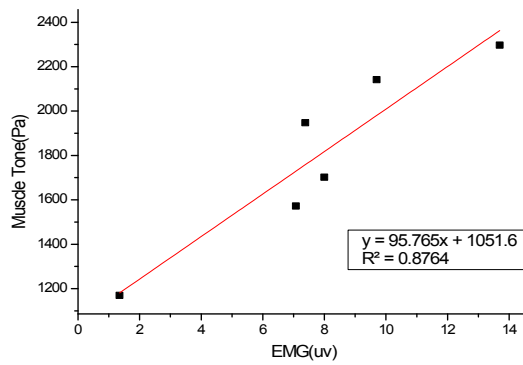
표면근전도의 실효값과 평균 근육경직도의 관계를 알아보기 위해 같은 무릎관절 토크값에 대응하는 표면 근전도의 실효값 결과와 평균 근육경직도의 결과를 그림 5.8(a),(b), ~그림 5.14(a),(b)에 나타내었으며, 그 결과에 회귀분석(regression analysis)을 통해 1차 추정 회귀직선으로 나타냈다. 그림 5.8(c), ~그림 5.14(c)에 표면근전도의 실효값과 근경직도의 관계에 대한 가장 유사한 추정선을 얻을 수 있었다. 또한 이러한 결과를 바탕으로 상관계수의 유의성검정을 통해 모두 선형관계( $R^2=0.9019\pm 0.065$ )에 있음을 알았다. 이러한 결과는 운동중 발생된 근조직의 형태적 변위를 초음파 영상으로 나타내는 Sonomyography로는 측정할 수 없는 실제 압력값을 이용한 방법으로 탄성도의 기계적 의미에 충실한 결과를 나타낸다[30][31]. 또한 기계적 진동을 관심근육에 인가하여 진동의 왜곡정도를 파악하여 근긴장을 분석하는 Myoton-2 장비를 이용한 근긴장도 분석은 피부 표면의 근육 정보만을 수집하는 단점이 있다[7]. 그러나 초음파 탄성도 측정 시스템을 이용한 방법은 관심근육에서 선별적으로 변위를 측정함으로써 보다 정확한 측정이 가능하고 사용자의 의사에 따라 특정 깊이에서 발생된 변위에 대해서만 선택적으로 탄성도 분석에 반영하기 때문에 적용 가능한 근육의 범위가 다양하다.



(a)

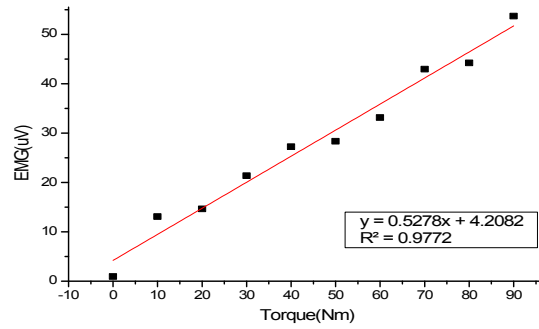


(b)

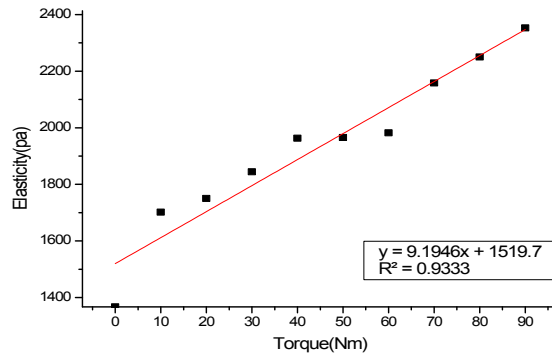


(c)

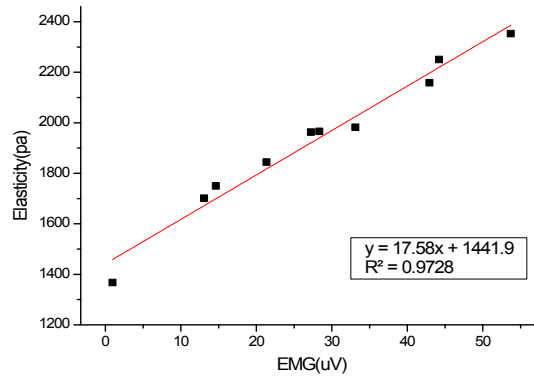
그림 5.8 피검자1에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 근긴장도와 근전도의 평균 효값 결과, (a)표면 근전도의 평균 실효값 결과, (b)평균 긴장도 측정 결과, (c)EMG vs Elasticity



(a)



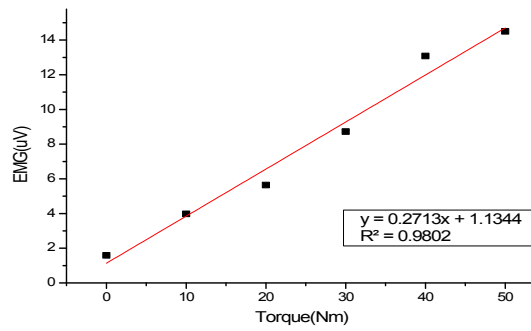
(b)



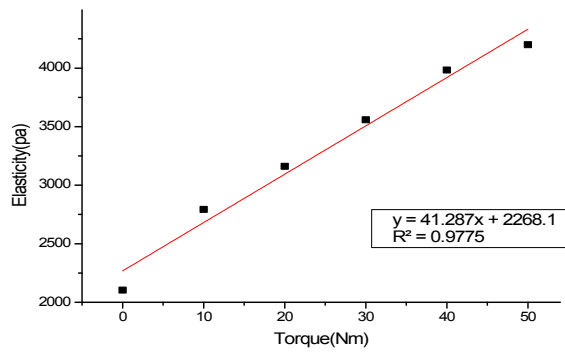
(c)

그림 5.9 피검자자2에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과, (a)표면 근전도의 평균 실효값 결과, (b)평균 긴장도 측정 결과, (c)EMG vs Elasticity

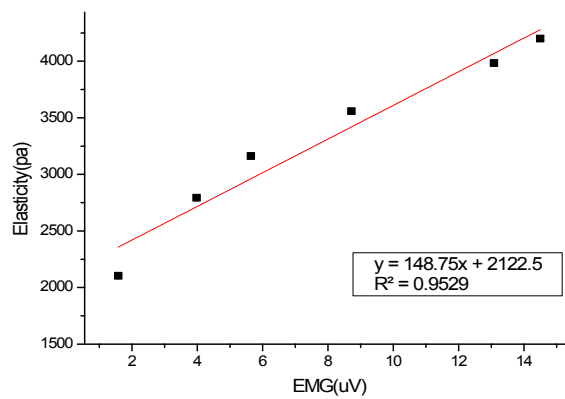




(a)

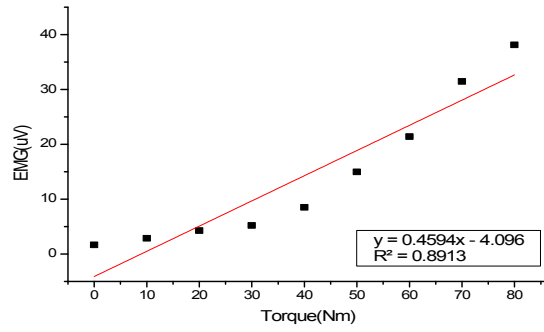


(b)

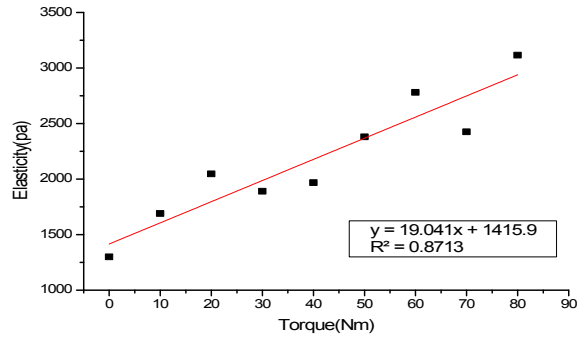


(c)

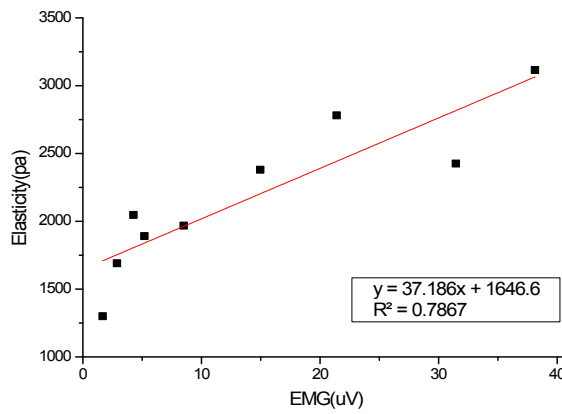
그림 5.10 피검자 3에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과, (a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과, (b) 평균 긴장도 측정 결과, (c) EMG vs Elasticity



(a)

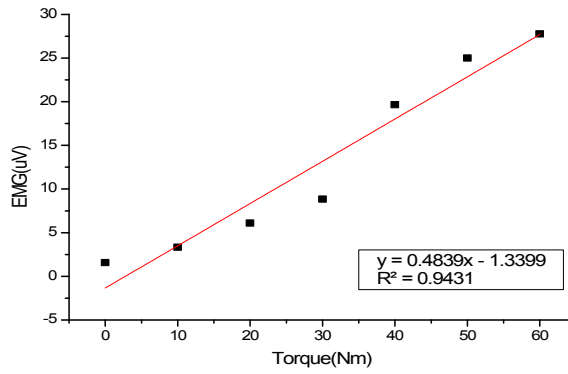


(b)

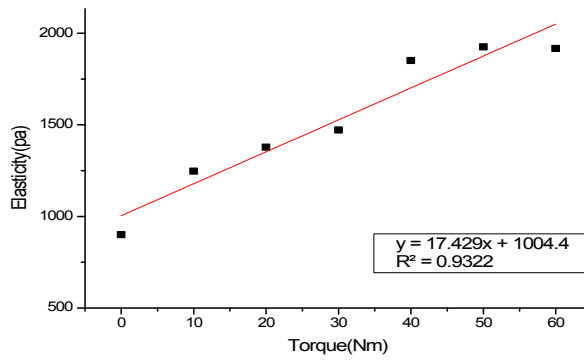


(c)

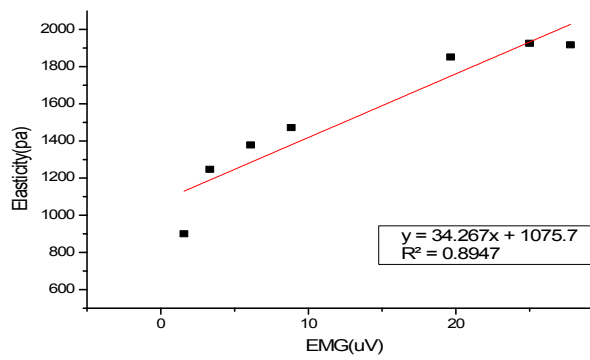
그림 5.11 피검자 4에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 근긴장도와 근전도의 평균 실효값 결과, (a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과, (b) 평균 긴장도 측정 결과, (c) EMG vs Elasticity



(a)

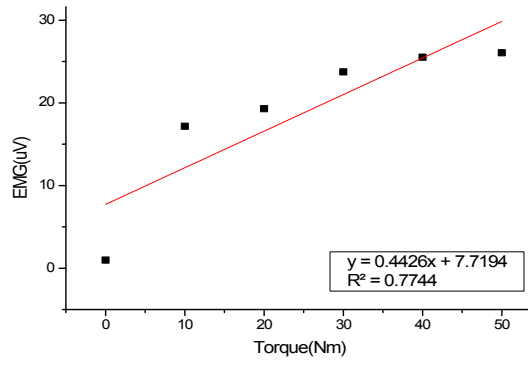


(b)

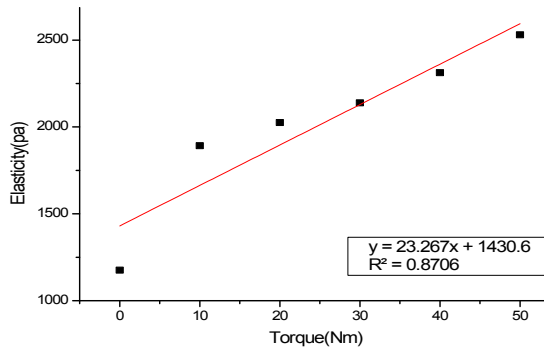


(c)

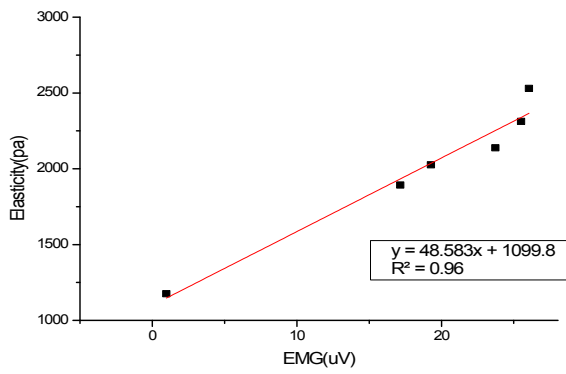
그림 5.12 피검자 5에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 근긴장도와 근전도의 평균  
 실효값 결과, (a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과, (b) 평균 긴장도 측정 결과,  
 (c) EMG vs Elasticity



(a)

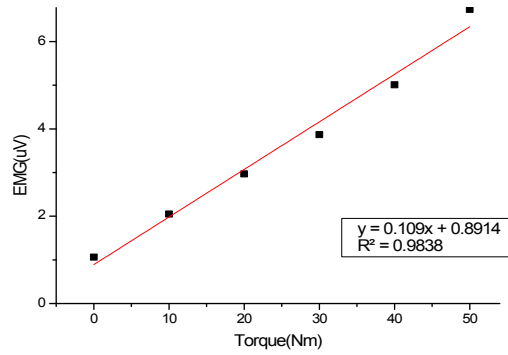


(b)

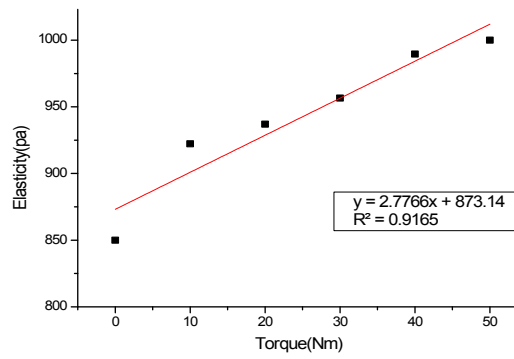


(c)

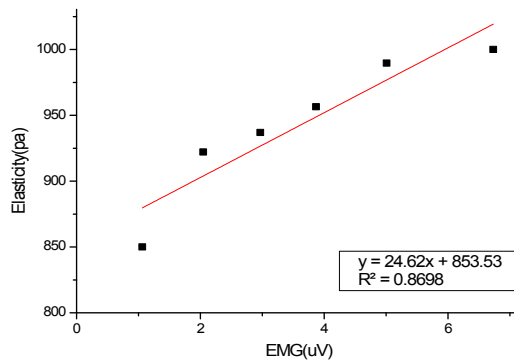
그림 5.13 피검자 6에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 근긴장도와 근전도의 평균  
 실효값 결과, (a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과, (b) 평균 긴장도 측정 결과,  
 (c) EMG vs Elasticity



(a)



(b)



(c)

그림 5.14 피검자 7에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 근긴장도와 근전도의 평균  
 실효값 결과, (a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과, (b) 평균 긴장도 측정 결과,  
 (c) EMG vs Elasticity

실험 결과에서 7명의 피검자들을 대상으로 토크의 크기에 따라 증가하는 근전도의 실효값과 근긴장도를 분석하였다. 이 결과를 바탕으로 근긴장도에 관한 추정식을 구하였다(식 4.1). 추정식에서 피검자 개인 탄성의 차이인  $k$ 값을 구하였다. 각 피검자의  $k$ 값을 표 9에 나타내었다. 같은 무릎관절토크의 크기에 대해서 피검자들마다 각각 다른 근전도의 결과와 다른 근긴장도의 결과를 얻었다. 이는 등척성 수축운동을 진행하는 과정에서 피검자들마다 각각의 MVC의 차이, 근육의 분포 상태 및 근지구력의 차이를 보이기 때문이다.

$$E_t \propto kF_t + k_0 \quad (\text{식 4.1})$$

$E_t$  : Elasticity of torque

$F_t$  : Force of torque

$k$  : Parameter expressing the elasticity

$k_0$  : Measurement offset

표 9. 등척성 운동의 발생 토크에 대한 측정된  $k$ 값

피검자	1	2	3	4	5	6	7
$k$	209.46	9.1946	41.287	19.041	17.429	23.267	2.7766

결과 분석 도중 초음파 신호의 변위 추적과정에서 신호간의 상관 계수의 값이 0.9 이하로 떨어지는 현상이 나타났다. 이 현상은 인체의 근육 조직이 근조직 뿐만 아닌 혈관, 신경, 피부, 지방, 뼈 등의 다양한 복합 조직이기 때문이다. 인체의 근육을 대상으로 실험을 진행하는 과정에서 근조직 내부의 물질대사 및 구조조적 요인에 의해 광범위한 변위가 발생할 수 있다. 이때 초음파 신호간의 상관성이 급격히 떨어지는 현상이 발생할 수 있다[44][45]. 따라서 근육 조직에서의 초음파 반사 신호만이 수집되는 것이 아니고, 주변 조직에서의 반사, 굴절된 초음파 신호가 잡음의 형태로 측정되기 때문이다. 근조직에서 초음파 신호의 상관 관계가 떨어지는 문제를 해결하기 위해 연구되어지고 있다. Yael Petrank et. al들은 Viterbi 알고리즘으로 광범위의 변형이 일어난 초음파 신호를 예측하고, 시뮬레이션 결과와 균일한 물질을 대상으로 실험 한

결과를 통해 변위  $\pm 6\%$  범위 내에서 에러 없이 추적할 수 있음을 보였다[47]. 본 연구에서는 변위의 추적이 최종 목적이 아님으로 이러한 현상이 발생한 경우 해당 시점의 데이터를 최종결과에 반영하지 않고 제외시켰다. 추후 연구에서는 예측 알고리즘을 사용하여 근긴장도를 계산하게 된다면 더욱 신뢰도가 높은 결과를 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 또한 실험 중 근긴장도 측정 결과에서 토크에 따라 근긴장도 결과가 지수함수로 증가하는 형태를 볼 수 있다. 그러나 10N과 20N의 사이에서 증가하는 관계가 역전되는 현상을 관찰 할수 있다. 이는 실험 과정중 MVC 측정후 10분간 휴식을 취하고, 이후 10N부터 10N간격으로 MVC의 70%에 해당하는 범위 내에서 측정을 진행 하였다. 이 때 MVC측정으로 근피로가 10N 측정시 추가적인 근긴장으로 나타났음을 알았다. 이는 MVC측정으로 발생한 근피로가 발생하여, 충분한 휴식을 취하지 못해 가교와 액틴의 결합상태가 유지되었기 때문이다.

### 5.3 등척성 운동시 근경직도 분석 결과 및 고찰

등척성 운동을 하는 동안 실시간으로 측정된 근전도 신호의 중앙주파수 변환 값을 분석 하였다. 운동 경과 시간이 지남에 따라 신호가 고주파에서 저주파 대역으로 이동하였다. 근섬유의 속근 섬유와 지근 섬유로 나뉘져 있어서, 초기 등척성 운동시 속근 섬유의 활동이 활발해져서, 지근 섬유에 비해 ATP의 소모가 빨리 진행된다[52]. 속근 섬유의 경우 중심주파수에서 고주파영역의 신호가 많이 측정된다. 이로 인해 근육의 피로가 증가할수록 고주파영역의 신호는 줄어들게 된다. 중심주파수가 고주파의 신호에서 저주파로 이동함에 따라, 근 피로가 증가되었다. 중심주파수를 표현할 때, 개인별로 측정시간의 차이가 있다. 따라서 시간을 정량화하여 표현하기 위해 시간축의 값을 백분율로 표시하였다(그림 5.15). 시간에 따른 근전도신호의 실효값을 살펴보면 실효값이 점점 증가함을 보여준다(그림 5.16). 실효값이 증가한다는 것은 근전도의 Peak-to-Peak값이 증가한다는 말과 같고, 근육섬유에서 나오는 전기적 신호가 증가한다는 것을 의미한다.

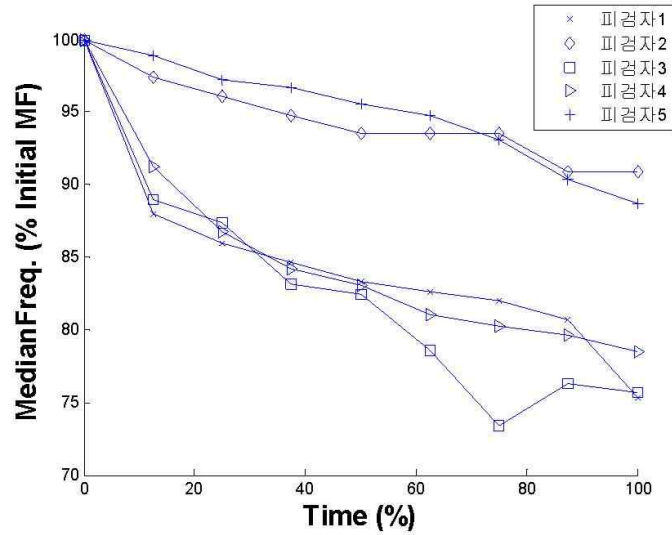


그림 5.15 시간에 따른 중심 주파수의 이동

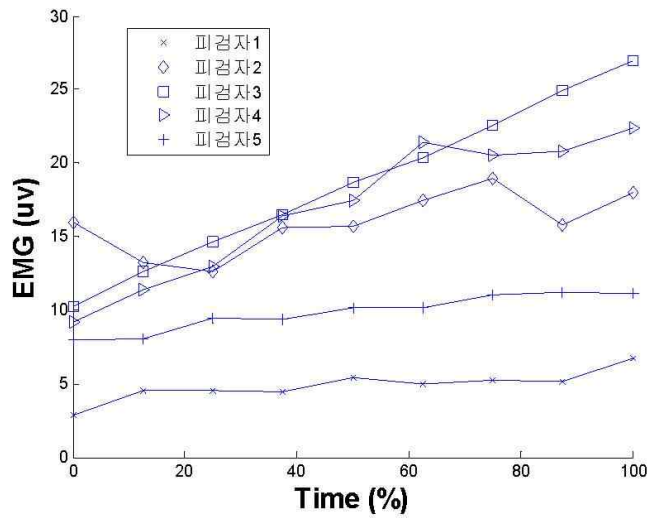


그림 5.16 시간에 따른 근전도 실효값의 변화

실험의 절차에서 피검자는 동일한 힘을 유지해야하기 때문에 근전도신호가 점점 커진다는 것은 실험 초기에 비해 같은 힘을 유지하기 위해선 더 많은 근육섬유의 수축이 요구되는 것을 의미한다. 그림 5.17에서와 같이 피검자 1의 결과에서 운동 전과 운



운동중, 운동후의 근경직도의 결과값을 나타내고 있다. 운동중의 결과는 근전도의 RMS 값에 비례해서 증가 하였다. 그러나 운동 전, 후의 근육의 경직도를 비교해 보면 운동 전보다 운동 후의 근긴장도가 감소(운동전:1.6kPa±0.5, 운동:1.5kPa±0.5) 하였다(그림 5.18). 그림 5.19에서 피검자 5명의 운동 전·후의 근긴장도의 변화를 나타내었다. 피검자 3은 운동 후의 근긴장이 증가하였다. 이는 운동 중 측정된 근긴장의 데이터가 높게 나타났기 때문이었다. 이는 긴장도 측정 부위가 이동하여 대퇴직근이 아닌 부위를 측정했을 것으로 사료되며, 그 데이터를 제외하면 다른 피검자의 결과와 일치하였다. A. Nordez et al.들의 연구에서 무릎 관절운동중 비복근에서 진동기를 이용하여 등척성 운동시 근긴장도의 측정 결과와 동일하다[53]. 이들의 연구에서도 운동중 근탄성은 증가하였으나, 무부하시 측정된 탄성도는 운동전과 비교하였을 때, 운동후가 감소한 것으로 나타났다. 운동중에 발생하여 축적된 젖산과 근피로가 운동후 근긴장도 측정을 위해 수동조절 상태가 되면서 빠르게 이완을 거듭하여, 오히려 근육이 늘어져 버리는 근육크리프현상(muscle creep phenomenon)이 일어났을 것이다[57]. 이 결과로 근경직의 측정은 근육의 능동조절상태에서 근긴장도의 차이를 비교하는 것이 합리적임을 알았다. 운동중 EMG, 토크 뿐만 아니라 근긴장중 물질대사의 관찰이 필요함을 알았다.

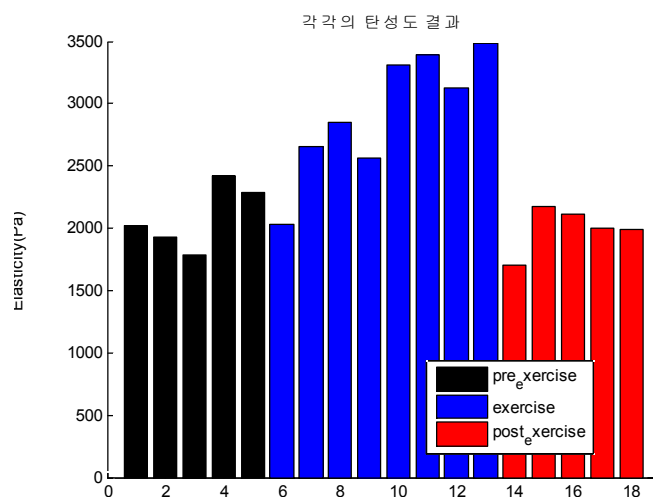


그림 5.17 피실험자 1의 운동시 측정된 근경직도

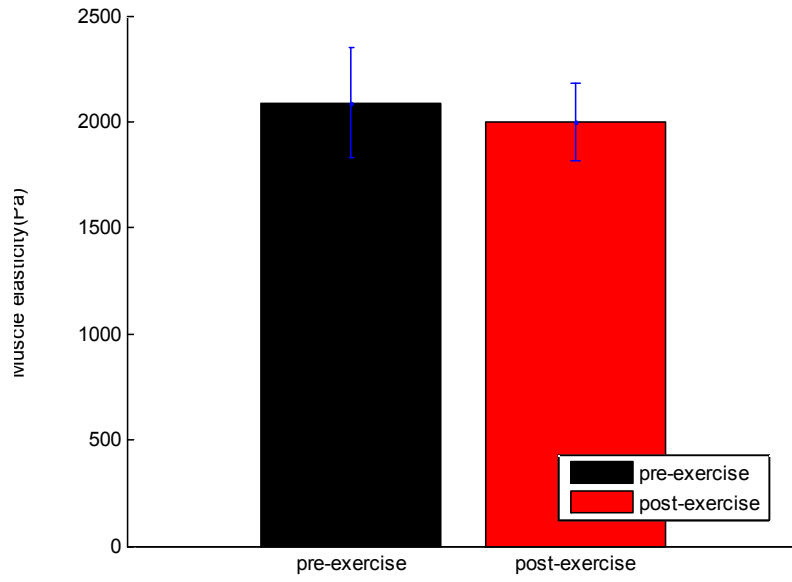


그림 5.18 피실험자 1의 운동 전후의 근경직도 비교

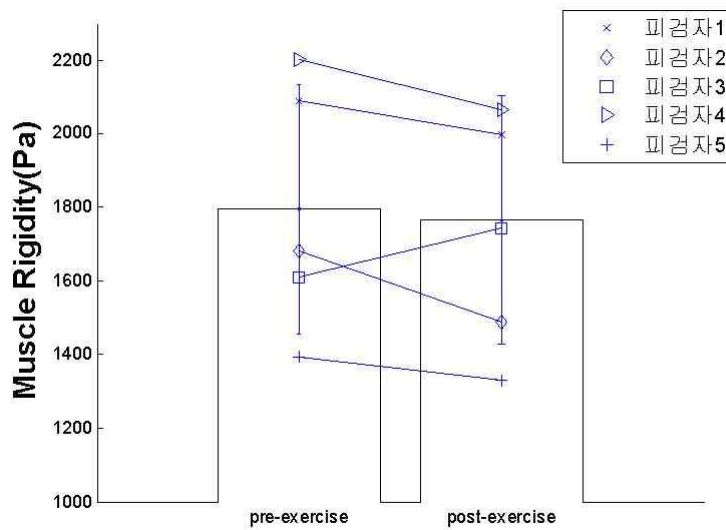


그림 5.19 운동 전,후의 근경직도 비교(n=5)

## 5.4 등속성 운동시 근경직도 분석 결과 및 고찰

대퇴직근만을 사용하는 등속성 운동중 수집된 측정 데이터는 무릎관절에서 발생된 토크, 운동 속도, 관절 각도, EMG 신호이다. 각 피검자의 측정 결과에서 토크와 각도를 곱하여 근력을 산출하였다. 그림 5.20은 피실험자1의 산출된 근력을 운동진행 시간에 따라 평균과 표준편차로 나타내었다. 운동의 시행 횟수에 따라 발생된 근력이 초기 1회에는 급격하게 감소하고, 이후에는 그 감소의 변화폭이 줄어들었다. 운동의 진행에 따라, 일정 반복 이후에는 발생된 근력이 감소하여 일정하게 유지되었다. 운동이 진행되는 동안 수집된 EMG 신호를 이용하여, 그림 5.21은 RMS의 변화를 나타낸다. 근피로가 증가함에 따라 EMG신호의 RMS값이 수행 횟수에 따라 증가하였다. 이는 M.Gonzalez-Izal et al.와 Nina K.와 Vollestad의 연구에서 운동에 의해 나타난 근력의 감소에 따라 근피로가 발생했음을 나타낸다[54][55].

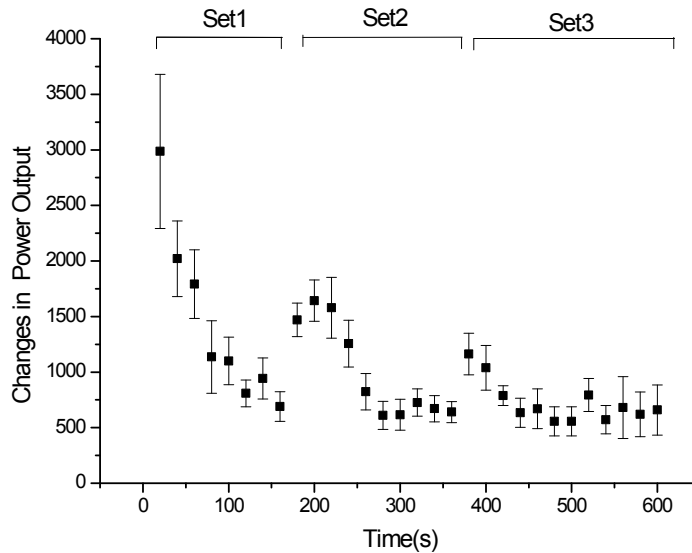


그림 5.20 피실험자1의 등속성 실행 횟수에 따른 근력 변화(mean ±SD)

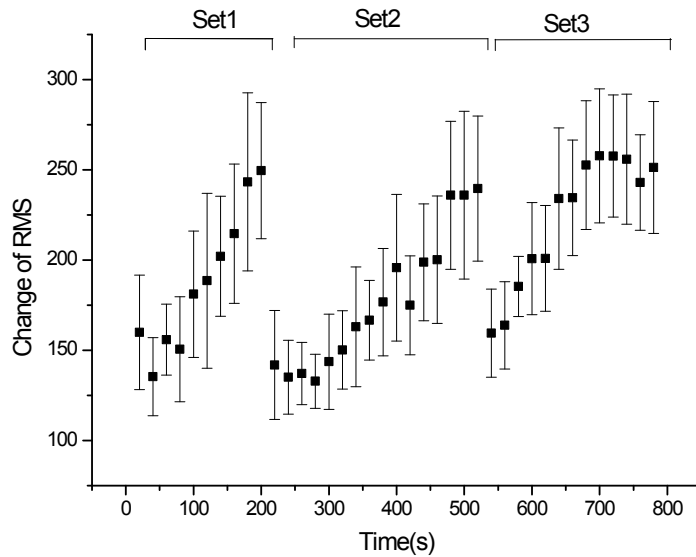
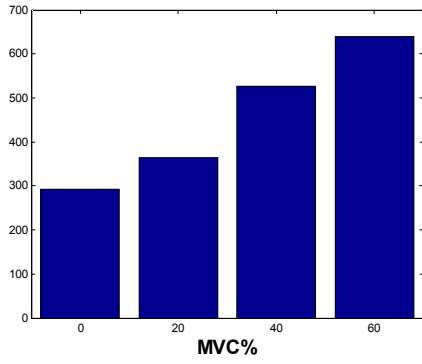


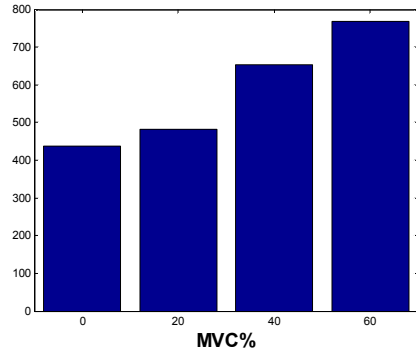
그림 5.21 피실험자1의 등속성 운동 EMG의 RMS값(mean ±SD)

프로토콜에 따라 운동중 MVC에 대해 3단계의 능동조절상태에서 근긴장도를 측정하였다. 피검자1의 측정된 근긴장도 값을 그림 5.22의 (a), (b), (c), (d)로 나타내었다. 3회 측정된 근긴장도를 그림 5.23에 함께 나타내었다. 운동전의 결과보다 운동 횟수가 증가함에 따라, 근긴장이 증가된 상태로 나타남을 확인 하였다. 마지막 3회 운동 시행에 있어서 근긴장도가 이전의 값에 비해 크게 감소하였다. 능동조절상태를 3단계로 하였으나, MVC의 0%의 측정값은 수동조절상태가 된다. 능동조절단계를 높일수록 운동 횟수의 진행에 따라, 근긴장이 떨어짐을 알았다.

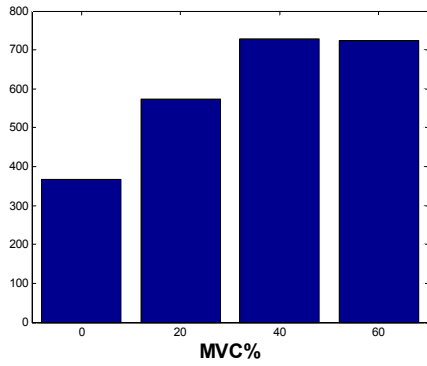
근긴장의 정도가 운동의 횟수 증가에 따라 비교적 비례한 형태로 나타난다. 각 피검자의 운동중 근긴장도 측정 결과를 표 10,~표 16에서 보였다. 표 17는 매회 측정된 혈중 젖산 농도를 나타내고 있다. 젖산 농도는 운동전에 비해 운동후 증가된 후 유지되는 것으로 나타났다.



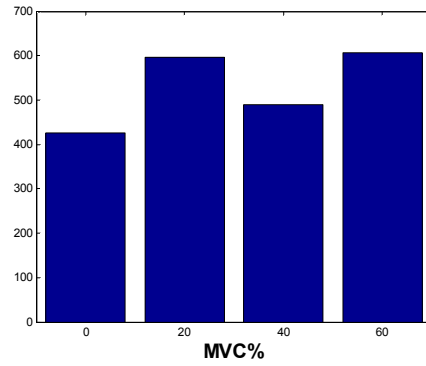
a) 운동전



b) 1회 운동 후



c) 2회 운동 후



d) 3회 운동 후

그림 5.22 피실험자 1의 근경직도 결과

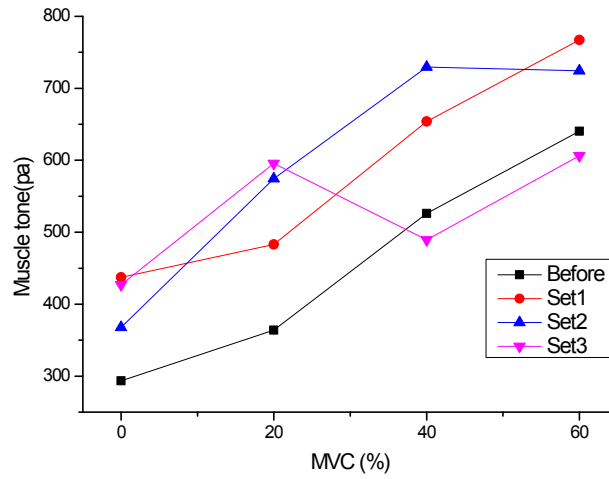


그림 5.23 피실험자 1의 운동 전,후 근경직도 결과

표 10. 피실험자 1의 측정 결과(pa)

%MVC	0	20	40	60
Before	293.2945	363.8951	526.0421	640.3306
1	437.1656	483.1358	653.9841	767.3266
2	367.7058	574.3828	729.5771	724.2303
3	426.9106	595.5660	489.3970	606.3958

표 11. 피실험자 2의 측정 결과(pa)

%MVC	0	20	40	60
Before	409.5640	527.3042	639.7048	887.3934
1	514.4117	745.6851	673.3730	822.5829
2	636.9057	612.6262	630.7690	688.4193
3	575.0406	768.5566	748.9261	666.1356

표 12. 피실험자 3의 측정 결과(pa)

%MVC	0	20	40	60
Before	1318.7690	1925.1290	1691.4090	2344.3740
1	2229.4890	2341.3270	2750.8230	4036.3710
2	2651.5780	2142.1090	2697.7850	2066.8440
3	2165.6390	2185.4010	1941.2160	2862.8650

표 13. 피실험자 4의 측정 결과(pa)

%MVC	0	20	40	60
Before	865.1776	534.1642	614.0739	717.6327
1	844.0719	586.6383	702.6249	906.6568
2	796.7607	591.5457	766.1328	1219.6487
3	732.3530	568.2131	895.9638	694.4454

표 14. 피실험자 5의 측정 결과(pa)

%MVC	0	20	40	60
Before	297.1331	370.6965	439.2504	676.5124
1	464.4624	504.311	531.1517	763.3317
2	520.2287	489.0241	520.1247	572.1399
3	550.3106	457.1819	497.6319	494.8332

표 15. 피실험자 6의 측정 결과(pa)

%MVC	0	20	40	60
Before	708.3332	600.4659	747.1627	1214.7920
1	1111.0090	691.3063	979.2407	1157.578
2	967.1372	843.1320	1395.5420	1777.3200
3	1113.373	722.9032	1459.575	2045.905

표 16. 피실험자 7의 측정 결과(pa)

%MVC	0	20	40	60
Before	374.69224	349.98261	419.39815	406.92952
1	392.9347	413.79473	480.50408	519.26982
2	530.56397	460.05243	491.12175	487.03457
3	548.61705	467.63932	440.21623	543.58294

표 17. 측정된 젓산 농도(mmol/l)

Exercise\subject	1	2	3	4	5	6	7
Before	1.4	2.9	1.7	2.8	2.9	4.4	1.6
After(set 1)	5.3	6.6	4.4	5.4	7.3	10.6	10.6
After(set 2)	6.2	6.7	13.0	7.0	4.8	11.0	9.9
After(set 3)	5.4	7.0	7.2	5.4	5.2	8.2	11.1

등척성 운동중, 근긴장도 측정에 대한 연구를 통해 능동조절상태의 근긴장이 근전도의 RMS값과 선형관계에 있음을 검증을 통해 확인하였다. 등속성 운동중 측정된 결과는 등척성 운동중의 근긴장도 변화에 비해 일정하게 증가하지는 않았다. 이는 운동중 발생된 근피로에 의해 능동조절상태에 필요한 지근과 속근의 근력 발생 능력이 운동 횟수가 증가함에 따라 상실 하였음을 확인 할수 있었다. 이것을 고려하여 등속성 운동중의 결과 분석에서는 능동조절 최고 단계인 MVC의 80%를 제외시켰다. 또한 MVC의 0%는 수동조절 상태에 해당하므로 근섬유가 이완되어 근긴장이 반영되지 않으므로 제외시켰다. 근긴장도 측정에 있어서 능동조절상태는 근육 늘어짐 현상 없이 가교의 결합상태에서 근장력만을 반영한다. 이때 근긴장은 가교의 결합 수 및 근력 발생 능력과 관계가 있음을 Nordez et al.[53]들의 연구를 통해 제시되었다. 이를 바탕으로 등속성 운동을 통해 근피로를 유발하고, 지속적인 근피로에 따른 근경직이 유발되었을 것임을 예상 할수 있다. 그림 5.24의 RMS변화 크기는 그림 5.20의 등속성 운동중 발생된 근력의 시간적 변화의 평균에서 1차 회귀식값으로 기울기로 변화하여 그



증가폭을 나타내었다. 발생한 변위에 대해 누적하여 그림 5.24의 붉은 실선으로 나타내었다. 운동의 1회에 발생한 변위에 비해 2회, 3회 진행됨에 따라 그 변위는 줄어들었다. 운동 횟수가 증가하면서 누적된 피로에 의해 근육의 근력 발생 능력이 급격히 감소하고 있음을 알 수 있다. 이때 능동조절상태에서 근긴장을 측정된 결과를 운동전과 운동 최초 1회 운동후의 근긴장도와 비교하였다(그림 5.25). 운동전의 근긴장과 운동 후의 근긴장이 평균  $124.72 \pm 4.77(\text{pa})$  증가하여 나타났다. 이는 운동전 발생한 근력에 대해 근긴장의 정도가 운동후의 동일한 근력의 근긴장 보다 증가된 것으로 나타났다. 이는 근경직도 측정을 위한 이론과 부합된다. 등속성 운동시 발생된 근피로로 인한 물질대사의 억제로 근력 발생에 필요한 가교 외에 근경직으로 인한 가교의 결합이 유지되는 것이다.

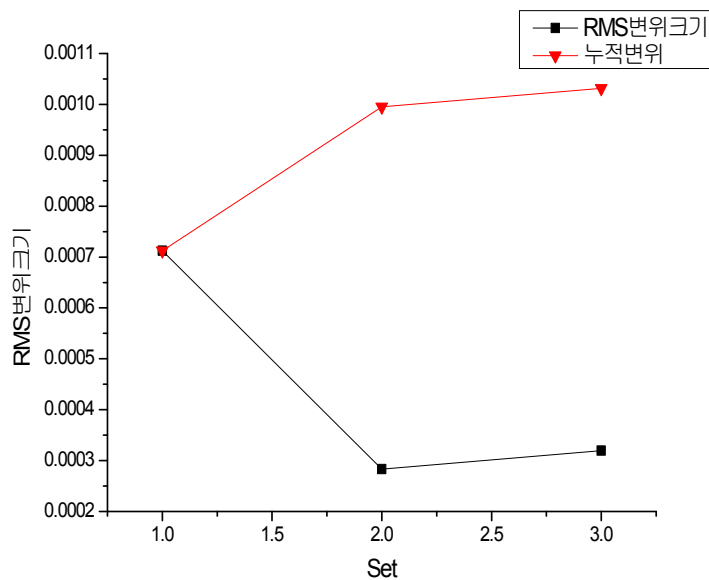


그림 5.24 피실험자1의 등속성 운동 횟수별 EMG의 RMS값 변화

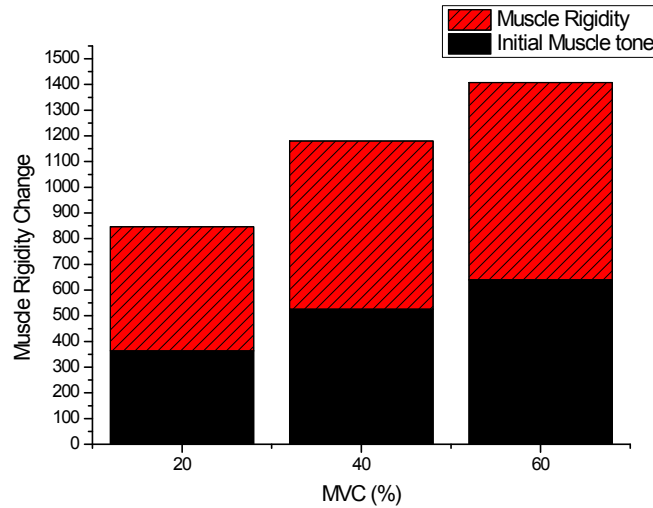


그림 5.25 피실험자 1의 근경직도

등속성 운동을 통해 발생된 근피로로 인해 근육내부의 물질대사에 불균형이 발생되었다. 근섬유 사이에 공급된 혈액이 근피로의 증가로 순환이 억제되어 근섬유 조직에 누적된다. 또한 물질 대사의 장애로 젖산이 충분히 분해되지 않아 근섬유 사이에 누적된다. 지속적인 운동을 통해 산소의 소비와 속근과 지근의 근력 발생능력이 저하되고, 발생된 젖산의 누적으로 가교의 결합이 분리되지 못하여 근긴장이 증가한 것이다. 따라서 식 2.22에서 운동전의 근긴장( $E_t$ )에 대해 운동후 증가된 근긴장( $E_t'$ )에서 근경직( $E_p$ )를 판단할 수 있다. 그림 5.26, ~그림 5.32에서 운동전·후의 근긴장을 능동조절의 단계별로 나타내었다. 운동의 3회 반복 실행한 결과에서 축적된 근피로로 인한 근긴장의 결과가 역전되었다. 능동조절상태를 유지하는 근력 발생능력이 떨어져서 근긴장도가 역전됨을 확인하였다.

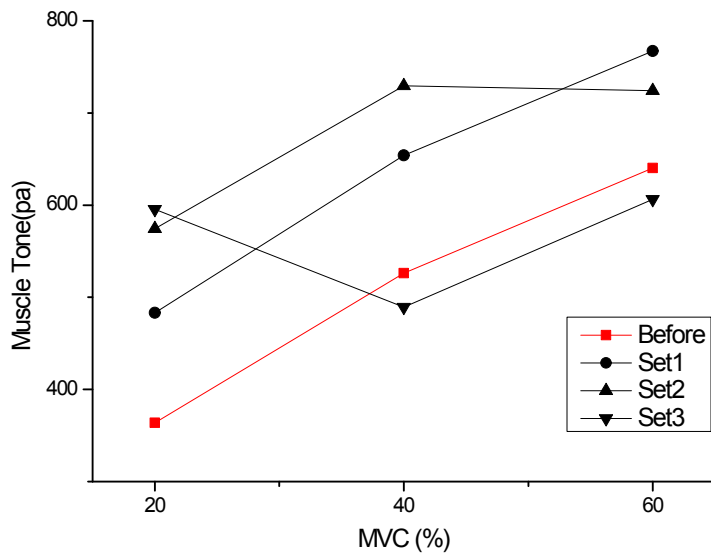


그림 5.26 피검자 1의 근경직도 측정값

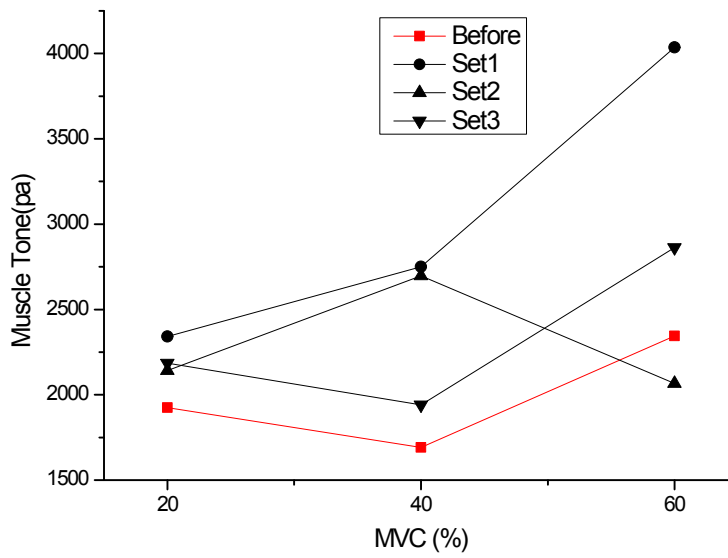


그림 5.27 피검자 2의 근경직도 측정값

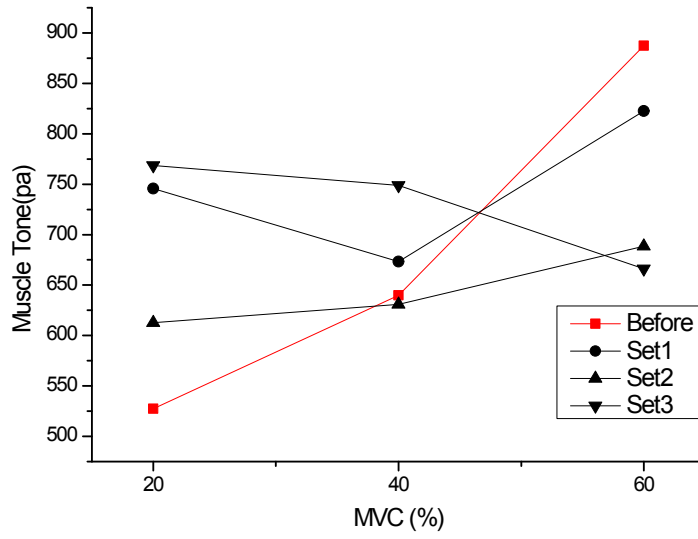


그림 5.28 피검자 3의 근경직도 측정값

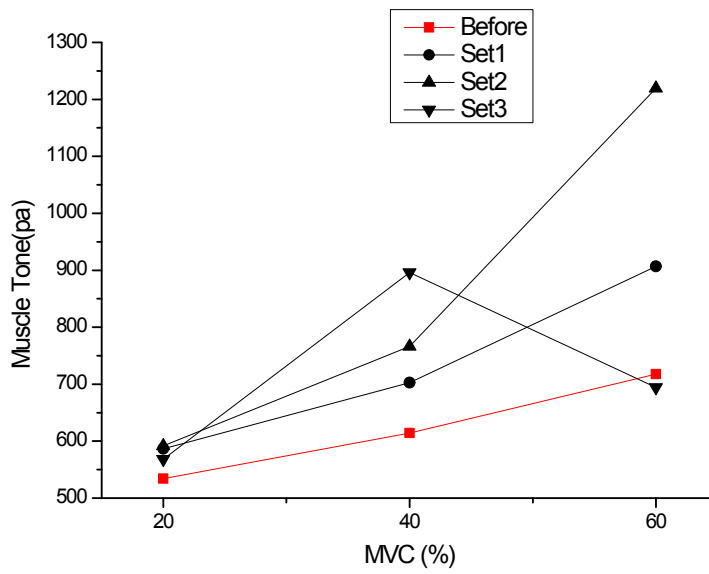


그림 5.29 피검자 4의 근경직도 측정값

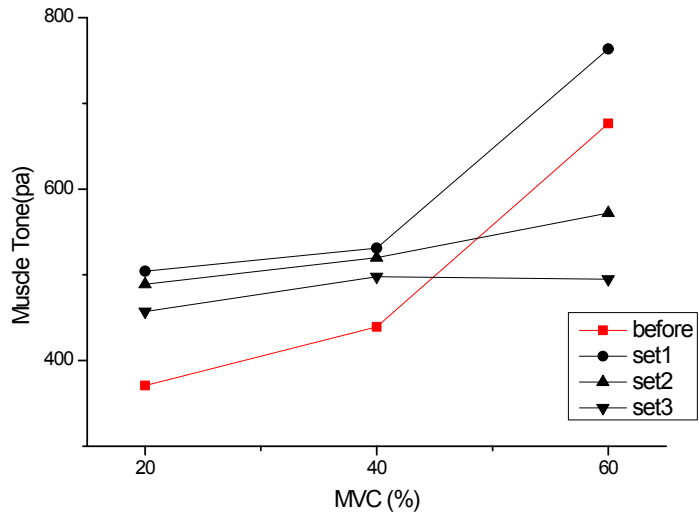


그림 5.30 피검자 5의 근경직도 측정값

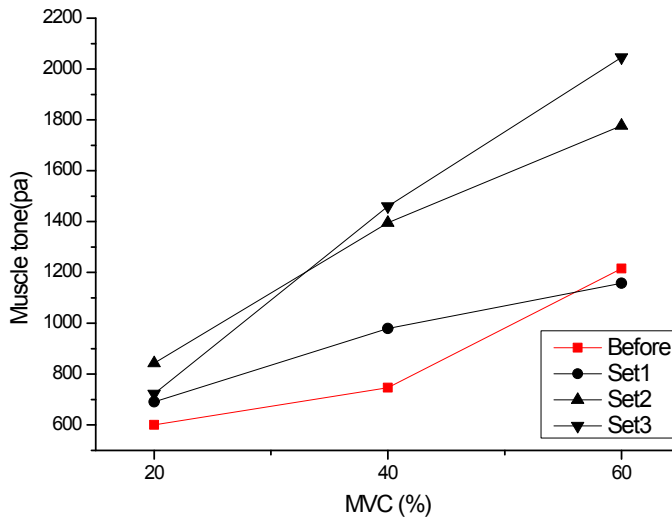


그림 5.31 피검자 6의 근경직도 측정값

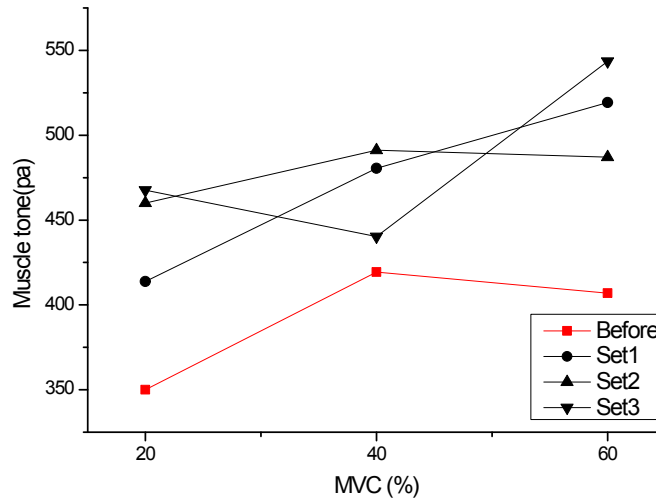


그림 5.32 피검자 7의 근경직도 측정값

능동조절 단계 20%, 40%, 60%중에서 발생된 근긴장의 역전 현상을 고려 하였을때, 운동 능력을 충분이 가지고, 근긴장을 조절 가능한 상태인 MVC 20%에서 근긴장도를 측정 하는 것이 타당하다. MVC 20%의 근긴장도 측정 결과를 그림 5.33에 나타내었다. 운동전과 운동후의 증가된 근긴장은 피검자가 발생하는 근력에 대해 실제 근육에서 액틴과 미오신사이의 가교의 결합수로서 근긴장의 정도를 추정 가능하며, 이를 근경직도로 나타낼수 있다. 그림 5.34에서 MVC 20%에서 각 피검자의 증가된 근긴장을 경직도로 나타내었다. 또한 운동 중에 측정된 혈중 젖산농도의 변화를 그림 5.35에 나타내었다. 운동전의 젖산 농도에 비해 1회 운동 후에 크게 증가했음을 확인 할수 있었다. 운동 횟수가 증가함에 따라 젖산의 농도가 일정하게 유지됨을 보였다. 피검자별 운동전과 운동후의 혈중 젖산 농도를 그림 5.36에 나타내었다. 운동 중에 피검자별 혈중 젖산 농도 변화를 그림 5.37에 나타내었다. 그림 5.38에서 피검자별 혈중 젖산 농도에 따른 근경직도를 나타내었다. 젖산 농도와 근경직도 결과에서 1차 회귀분석을 통해 회귀식을 구하였다. 젖산 농도에 대한 근경직도의 유의성 검정 결과 선형관계

( $R^2 = 0.74$ )에 있었다. 따라서 제안된 근경직 측정 이론으로 근경직도를 객관적으로 측정 가능함을 확인하였다. 근경직도의 측정에 있어서 운동정도가 피검자마다 다르며, 물질순환의 정도 차이가 있다. 또한 한 피검자를 대상으로 오른쪽 왼쪽의 하지 대퇴 직근의 근경직도 차이를 비교하는 것이 더욱 타당하다. 탄성분석법을 이용하여, 1명의 피검자의 인체에서 오른쪽, 왼쪽의 승모근의 근긴장도를 측정하되, 이를 이용하여 근경직도를 산출하여, 평가에 적용 가능할 것이다. 좌우의 근긴장성 발달장애들의 질병에 대한 진단이 가능할 것이다.

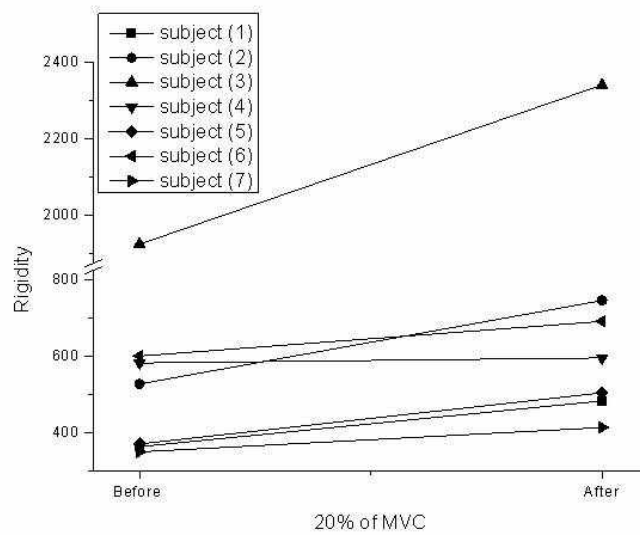


그림 5.33 운동 전.후의 근경직도 비교

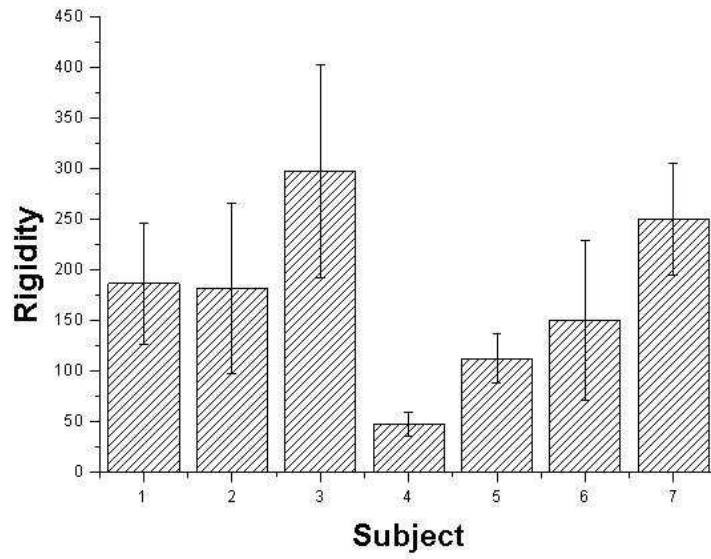


그림 5.34 MVC20%의 근경직도(mean±SD)

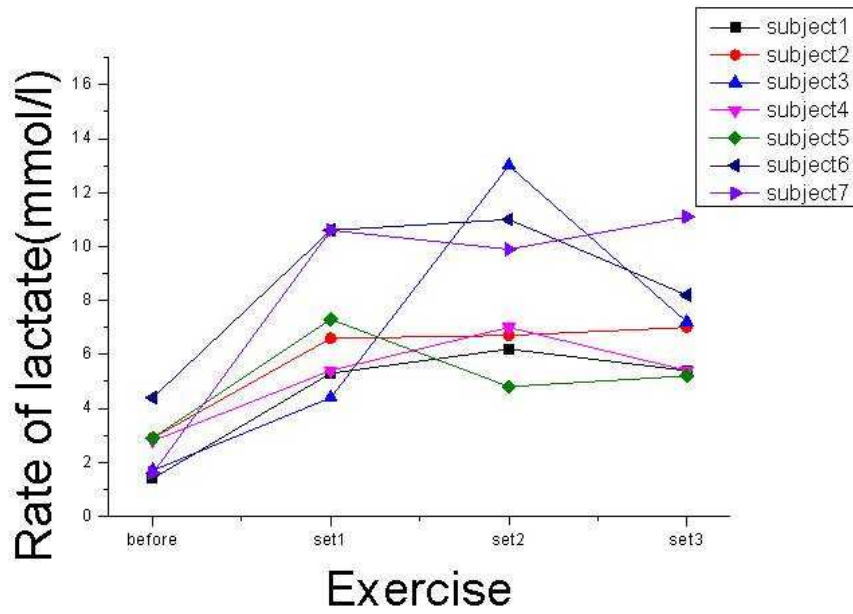


그림 5.35 운동 중, 혈중 젖산 농도 변화



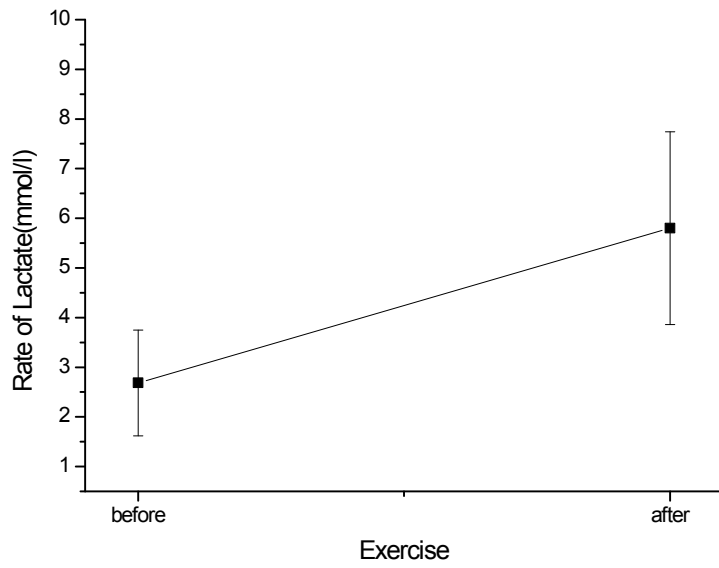


그림 5.36 운동 전·후의 혈중 젖산농도

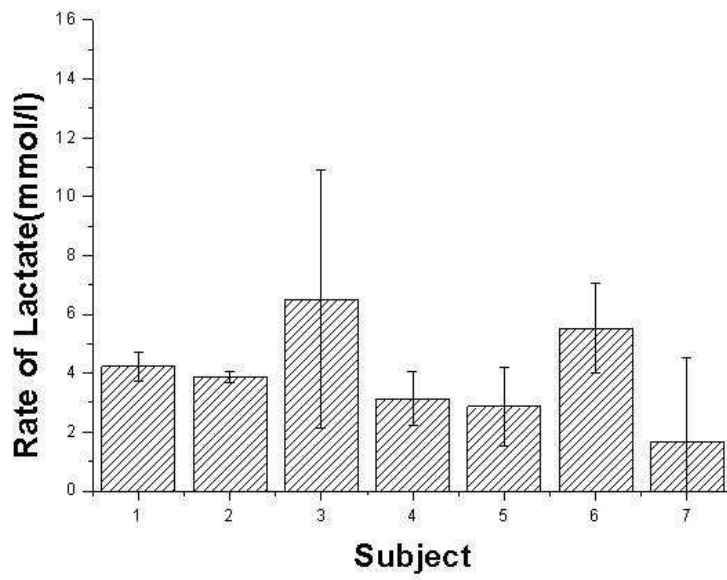


그림 5.37 피검자의 혈중 젖산 농도 변화

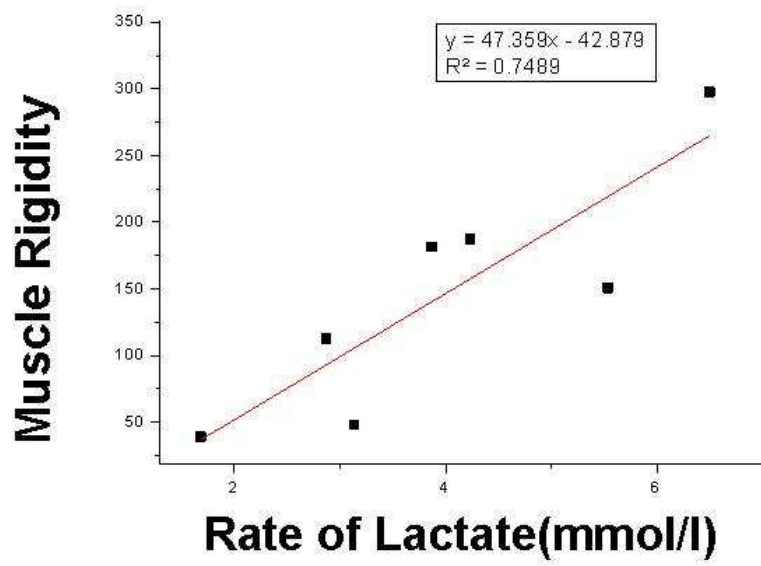


그림 5.38 혈중 젖산농도 vs 근경직도

## 제 6 장 결 론

인체의 근조직 경직으로 인해 발생하는 복합적인 질병 및 장애를 객관적, 정량적으로 측정하기 위한 근경직도 측정 시스템을 설계하였다. 초음파의 스펙클 특성을 이용한 스펙클 추적 방법으로 물질의 탄성도를 측정하여 인체내의 조직의 경화도를 비침습적 측정을 한다. 제작된 시스템의 검증을 위해 연화제와 경화제 비율(10%(a), 20%(b), 30%(c), 40%(d), 50%(e))을 차등화한 플라스틱 팬텀을 제작하였다. 팬텀에서 설계된 시스템과 압입시험을 통하여 탄성도를 측정하였고, 두 결과를 비교 분석하였다. 플라스틱 팬텀에서 압입시험의 탄성도 측정결과와 설계된 시스템에서 측정된 탄성도의 결과는 탄성도값의 표준 편차가 적고, 오차가 일정하게 나타났다. 따라서 설계된 시스템을 이용하여 팬텀에서의 탄성도를 측정 가능함을 확인하였다( $p < 0.05$ ). 설계된 초음파 탄성도 측정 시스템을 이용하여 근경직도 객관화에 대한 연구를 진행하였다. 근육조직에서 초음파 탄성 분석법을 이용한 시스템으로 기계적 탄성도를 측정하여 근긴장도를 나타내고, 지속적 근피로를 통해 발생한 근경직을 정량적, 객관적으로 측정하였다. 근경직도 측정을 위한 연구를 진행하고, 그 결과를 다음과 같이 나타내었다.

- 1) 초음파 탄성 분석법을 이용한 탄성도 측정 시스템으로 근긴장의 측정이 가능하였다. 이를 바탕으로 근긴장도에 관한 추정식을 구하였다.
- 2) 근긴장도 측정이론과 초음파 탄성도 측정 시스템을 바탕으로 등척성 운동 상태에서 근긴장도를 측정하고, EMG, 토크와 각각 비교하여 각 피검자에 대해 모두 선형관계( $R^2=0.87$  이상)에 있음을 확인하였다.
- 3) 등척성 운동시 근경직도 연구에서 근경직을 측정하기 위해서는 수동조절 상태보다 능동조절상태에 효과적으로 측정이 가능함을 확인하였다.
- 4) 근피로에 의해 발생한 근경직은 동일 토크 발생에 대해 근탄성이 증가되어 나타났다. 이는 근긴장의 가교 결합수 보다 근경직의 발생후 가교 결합수가 증가되

있음을 확인하였다.

- 5) 등속성 운동시 근경직도 분석 실험의 결과에서 제안한 근경직도 측정 이론을 바탕으로 산출한 근경직도가 운동중 증가된 젓산농도와 선형관계( $R^2=0.74$ )에 있었다. 따라서 초음파 탄성도 측정 시스템과 근경직도 측정 이론에 따라 근경직도의 객관화가 가능함을 확인하였다.

따라서 근긴장도 측정 이론과 근경직도 측정 이론을 바탕으로 근긴장증과 관련된 질병에 대해 객관적이며, 정량적으로 측정이 가능함을 검증하였다.

향후 과제로는 다양한 부위의 생체 조직을 이용하여 추정식의 보완이 필요하다. 인가 압력에 따른 정확한 변위 추적을 위해 PRF를 높여 신호간의 상관관계를 높여야 한다. 이를 위해 LabView프로그램의 데이터 수집 부분에서 빠른 데이터획득으로 상관도가 높은 신호를 수집해야 한다. 압력센서의 해상도를 높여 정확한 응력의 측정이 필요하다. 근조직 및 인체 조직에 대한 탄성도 측정을 위해서는 실제 인체에서 측정된 신호를 이용하여 탄성도 측정 및 수정 보안을 위한 실험이 추가로 필요하다. 또한 초음파 신호가 가지는 근본적인 한계인 신호의 감쇄, 회절, 흡수등에 의한 신호의 왜곡은 불가피하다. 또한 초음파 변환기의 초점거리가 정해져있고, 적용된로드셀의 사이즈가 제한적이다.

근경직을 좀더 확실하게 판별하기 위해서는 운동 프로토콜을 수정하고, 초음파 시스템을 이용한 근경직도 분석과 동시에 Sonomyography, Myoton-2 장비를 이용한 비교 실험이 꼭 필요하다.

본 논문의 실험 데이터는 정상인군에 대한 데이터이며, 실험 데이터가 부족하다. 따라서 정상인의 데이터를 충분히 실험할 필요가 있으며, 추가로 환자군을 선정하고, 환자군에 대한 실험이 보충되어야 한다. 정상인과 환자군의 실험 데이터를 충분히 분석한다면 근경직도를 정량적이며, 객관적인 평가가 가능 할것으로 사료된다.

## 참고 문헌

- [1] Eric P. Widmaier, Hershel Raff, Kevin T. Strong, "Vander's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function" 11th, McGraw-Hill, 2008
- [2] N.K. Vullestad, "Measurement of human muscle fatigue", J Neurosci Met, Vol. 74, pp.52-53, pp.219-227, 1997
- [3] Binder-Macleod SA and Snyder-Mackler L, "Muscle fatigue: clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation", Physical Therapy, Vol.73, pp902-910, 1993
- [4] Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, and Vollestad NK. "Fatigue of submaximal static contractions" Acta Physiol Scand Suppl 1986. 556: 137-148.
- [5] Allison SC, Abraham LD, Petersen CL "Reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of plantarflexor muscle spasticity in patients with traumatic brain injury", Int. J. Rehabil. Res., Vol. 19, No. 1, pp67-78, 1996
- [6] Janine M. Gregson, MRCP, Michael Leathley, PhD, A.Peter Moore, MD, Anil K. Sharma, FRCP, Tudor L. Smith, MCSP, Caroline L. Watkins, BA(Hons), "Reliability of the tone assessment scale and the modifiedashworthscale as clinical tools for assessing poststroke spasticity", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 80, No. 9, pp1013-1016, 1999
- [7] Ragnar. Viir, Kari Laiho, Jevgenij Kramarenko, Marja Mikkelsen, "Repeatability of trapezius muscle tone assessment by a myometricc method " Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol.6, No.2 pp215-228, 2006

- [8] Tommy A. Rehn, Bengt A. Borge, Per K. Lunde, Morten Munkvik, Marianne Lunde Sneve, Frøy Grøndahl, Jan M. Aronsen, Ivar Sjaastad, Kristian Prydz, Svein O. Kolset, Helge Wiig, Ole M. Sejersted, and Per O. Iversen, "Temporary Fatigue and Altered Extracellular Matrix in Skeletal Muscle During Progression of Heart Failure in Rats", *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* Vol 297, No.1 pp R26-P33, 2009
- [9] Nina K.Vollestad, "Measurement of human muscle fatigue", *Journal of Neuroscience Methods*, Vol. 74, No. 2, pp219-227, 1997
- [10] Joseph K.-F. Ng, Mohamad Parnianpour, Vaughan Kippers, Carolyn A. Richardson, "Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 114, No. 12, pp2355-2361, 2003
- [11] Douris, P.C. "The effect of isokinetic exercise on the relationship between blood lactate and muscle fatigue", *Journal of Orthopedic Sports Physical Therapy*, Vol. 17, No. 1, pp31-35, 1993
- [12] Hisao Oka, "Estimation of muscle fatigue by using EMG and muscle stiffness", *IEEE*, Vol. 4, pp1449-1450, 1996
- [13] Claire T. Farley, David C. Morgenroth, "Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping", *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, No. 3, pp267-273, 1999
- [14] Hiroaki Hobara, Kozo Kimura, Kohei Omuro, Kouki Gomi, Tetsuro Muraok, Shigeo Iso, Kazuyuki Kanosue, "Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes", *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 3, pp506-514, 2008

- [15] Hiroaki Hobara, Kazuyuki Kanosue, Shuji Suzuki, "Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping", *Neuroscience Letters*, Vol. 418, No.1, pp55-59, 2007
- [16] De Luca CJ. "The use of surface electromyography in biomechanics." *Journal of Applied Biomechanics* 1997. 13(2):135 - 163.
- [17] Mannion AF, and Dolan P. 1996. "Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group". *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 74(5): 411-419.
- [18] De Luca CJ. 1984. "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans". *Crit Rev Biomed Eng*, 11(4): 251-279.
- [19] Soderberg GL. 1992. Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting : Expert perspectives. Washington DC: USDHHS(United States Department of Health and Human Services), NIOSH 91-100.
- [20] Orizio C. 2000. "Muscle fatigue monitored by force, surface mechanomyogram, and EMG". In: Nigg BM, MacIntosh BR, and Mester J. *Biomechanics and biology of movement*. Champaign: Human Kinetics.
- [21] Edwards RHT. Porter R, and Whelann R. "Human muscle function and fatigue" *Ciba Found Symp* 1981;82:1-18
- [22] J.R. Cram, G.S. Kasman and H. Jonathan, "Introduction to surface electromyography, An Aspen Publication", Aspen Publishers, pp.350-375, 1998
- [23] 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

- [24] J.V. Basmajian, and C.J. De Luca, "Muscles Alive" Williams & Wilkins, 5th ed., 1985
- [25] 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 Electromyography Kinesiology, Vol. 7, pp.131-139, 1997
- [26] 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
- [27] 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" Ergonomics Vol. 25:12, pp.13-223, 1982
- [28] Shi Jun, Zheng YP, Huang QH, Chen X., "Continuous monitoring of sonomyography, electromyography and torque generated by normal upper arm muscles during isometric contraction: sonomyography assessment for arm muscles", IEEE Trans Biomed Eng, Vol. 55, No. 3, pp1191-1198, 2008
- [29] Y.P. Zheng, M.M.F. Chan, J. Shi, X. Chen, Q.H. Huang, "Sonomyography: monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis", Med Eng Phys, Vol. 28, No. 5, pp405-415, 2006
- [30] J. Shi, Y.P. Zheng, X. Chen, Q.H. Huang, "Assessment of muscle fatigue using sonomyography: Muscle thickness change detected from ultrasound images", Medical Engineering & Physics, Vol. 29, No. 4, pp472-479, 2007
- [31] Jing-Yi Guoa, Yong-Ping Zhenga, Hong-Bo Xiea, Xin Chena, "Continuous



monitoring of electromyography (EMG), mechanomyography (MMG), sonomyography (SMG) and torque output during ramp and step isometric contractions", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 32, No. 9, pp1032-1042, 2010

- [32] A.V. Hill, "The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle", *Proc. R. Soc. Lond. B*, Vol.126, No.834, pp136-195, 1938
- [33] Martins, J.A.C. Pires, E.B, Salvado, R, Dinis, P.B. "Numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles". *Computer methods in applied mechanics and engineering* (Elsevier) Vol. 151, No. 3-4, pp419 - 433, 1998
- [34] Y.C. Fung, "Elasticity of Soft Tissues in Simple Elongation", *Am J Physiol*, Vol. 213, No. 6, pp1532-1544, 1967
- [35] P. Bawa, A. Mannard, and R. B. Stein, "Predictions and experimental tests of a visco-elastic muscle model using elastic and inertial loads", *Biological Cybernetics*, Vol.22, pp139-145, 1976
- [36] Zhang, M. Zhang, YP and Mak AFT. "Estimating the effective Young's modulus of soft tissues form indentation tests-nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation" *Med. Eng. Phys.* Vol. 19, No.6 pp512-517, 1997
- [37] W. C. HAYES, L. M. KEER, G. HERRMANN and L. F. MOCKROSS, "A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage", *Journal of Biomechanics*, Vol. 5, No. 5, pp541-551, 1972
- [38] P. Wellman, R. Howe, E. Dalton, and K. A. Kern, "Breast tissue stiffness in compression is correlated to histological diagnosis," *Tech. Rep.*, Harvard

BioRobotics Laboratory, Harvard University, Cambridge, Mass, USA, 1999

- [39] Burckhardt, C.B. "Speckle in Ultrasound B-mode Scans." IEEE Transactions On Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-25, No. 1, pp1 - 6, 1978
- [40] Mark A. Lubinski "Speckle Tracking Methods for Ultrasonic Elasticity Imaging Using Short-Time Correlation", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr. vol. 46, NO. 1, January 1999
- [41]Wagner, R.F., S.W. Smith, J.M. Sandrik, and H. Lopez. "Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans." IEEE Transactions On Sonics and Ultrasonics, Vol. 30, No. 3, pp156 - 163, 1983
- [42] 정현주, 김도원, 정상립, 김태현, "초음파를 이용한 정상 한국인의 피부두께 측정", Korea Journal of Dermatology Vol. 28, No. 2, pp 121-129, 1990
- [43] Sheng-Wen Huang, Jonathan M. Rubin, Hua Xie, Russell S. Witte, Congxian Jia, Ragnar Olafsson, and Matthew O'Donnell, "Analysis of correlation coefficient filtering in elasticity imaging", Vol. 55, No. 11, pp2426-2441, 2008
- [44] G.J. Lee, D.H.Park, T.M.Shin, J.B.Seo, "Analysis of Properties and Phantom Design Based on Plastic Hardener and Softener for Ultrasonic Imaging", J. Biomed. Eng. Res, Vol. 30, No. 6, pp302-306, 2008
- [45] G. J. Lee, W. H. choi, J. W. Yu, J. B. Seo, S. H. Choi, T. M. Shin, "Development of a Non-invasive Ultrasonic Measurement System for tissue elasticity", J. Biomed. Eng. Res, Vol. 29, No. 4, pp468-474, 2009
- [46] Won Pil Park, Dae Gon Woo, Chang Yong Ko, Qyoun Jung Lee, Yong Heum Lee, Seo Hyoung Choi, Tae Min Shin, Han Sung Kim and Dohyung Lim "Development of Ultrasound Diagnostic System for Functional Gastrointestinal Disorders using Finite Difference Method" Journal of the

Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 9, 2007

- [47] Yael Petrank, Lingyun Huang, and Matthew O'Donnell "Reduced Peak-Hopping Artifacts in Ultrasonic Strain Estimation Using the Viterbi Algorithm", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 56, no. 7, 2009
- [48] Jing-Yi Guo, Yong-Ping Zheng, Laurence P. J. Kenney Audrey Bown, David Howard and Jiri J. Canderle "A Comparative Evaluation of Sonomyography, Electromyography, Force, and Wrist Angle in a Discrete Tracking Task", Ultrasound in Medicine & Biology, Vol. 37, No. 6, pp884-891, 2011
- [49] Edwards R.H.T, Biomechanical basis fatigue in exercise performance: Catastrophe theory of muscular fatigue in: Biochemistry of exercise, Knuttgen HG, Vogel JA, Poortmans J, eds. Champaign, IL: Human Kinetics, 1 - 28, 1983
- [50] Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L, "Muscle fatigue: clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation", Phys Ther. Vol. 73, Issue 12, pp902-910, 1993
- [51] 장근, "요추 신전운동 시 중앙주파수와 웨이브렛을 이용한 근피로 분석", 연세대학교 학술정보원, 2004
- [52] 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, No. 4, pp457-465, 1991
- [53] A. Nordez, A. Guevel, P. Casari, S. Catheline, C. Cornu, "Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction", J Electromyogr Kinesiol, Vol. 19, No. 3, pp484-491, 2009

- [54] M.Gonzalez-Izal, A.Malanda, I.Navarro-Amezqueta, E.M.Gorostiaga, F.Mallor, J.Ibanez, M.Izquierdo, "EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 20, No. 2, pp.233-240, 2010
- [55] Nina K, Vollestad "Measurement of human muscle fatigue", *Journal of Neuroscience Methods* Vol. 74, No. 2 pp.219-227, 1997
- [56] Ki Tae Suk, Dae Wook Lim, Moon Young Kim, Dong Hun Park, Kyu Hong Kim, Jung Min Kim, Jae Woo Kim, Hyun Soo Kim, Sang Ok Kwon, Soon Koo Baik, Sung Jin Park, "Thickening of the gastric wall on transabdominal sonography: A sign of gastric cancer", *Journal of Clinical Ultrasound*, Vol. 36, No. 8, pp462-466, 2008
- [57] Lida Mademli, Adamantios Arampatzis, "Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue", *Eur J Appl Physiol*, Vol. 94, No. 5-6, pp611 - 617, 2005

## ABSTRACT

A study on objectification of muscle rigidity using elasticity analysis method

Lee, Gyoung Jung  
Dept. of medical engineering  
The Graduate School  
Yonsei University

Muscular strength is used to move people's bodies in daily life or industrial settings, as well as allowing people to work out for their health. Organs in our body are continuously moving in order to digest the foods we consume, while skeletal muscles repeatedly contract and relax to maintain our posture in daily life. In this process, the non-stop exercise of our muscles result in muscle fatigue, where muscles are not able to continuously hold their strength, which is necessary for movement. Constant muscle fatigue leads to the development of muscle tone. In this case, the involuntary movements of muscle tone often develop into dystonia and myotonic developmental disorders, and will cause functional damage to the joints as well as the distortion of them, while also producing excessive motions to maintain their exercise ability. When it comes to involuntary muscle tone, there are muscle rigidity and spasticity. The former is caused by mineral metabolism disorders, while the latter results due to disorders in the upper nervous system.

Imaging equipment, which detects the structural changes in the body, has limitations in evaluating pathological muscle tone. As a result, specialists use palpitation and the Modified Ashworth Scale (MAS) as subjective methods, so

quantitative and objective measurements should be required.

To do so, we developed a measurement system for the degree of elasticity by utilizing ultrasound, which assesses muscle rigidity. In addition, we designed a measurement probe for the degree of elasticity, which is able to simultaneously measure both the impressed pressure and displacement. We tracked the speckle pattern of the ultrasound signals, which represented the displacement in the body. By doing so, we designed and established a system that shows the degree of elasticity, which represents displacement according to the impressed pressure.

In order to verify the system, we made a plastic phantom by mixing softener and hardener with differing degrees of elasticity. The plastic phantom is able to operate continuously, since it is able to be adjusted according to the mix ratio, and is not significantly modified through time. Moreover, its sound feature is that it is analogous to that of the human body, so it is able to produce similar speckle patterns to that of the human body by leveraging inside scatters. By using this, the ultrasound measurement system was verified for the degree of elasticity after being compared to the results of the Micro Indenter and the system that we designed.

We conducted a study on measuring myotonus, as a means to apply the system to the human body. In this study, we assessed the torque, EMG, and angular velocity using the Biodex System 3 at the same time of the measurements. In the test where we evaluated the lower rectus femoris muscle, by leveraging the system, we verified that the torque and myotonus, and the torque and the EMG signals were linear in relation. As a result, assessing the muscle tone for the degree of elasticity, through the use of an analytical method, appeared to be possible. We carried out the study, where we measured the muscle rigidity caused by constant muscle tone, based upon previous research. Continuous and excessive exercise cause muscle fatigue, which prevents materials for metabolism, in the

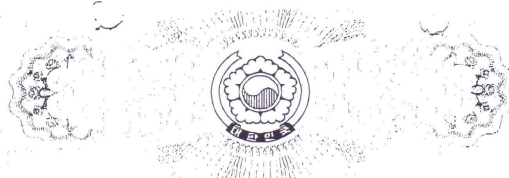
muscles, from being circulated. During this process, muscle rigidity occurs. Isometric and isokinetic exercises are usually used to induce muscle fatigue.

We evaluated the muscle tone in situations where muscles are in a passive control state after performing isometric exercises. We found that myotonus, before the exercise, was higher than after the exercise, and it increased in proportion to time during isometric exercise. Reverse activity in muscle tone arises from rapid muscle relaxation caused by excessive exercise, which compares the situations before and after the exercise. This allows us to understand that we were able to evaluate muscle tone in a passive control rather than an active control. We designed a test protocol in order to induce muscle fatigue, and carried out isokinetic exercise with the protocol. Fluctuations in the amount of lactate in the muscles were assessed by measuring the amount of lactate within 15 seconds after exercise. Based on the results of precedent research, we evaluated the myotonus in an active control by using the measurement methods for elasticity.

At this time, the three stages were set to measure MVC(maximal voluntary contraction) in an active control, and used the results of the MVC at 20%, which is the lowest level for analyzing muscle rigidity. We produced muscle rigidity by analyzing the results of muscle tone measured at 20% of MVC, and the muscle tone before exercise. We found that the amount of lactate in the blood, after exercise and muscle rigidity, had a linear relation ( $P<0.65$ ). As a result, we were able to assess mytonous by leveraging the ultrasound measurement method for elasticity, and through quantitatively evaluating muscle rigidity that is caused by muscle fatigue, which occurs before and after exercise.

---

Key words : ultrasonic, plastic phantom, elasticity, muscle rigidity, stiffness, muscle tone, muscle fatigue, EMG, muscle rectus femoris, speckle tracking



# 특 허 증

CERTIFICATE OF PATENT

<b>특 허 제 10-1048554 호</b>	<b>출원번호</b> (APPLICATION NUMBER)	제 2008-0028998 호
(PATENT NUMBER)	<b>출원일</b> (FILING DATE:YY/MM/DD)	2008년 03월 28일
	<b>등록일</b> (REGISTRATION DATE:YY/MM/DD)	2011년 07월 05일

**발명의명칭 (TITLE OF THE INVENTION)**  
초음파를 이용한 생체 조직 탄성도 및 경화 측정 시스템

**특허권자 (PATENTEE)**  
연세대학교 산학협력단 ( 274171-0\*\*\*\*\* )  
서울 서대문구 신촌동 134 연세대학교

**발명자 (INVENTOR)**  
등록사항란에 기재

위의 발명은 「특허법」에 의하여 특허등록원부에 등록  
되었음을 증명합니다.  
(THIS IS TO CERTIFY THAT THE PATENT IS REGISTERED ON THE REGISTER OF THE KOREAN  
INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE.)

2011년 07월 05일



연차등록료 납부일은 설정등록일 이후 1년차부터 매년 07월 05일까지이며 등록원부로 권리관계를 확인바랍니다.



등록사항

특 허 등록 제 10-1048554 호  
(PATENT NUMBER)

발 명 자 (INVENTOR)  
서종범(700419-1\*\*\*\*\*)  
강원 원주시 단구동 1559-3 201호

신태민(591215-1\*\*\*\*\*)  
강원 원주시 명륜동 847-4 동보노빌리티 201-1301

이균정(760919-1\*\*\*\*\*)  
강원 원주시 흥업면 매지리 103동 318호