

대퇴직근의 등척성 수축 운동 시 초음파를 이용한
근육경직도와 근전도의 관계에 대한 연구

연세대학교 대학원

의공학과

유 재 원

대퇴직근의 등척성 수축 운동 시 초음파를 이용한
근육경직도와 근전도의 관계에 대한 연구

지도 신 태 민 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함


2010년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

유 재 원

유재원의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 申泰民 

심사위원 金榮浩 

심사위원 徐宗範 

연세대학교 대학원

2010년 6월 일

감사의 글

대학원에 들어와서 무사히 졸업 논문을 쓰게 된 것을 감사하며, 이 글을 씁니다. 본 논문이 나오기까지 학문적으로 많은 지도와 관심을 가져주시고 인격적으로 바른 길로 이끌어 주신 신태민 교수님께 진심으로 감사드립니다. 또한 바쁜 일정 속에서도 논문의 검토과정에서 많은 지도와 편달을 아끼지 않으신 김영호 교수님과 서종범 교수님께도 감사드립니다. 아울러 학부와 대학원과정동안 학업을 통해 많은 가르침을 주셨던 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 윤대성 교수님, 이용흠 교수님, 유영민 교수님, 권태운 교수님께 진심으로 감사드립니다.

졸업을 앞두고까지 대학원 생활동안 부족한 저에게 많은 도움을 주신 태균이형, 기훈이형, 본 논문이 나오기까지 여러 가지 면에서 큰 도움을 주신 균정이형, 우혁이형, 그리고 연구실 막내 철희에게도 감사의 뜻을 전합니다. 또한 먼저 졸업했지만 많은 격려를 해주신 봉근이형, 덕현이형, 동하형, 관호형, 진욱이형, 은근이형, 용현이형, 현학이형, 선영이누나, 동국이형, 동수에게도 감사를 드립니다.

논문을 위한 실험에 정말 많은 도움을 주었던 량희형, 종상이, 현준이, 현진이, 형록이에게도 고마움을 전합니다.

이 외에도 대학원 생활을 함께 하며 여러 가지 면에서 많은 도움을 주신 대학원 선, 후배님들에게도 감사의 마음을 전하고 싶습니다. 그리고 힘들고 지치는 대학원 생활동안 휴식 및 재충전의 기회를 얻게 해준 의공 대학원 농구 소모임을 함께 하며 정든 인철이형, 연식이형, 명현이형, 상오형, 동희형, 동연이형, 현석이형, 한정이형, 휘현이형, 도원이, 현철이, 운모, 민용이, 범준이 에게도 짧게나마 감사의 말씀을 드립니다.

대학 시절에서 창업 동아리 활동을 하면서 동고동락했던 경민이형, 상민이형, 경덕이형, 경태형, 원이형, 성일이형, 경호형, 상훈이형, 원준이 에게도 축복이 있기를 기원합니다.

그리고 저의 오랜 친구들인 재현이, 영섭이, 진희, 문숙이, 은정이, 정란이, 현진이, 이규, 박재현이, 선희, 문환이 에게도 항상 좋은 일이 함께하길 기원하며 직장인으로써 힘들게 대학 생활을 같이 하고 지금까지 많은 격려를 해주신 동양미래대학 동기인 희동이형, 원석이형, 주연이형, 창진이형, 현곤이형, 재근이형, 인애누나, 지훈이형 에게도 앞날에 빛나는 행복이 가득하길 바랍니다. 그리고 특별히 항상 열정적으로 강의해주셨던 동양미래대학 이제현 교수님께도 감사의 말씀을 전합니다.

이 외에도 저와 좋은 인연으로 닿았던 모든 분들께 행복이 가득 하기를 바라며 진심으로 감사를 드리고 싶습니다.

마지막으로 언제나 저에게 가장 큰 힘이 되고 살아가는 이유가 되는 사랑하는 어머니와 누나, 소영이 그리고 조금 일찍 멀리 가신 아버지께 이 논문을 바치며, 이것이 끝이 아니라 시작이라는 각오로 앞으로도 실망시키지 않고 계속 노력하는 사람이 되도록 하겠습니다. 감사합니다.

2010년 6월

유재원 드림

차 례

그림 차례	iv
표 차례	vi
국문 요약	vii
제 1 장 서론	1
제 2 장 이론적 배경	3
2.1 근전도(Electromyograph : EMG)	3
2.1.1 근전도 측정법	3
2.1.2 표면 근전도 측정 원리	4
2.2 근피로	5
2.2.1 근피로의 정의	5
2.2.2 근전도에 의한 근피로의 측정 원리	5
2.3 의료용 초음파(Medical Ultrasound)	7
2.3.1 초음파의 반사와 굴절	7
2.3.2 스펙클(Speckle)	10
2.3.3 스펙클 추적(Speckle tracking)	12
2.4 로드셀(Load cell)	15
2.4.1 스트레인 게이지의 원리와 구조	15
2.4.2 로드셀의 기본원리	16

2.5 탄성도(Elasticity)	17
2.5.1 응력(Stress)	17
2.5.2 변위(Strain)	18
2.5.3 탄성계수	19
2.5.3.1 영률(Young's modulus)	20
2.5.3.2 부피탄성률	20
제 3 장 연구 방법	22
3.1 연구 방향	22
3.2 전체 시스템 구성	22
3.3 신호 처리	24
3.3.1 초음파 신호 및 로드셀 신호 획득 과정	24
3.3.2 초음파 신호 처리 과정	25
3.3.3 로드셀 측정 데이터의 오류 처리	27
3.3.4 상호상관 계산에서의 오류 처리	28
3.3.5 표면근전도 신호처리	30
제 4 장 실험 및 결과	32
4.1 실험장비	32
4.2 연구대상	33
4.3 실험방법	34

4.4 실험결과	36
4.4.1 인가압력에 따른 변위 계산	36
4.4.2 평균 근육경직도 계산	37
4.4.3 근육경직도와 근전도 실효값 결과	38
제 5 장 고 찰	46
제 6 장 결 론	47
참고 문헌	48
ABSTRACT	52

그림 차례

그림 2.1	근전도 측정법의 형태	3
그림 2.2	표면 근전도 측정 원리	4
그림 2.3	초음파 반사 신호와 입사각과의 반사 신호 형태 비교	7
그림 2.4	음파의 반사와 굴절	8
그림 2.5	대퇴직근의 B-모드 촬영 영상	10
그림 2.6	조직을 통과하여 전달되는 초음파 펄스	11
그림 2.7	압력 인가 전($r1(n)$)과 후 초음파 신호($r2(n)$)	13
그림 2.8	스트레인 게이지의 구조	16
그림 2.9	변형률 발생 원리	17
그림 2.10	외력에 의해 변형이 발생하고 있는 환봉	18
그림 2.11	변형이 발생하고 있는 환봉의 자유 물체도	18
그림 2.12	응력-변형률 곡선	20
그림 3.1	전체 시스템 블록도	23
그림 3.2	초음파 신호 및 로드셀 신호 획득 장면	25
그림 3.3	신호처리 순서도	26
그림 3.4	로드셀의 값이 (-)방향으로 떨어지는 값 수정 이전·후의 그래프	28
그림 3.5	상관계수의 값이 0.9 이하인 경우의 데이터 처리 이전·후의 결과	29
그림 3.6	근전도 신호 실효값 계산 과정	31
그림 4.1	실험 구성 장면	32
그림 4.2	제작된 거치대와 압력 인가 지렛대	33

그림 4.3	무릎관절 토크와 근전도의 신호 획득 장면	35
그림 4.4	인가압력에 따른 변위 계산 과정	36
그림 4.5	변위 대 압력 그래프	37
그림 4.6	피실험자 1에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과	39
그림 4.7	피실험자 2에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과	40
그림 4.8	피실험자 3에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과	41
그림 4.9	피실험자 4에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과	42
그림 4.10	피실험자 5에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과	43
그림 4.11	피실험자 6에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과	44
그림 4.12	피실험자 7에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과	45

표 차례

표 2.1 생체조직의 부위별 경계면의 반사계수	9
-------------------------------------	---

국 문 요 약

대퇴직근의 등척성 수축 운동 시 초음파를 이용한 근육경직도와 근전도의 관계에 대한 연구

인체 근육의 피로는 근육 활동이 일정한 힘의 단위이상 수축을 하였을 때 발생하게 되고 이 현상이 지속될 경우 근 피로가 축적되어 근육의 능력이 감소하는 것으로 알려져 있다. 근피로도를 측정하는 방법으로는 체내의 혈액을 채취하여 혈중 젖산 농도를 측정하는 방법이 있지만 이 방법은 침습적 방법으로 혈액을 채취해야 하는 번거로움이 있고 그 결과 처리에 많은 시간이 소요된다. 근피로도를 측정하는 또 다른 방법으로 근전도 측정을 통하여 피로가 발생하기 전과 후의 근전도 데이터의 비교분석을 하는 것이다.

본 연구에서는 근육의 피로도를 측정하는 새로운 방법으로 근육경직도 측정법을 제시하고자 한다. 근육에 피로가 쌓이게 되면 근육의 수축 능력이 감소하기 때문에 근육경직도 역시 감소한다. 근육경직도는 초음파와 압력센서를 이용하여 측정이 가능하다.

따라서 본 연구에서는 근 피로와 근력의 관계에서 근력과 근육경직도의 관계에 대해 알아보기 위해서 근력 측정이 가능한 Biodex 시스템을 이용하여 근력을 측정하였고, 이와 동시에 초음파와 압력센서를 이용하여 인체 근육경직도를 비침습적으로 측정하여 근력과 근육경직도의 관계를 나타내었다.

그 결과 근육경직도와 근전도의 실효값이 무릎관절 토크의 증가 또는 감소에 대하여 상관성 있는 변화를 보임을 알 수 있었다. 이는 근육의 운동에 따른 근섬유들의 탄성이 근전도 뿐만 아니라 초음파를 이용한 경직도 측정 장비를 이용해서도 측정 가능함을 보여준다고 할 수 있다.

핵심되는 말 : 근육경직도, 초음파, 근피로, 근전도

제 1 장 서 론

근피로는 힘(force or power output)을 발생시키는 최대능력이 운동으로 인해 감소한 것으로 정의된다[1]. 근육의 효율이 감소하게 되는 이유로는 근육을 많이 쓰는 무산소운동시 체내 글리코겐이 분해되면서 젖산의 양이 증가하기 때문이다. 따라서 직접적으로 근육의 피로지수(Fatigue Index)를 측정하는 방법으로는 체내의 혈액을 채취 하여 혈중 젖산 농도를 측정하는 방법이 있지만 이 방법은 침습적으로 혈액을 채취해야 하고 그 결과 처리에 많은 시간이 소요되는 단점이 있다. 근육의 피로지수를 측정하는 또 다른 방법으로는 근육이 수축할 때 발생하는 활동전위인 근전도(electromyograph : EMG)를 이용한 방법이 있으며, 표면 근전도 측정을 통하여 피로가 발생하기 이전과 이후의 근전도 데이터의 비교분석을 통하여 피로지수를 분석한다[3]. N.K. Vullestad 등이 보고한 근피로에 관한 선행 연구에서는 정적운동 시 근육이 피로해짐에 따라 근전도의 실효값(Root Mean Square: RMS)은 증가되고 중앙주파수와 평균주파수는 근육에 피로가 발생하기 이전보다 더 낮은 주파수 대역으로 이동한다고 하였다[5-9]. 하지만 근전도 측정을 위해 운동 중 측정부위에 전극을 부착해야 하고, 획득한 신호의 적절한 신호처리가 필요하며, 중앙주파수에 따른 피로도 분석의 정량화의 문제점 등의 단점이 있다. 따라서 비침습적 및 무구속적인 방법으로 근피로도 추정에 관한 연구가 필요하다.

본 연구에서는 혈중 젖산 농도 측정 또는 표면 근전도 분석 방법을 대신하여 근육의 피로지수를 측정하는 새로운 방법으로써 초음파 트랜스듀서와 로드셀(Load cell)로 제작한 경직도 측정 시스템을 사용한 근육경직도 측정법을 제시하고자 한다. 등척성 수축 운동 시에는 근육의 수축 정도에 따라 근육조직의 길이는 변하지 않고 조직이 부풀게 되어 강성(stiffness)이 다르게 나타난다. 따라서 근육 조직과 수직으로 힘을 인가하면서 동시에 근육 내부 조직의 변위를 측정하면, 물체에 작용하는 힘과 그에 따라 생기는 변형의 관계에 관한 탄성 이론에 의거하여 강성을 경직도 측정으로써 알 수 있다.

초음파는 인체에 무해하고 비 파괴적인 검사와 실시간 처리가 가능하다는 장

점에 힘입어 생체조직으로부터 유용한 임상적인 정보를 얻어내려는 측면에서 다양한 연구들이 시도되어 왔다. 이와 관련하여 기능성 위장 장애를 갖고 있는 환자들을 대상으로 초음파를 이용하여 위장 벽의 단단함 정도를 측정하는 연구가 발표되었다[10]. 그리고 음파적 특성이 인체와 유사한 팬텀(phantom)을 강성을 다르게 제작하여 그것의 경직도를 초음파 시스템으로 측정하고, 범용 경직도 측정 장비(Micro indenter)를 이용한 결과와 비교 평가한 연구가 발표된바 있다[11].

따라서 본 연구에서는 간단하고 비침습적 방법인 근육경직도 측정으로 근 피로지수를 알아보려고 하였으며 선행연구 단계로써 대퇴직근을 대상으로 등척성수축운동을 하는 동안 무릎관절 토크의 크기에 따른 근육경직도와 근전도의 상관성을 보았다.

초음파 트랜스듀서와 로드셀로 제작한 경직도 측정 시스템을 사용하여 등척성수축운동시 근육경직도 측정 실험을 실시하였고 동시에 근전도 신호를 수집하였으며 무릎관절 토크의 크기 변화에 대한 근육경직도의 변화와 근전도의 변화로 나타내었다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 근전도(Electromyograph : EMG)

근전도란 근육이 수축할 때 생기는 근육과 말초신경의 전기적 활동전위를 적당한 방법으로 유도하여 증폭 기록하는 것을 말한다. 이러한 근전도는 근육의 활성 또는 비활성 순서 분석이나, 근전도와 힘과의 관계에 대한 연구, 그리고 근피로에 대한 연구 등에 적용되고 있다.

2.1.1 근전도 측정법

근전도의 측정법은 그림 2.1과 같이 인체의 피부 표면에 전극을 부착하여 활성 근육(active muscle)으로부터 발생하는 미세 전류나 신호를 근육 바로 위 피부표면에 부착한 센서를 통해 검출 하는 표면도출법과, 침상전극을 근육에 꽂아 넣고 근육 내의 한 지점에 생긴 활동 전위를 이끌어내어 운동단위의 활동을 검출하는 바늘전극법이 있지만 실용적으로는 표면도출법을 가장 많이 사용 한다. 그 이유로는 표면도출법이 빠르고 쉽게 측정이 가능하고, 의료인이 아니어도 사용이 가능하며, 측정으로 인한 통증이 없기 때문이다. 하지만 표면도출법은 대개 표면 근육만 측정이 가능하고, 혼신(cross-talk)의 우려가 크며, 피검자의 움직임에 영향을 많이 받는 등 몇 가지 단점이 존재한다.

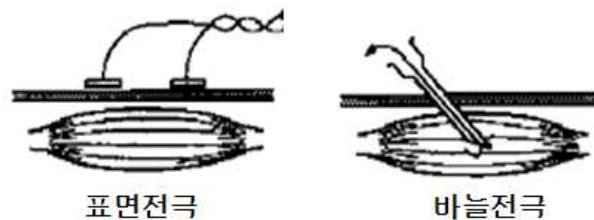


그림 2.1 근전도 측정법의 형태

2.1.2 표면 근전도 측정 원리

같은 근육 섬유군의 운동단위에서 발생한 활동전위들은 시간적, 공간적으로 합쳐져서 이상(biphasic) 또는 삼상(triphasic) 파형을 형성하는데, 표면 근전도의 전극으로부터 입력된 신호는 생체신호 외에 주변의 다른 여러 잡음이 포함되어 있다. 따라서 잡음을 제거하면서 신호 증폭을 위해 차등증폭(Differential Amplification)을 하고 차등증폭을 위해 두 개의 감지전극(Detection Electrode)과 하나의 참조전극(Reference Electrode)을 사용한다(그림 2.2). 두 개의 감지전극에 도달한 생체신호는 참조전극의 신호와 비교되어 하나의 신호만 통과하게 되고 이 과정에서 양쪽의 감지전극에 공통적으로 입력된 잡음은 제거된다. 따라서 기록 가능한 신호를 감지할 수 있는 영역은 두 개의 감지전극 사이의 거리를 반지름으로 하는 원형 범위의 공간이다.

표면 근전도 측정의 특성상 전극에 가까운 운동단위에서 발생한 신호가 대부분 기록되지만 다른 먼 쪽 운동단위에서 발생한 신호는 혼신(cross-talk)을 일으키는 문제점이 있다. 따라서 전극의 크기를 적절하게 선택해야 하며 전극 사이의 거리를 적절하게 유지함으로써 혼신을 줄일 수 있다.

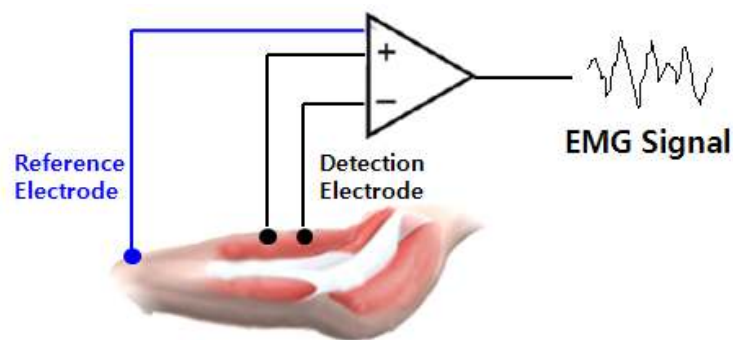


그림 2.2 표면 근전도 측정 원리

2.2 근피로(Muscle fatigue)

2.2.1 근피로의 정의

근피로는 필요로 하는 힘이나 기대되는 힘을 유지하는데 실패하는 것 또는 최대 힘을 발생시키는 능력의 손실 등으로 정의되었다[2,4]. 그러나 근전도를 이용하여 근력을 측정할 때 그 크기가 비정상적으로 작을 경우, 앞서 기술한 근피로에 대한 정의만으로는 그 원인이 피로로 인한 것인지 근육의 약화로 인한 것인지 판단하기 어렵다. 또한 주파수 스펙트럼 분석을 통하여 피로를 관찰할 때, 최대하수의적수축(submaximal voluntary contraction)을 하는 동안 근육의 기계적인 출력(Output)의 감소가 일어나지 않는 상태에서도 중앙주파수(Median Frequency)나 평균주파수(Mean Frequency)의 변화가 관찰되므로 기존의 근피로의 정의로는 주파수 분석의 방법을 사용하는 것이 무의미한 것처럼 보인다[12]. 따라서 주파수 스펙트럼분석을 이용하여 피로를 관찰하기 위해서는 새롭게 근피로를 정의해야 할 필요성이 대두되었으며, 이에 Vullestad가 그의 연구에서 밝혔듯이 근피로는 힘(force or power output)을 발생시키는 최대능력이 운동으로 인해 감소한 것으로 정의한다[1].

2.2.2 근전도에 의한 근피로의 측정 원리

국소적인 근피로(localized muscle fatigue)가 진행되는 동안 표면전극을 이용하여 얻은 근전도 신호에서 공통적으로 관찰되는 두 가지 변화가 있다. 하나는 시간영역(time domain)에서 진폭이 증가하는 것으로 나타나고 다른 하나는 주파수영역(frequency domain)에서 주된 주파수 대역이 저주파수 대역을 향하여 이동하는 것으로 나타난다[6,13,14]. 이 두 가지 변화를 이용하여 근육의 피로를 측정하는 방법으로 크게 두 가지로 나눌 수 있는데, 하나는 근전도 신호의 진폭을 비교하는 방법이고 또 하나는 주파수 스펙트럼 분석을 이용하는 방법이다.

주파수 스펙트럼 분석을 이용한 방법 중 가장 널리 이용하는 방법으로 고주파수 대 저주파수의 비율(ratio of high to low frequency)을 구하는 방법과 중앙주파수(MDF)나 평균주파수(MNF)를 이용하는 방법이 있다. 고주파수 대 저주파수의 비율을 구하는 방법은 고주파수 대역과 저주파수 대역 스펙트럼의 상대적인 이동(shift)을 관찰하는 것이다. 즉, 피로가 진행함에 따라 고주파수 대역은 상대적으로 감소하고 저주파수 대역은 상대적으로 증가하게 되는 변화를 이용하여 근육의 피로 정도를 나타내는 방법이다. 먼저 고주파수 대역과 저주파수 대역을 지정 한 뒤 고주파수 대 저주파수의 비율을 구한다. 그러나 이 방법은 근육의 길이 변화나 근육간의 차이로 인해 변할 수 있는 스펙트럼의 형태에 민감하다[14]. 그리고 고주파수와 저주파수 대역의 지정 범위에 따라 비율이 달라지므로 각 연구에서 선택한 대역의 범위가 다른 경우 다른 연구와 비교하여 결과를 해석하는데 어려움이 있다[14,15].

중앙주파수나 평균주파수를 이용하는 방법은 근육이 피로함에 따라 중앙주파수가 상대적으로 고주파 대역에서 저주파 대역으로 이동하는 것을 관찰하는 것이다. 중앙주파수와 평균주파수는 스펙트럼 분석 시 가장 널리 사용되는 지표(parameter)이며, 절대값은 전극을 붙이는 위치와 그 전극 간의 상대적인 기하학적인 배치에 영향을 받는다. 그 중 중앙주파수는 평균주파수에 비해 고주파수의 잡음에 민감하게 반응하지 않으며 피로에는 더 민감하게 반응한다. 중앙주파수는 힘을 크게 내면 낼수록 그만큼 빠르게 저주파수 대역으로 이동하며 감소되는 양도 크다. 여기서 중앙주파수는 주파수 영역에서의 파워 스펙트럼을 둘로 나누어 양쪽이 같은 파워를 포함하도록 나눌 때 그 기준이 되는 주파수를 말한다.

2.3 의료용 초음파(Medical Ultrasound)

2.3.1 초음파의 반사와 굴절

초음파가 인체 내를 진행 할 때, 반사체에서 반사되어 돌아온 신호는 반사와 굴절과 산란 등이 일어나게 되고, 반사각과 굴절에 의해 가장 많은 영향을 받아 반사 신호의 형태가 결정되게 된다.

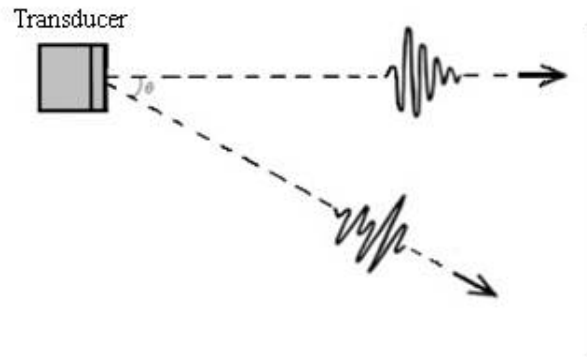


그림 2.3 초음파 반사 신호와 입사각과의 반사 신호 형태 비교

그림 2.3은 초음파 진동자에서 반사체로 입사될 때의 입사 각도에 따라 반사 신호의 형태가 결정됨을 보이고 있다. 반사체에 수직으로 입사된 초음파 진동은 초음파 진동자를 진동시킬 때 발생한 진동, 즉, 인체로 주입한 초음파 진동신호의 파형과 유사한 형태의 파형이 돌아오게 된다. 그러나 입사각이 커질수록 반사되어 돌아오는 신호의 형태는 입력 신호의 형태에서 다른 신호가 중첩된 형태를 가지게 된다.

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{V_1}{V_2} = \lambda_1\lambda_2 = n(\text{constant}) \quad (2.1)$$

초음파 굴절의 법칙은 식 2.1로 나타낸다. 식 2.1에서 $\sin\theta_1$ 은 입사각 $\sin\theta_2$ 는 굴절각, V_1, λ_1 및 V_2, λ_2 는 입사 전·후의 매질에 의한 전파 속도 및 파장을 각각 나타내고 있다. 식 2.1에서 보였듯이 초음파의 속도는 밀도가 높을수록 고유 임피던스가 높을수록 빠르다. 그림 2.4는 발생된 초음파의 진동파가 공기 중에서 수중으로 입사 될 때 반사파와 투과음파를 나타낸다.

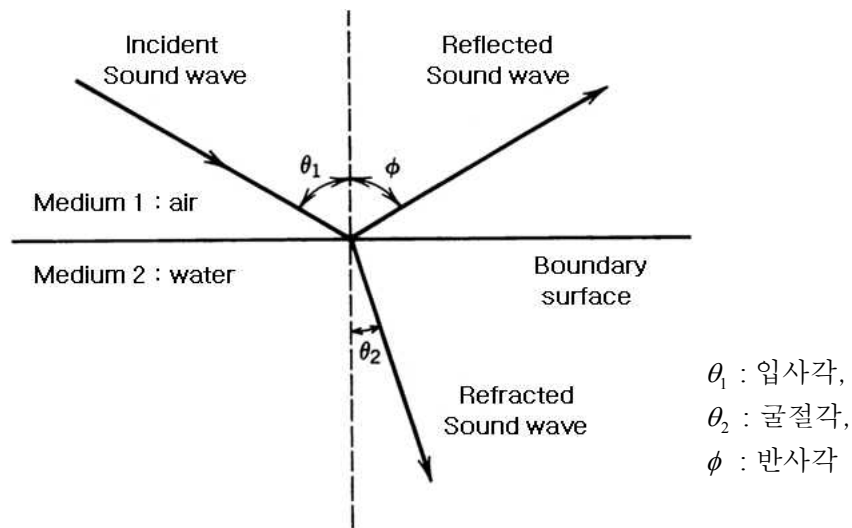


그림 2.4 음파의 반사와 굴절

전파 매질의 밀도를 ρ , 음속을 C , 파수(위상 상수)를 K 라고 하면 고유 음향 임피던스 Z_0 는 식 2.2와 같다.

$$Z_0 = \frac{P}{v} = \frac{u\rho}{k} = \rho C \quad (2.2)$$

음의 파워 밀도 I 는 식 2.3과 같이 나타낼 수 있다.

$$I = Pv = \frac{P^2}{z_0} = v^2 Z_0 [W/m^2] \quad (2.3)$$

고유 음향임피던스가 높으면 파동 에너지가 잘 전파된다고 할 수 있다. 따라서 기체보다 액체가 액체보다 고체에서 음파는 더욱 잘 전파된다.

일반적인 초음파 진단 기술에서는 음향 임피던스가 다른 매질의 경계면에서 반사하는 초음파를 이용하고 있다. 음향 임피던스 Z_1 의 매질에서 Z_2 의 매질로 초음파가 입사할 때 반사계수는 식 2.4과 같이 정의된다.

$$R = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1) \quad (2.4)$$

표 2.1은 생체의 여러 부위 경계면에서의 반사계수를 나타내고 있다.

경계면의 매질	반사 계수
지방-뼈	0.69
지방-신장	0.08
지방-근육	0.10
지방-간	0.09
근육-피	0.03
근육-신장	0.03
근육-간	0.01
연조직-물	0.05
연조직-공기	0.99
연조직-PZT5결정	0.89

표 2.1 생체조직의 부위별 경계면의 반사계수

2.3.2 스펙클(Speckle)

인체 내부로부터의 가장 중요한 반사원중 하나인 음향산란은 음파의 한 파장이나 그보다 더 작은 크기의 물체들에 의한 반사이다. 대부분의 연부조직은 일반적으로 기관 내부로부터 산란되어 나타나는 다수의 반사파들을 검출하여 그레이 스케일(gray scale)의 이미지로 구성되는 것이다.

여러 방향으로 반사되어 산란되는 파형들은 인체 내부를 해석하는데 좋을 수도 있으며, 나쁠 수도 있다. 단점으로는 산란된 반사파가 기관의 경계면에서 반사된 반사파보다 더 약하다는 것이다. 하지만 현대에는 약해진 반사 신호들을 검출하고 디스플레이 하는데 충분한 정도의 감도를 가지고 있기 때문에 영상구성과 도플러 응용에서도 중요하게 사용될 수 있다. 여러 방향으로 산란된 파형이 가지는 장점은 반사 신호의 강도는 작아지지만 입사 빔의 방향이 경계면과 수직이 아니더라도 반사 신호의 검출이 가능하다는 점이다. 기관이 위치하는 범위에서 초음파 빔의 방향이 어느 방향이라 할지라도, 일반적으로 산란되는 반사 신호들은 같은 크기를 나타낸다. 만약 기관 내부에 강한 반사체가 있다면 이것은 예외가 된다. 그러므로 기관의 내부는 초음파 영상에서 균일하게 나타날 것이다.



그림 2.5 대퇴직근의 B-모드 촬영 영상

B-모드 초음파 영상은 연속의 흐린 음영이 아니라 반점을 가진 낱알모양의 점의 형태로 나타나게 된다(그림 2.5). 여기에서의 반사 신호들은 초음파 영상장치로 구별하기에는 너무나도 많은 미세구조의 산란체(scatterer)들에 의한 것이다. 기관이나 조직에 대한 초음파 영상에 있어서 점이나 B-모드 표시의 배열은 기관의 전체에 걸쳐 분포되어 있는 위치들로부터 얻어지는 반사되고 산란된 초음파의 결과이다.

조직 산란체에 대해서 알 수 있는 것은 그 수가 매우 많고 조직의 도처에 불규칙적으로 많거나 적게 존재한다는 것이다. 일반적으로 그것들은 각각의 반사체들 사이가 서로 너무 가까워서 초음파 영상에서 구별해 내는 것은 어렵다. 사실, 초음파 영상에서 점(dot)으로 나타나는 반사 신호는 대체로 산란체들의 그룹에 의한 신호들이 합성된 것이다. 그림 2.6에서 이것을 도식적으로 설명하였다. 여기에서 초음파 펄스는 아주 작은 반사 신호를 발생하는 모든 산란체들의 집합을 가로질러 진행한다. 조직을 통과하여 전달되는 초음파 펄스들의 순간적으로 보이는 반사 신호는 산란체의 그룹들로부터 발생된다. 그 이유로는 모든 산란체 그룹으로부터의 반사 신호는 대략 같은 시간에 트랜스듀서에 도착하기 때문이다. 산란체들로부터의 신호 크기는 보강 간섭(constructive)인지 또는 상쇄 간섭(destructive)인지에 달려있다.

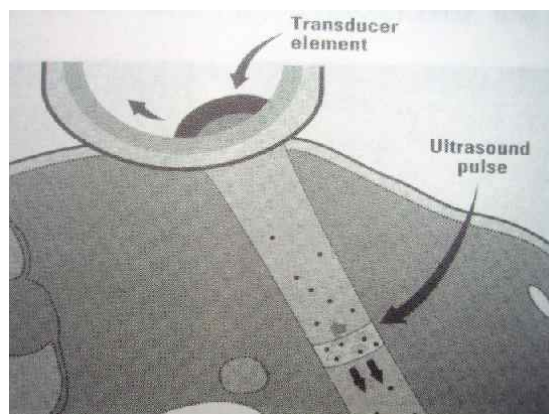


그림 2.6 조직을 통과하여 전달되는 초음파 펄스

이러한 산란체에서 오는 반사 신호 사이의 간섭은 주어진 위치로부터 반사 신호의 강도를 결정하는데 중요한 역할을 한다. 산란체들이 보강 간섭을 하기에 유리한 방법으로, 혹은 상쇄 간섭으로 인한 조금 덜 유리한 방법으로 정렬되어 있는가에 따라, 주어진 위치에서의 반사 신호(점의 밝기)가 크거나 작거나 또는 그 사이의 값을 가진다. 이러한 산란체의 불규칙적인 위치로 인하여 영상을 형성하기 위한 반사 신호의 크기와 점의 밝기는 조적을 통해 지나가는 초음파 빔을 따라 변화한다. 그림 2.3에서 보면, 밝은 점은 반사 신호가 보강 간섭을 하는 영역이다. 반면에, 어두운 영역은 상쇄 간섭이 일어나는 영역이다. 결과적으로 디스플레이 영상에서 나타나는 이러한 형태를 스펙클(speckle)이라고 한다.

2.3.3 스펙클 추적(Speckle tracking)

초음파 신호를 대상 물체에 인가하면, 물체 내부로 전파된다. 이때 진행과는 물체 내부의 음향 임피던스의 차이에 따라 반사 신호를 발생한다. 음향 임피던스의 경계에서 돌아온 반사 신호를 분석하여 물체의 내부 정보를 파악한다. 물체 내부에서 전파되는 초음파는 반사 신호들 간의 중첩 현상으로 인해 규칙적인 스펙클을 형성한다. 물체에 압력을 인가하기 전과 후의 스펙클은 인가 압력만큼 물체의 내부가 변형되어 스펙클에 반영되게 된다. 이때 초음파 반사 신호에서 스펙클들의 시간 지연을 측정하여 물체의 변위를 측정한다. 연속적인 압력 인가에 따른 스펙클의 지연을 추적하면, 초음파의 진행 방향의 깊이별 부분 변위를 측정할 수 있다.

대상 물체에 가해진 압력과 물체 내부에서 초음파의 진행 경로에 따른 부분별 변위를 이용하여 물질의 탄성도를 구한다(식 2.5).

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (2.5)$$

σ : *Stress*

ϵ : *Strain*

E : *Elasticity*

초음파 스펙클의 시간 지연은 두 신호의 상호 상관관계를 계산함으로써 측정
 이 가능하다. 이 과정에서 두 신호를 위상 단위로 나누어 시간지연을 계산하게 된
 다. 이를 phase sensitive cross-correlation이라고 하며, 이때 위상의 크기를 커널
 사이즈라고 한다[13]. 압력 인가 전 신호 $r_1(t)$, 후 신호 $r_2(t)$ 에서 $t = t_0$ 때의 상호
 상관 함수는 식 2.6과 같다.

$$\hat{R}(t_0, t_0 + \tau) = \frac{1}{T} \int_{t_0 - \frac{T}{2}}^{t_0 + \frac{T}{2}} r_1^*(t) r_2(t + \tau) dt \quad (2.6)$$

R : Correlation function
 *: Complex conjugation

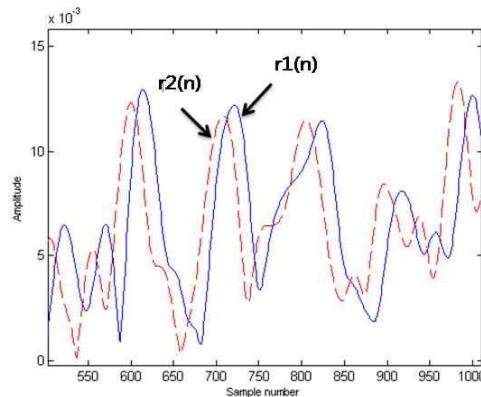


그림 2.7 압력 인가 전($r_1(n)$)과 후 초음파 신호($r_2(n)$)

그림 2.7은 두 신호에서 시간 지연이 발생하였음을 나타내고 있다. 식 2.6에서
 τ 는 시간 지연이며, T 는 커널 사이즈이다.

스펙클 추적에 효과적인 커널 사이즈를 결정하기 위해 Lubinski[16]의 연구에
 서 최적화된 FWHM(full half width maximum)방법이 사용되었다. 이 방법은 초
 음파 임펄스를 자기상관(auto-correlation)하여, 그 최고값의 절반값의 폭으로 결정
 한다. 식 2.6을 이용하여 구한 최고 상호 상관 계수(Maximum Cross Correlation

Coefficient)를 식 2.7과 같이 정규화 한다.

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

T : Window size
 $\hat{\rho}$: Cross correlation coefficient

(2.7)

이때 최고값에서의 시간 지연(τ)을 구한다. 산출된 시간 지연은 초음파 신호에 서는 거리로 나타남으로 이는 물체의 상대적인 변위값이 된다[16].

식 2.6에서 보면 탄성도는 인가 압력의 단위면적당 압력에 단위 면적당 변위를 나눈 값이다. 두 신호에서 구한 변위값과 인가압력은 측정 조직 부위의 한 부분임 으로 Zhang[17]의 연구에서 압력 인가 면적과 물체의 물질적 특성을 고려한 단위 면적당 압력을 추정식인 식 2.8를 이용하여 변형률을 구한다.

$$\epsilon = \frac{P(1 - \nu^2)}{2awk(v, a/h)} \quad (2.8)$$

P : Indentation force
 ν : Poisson's ratio
 a : Radius fo the indenter
 w : Indentation depth
 h : Thickness of sample
 k : Gegometry and material – dependent factor

위 식에서 물체의 포아송비는 압력 인가시 물체의 형태적 특징이나 압력 인가 면적에 따라 부분적으로 다르고 그 범위는 0.1 ~ 0.5 사이의 값을 갖는다. 그러나 본 시스템에서는 측정 대상 물체의 포아송비(ν)를 0.5로 가정하였다.

2.4 로드셀(Load cell)

로드셀은 외력에 의해 비례적으로 변하는 탄성체와 이를 전기적인 신호로 바꾸어주는 스트레인게이지를 이용한 하중감지센서(Sensor)로써 상업용 전자저울에서부터 산업용 대용량 전자식 계량기에 이르기까지 각종 산업분야의 공장제어, 자동화 분야에서 핵심적인 역할을 수행하고 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.

스트레인 게이지를 금속 시편에 부착하고 금속에 하중이나 외력을 가하면 스트레인 게이지의 저항은 금속시편에 가해진 하중이나 외력에 직접 관련되어 변화한다. 로드셀은 4개의 스트레인 게이지를 사용하고, 4개의 팔을 휘스톤브릿지(Whetstone Bridge)로 배선한다.

2.4.1 스트레인 게이지의 원리와 구조

스트레인 게이지는 물리적인 변형량(Strain)을 전기적인 신호로 바꾸어 피측정물의 변형량을 측정하는 저항센서이다(그림 2.8).

금속저항체를 당기면 길어지는 동시에 가늘어져 전기 저항값(R)이 증가하고 반대로 압축되면 전기저항이 감소한다는 것으로 식 2.9로 나타낼 수 있다.

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (2.9)$$

여기서 L 은 저항체의 길이, A 는 단면적, ρ 는 비저항이다. 따라서 같은 소재의 저항체인 경우 길이가 길어지고 단면적이 좁아질수록 큰 저항값을 가진다.

저항체를 측정하고자 하는 물체에 부착시켜 길이 방향으로 이완, 수축시킬 경우 그 변형량에 비례하여 저항값의 변화가 생긴다. 특히 부착시키는 저항체가 얇고 가늘수록 피측정물과 같이 거동할 것이므로 물체의 변형량을 충분히 전달해 줄 것임을 예상할 수 있다.

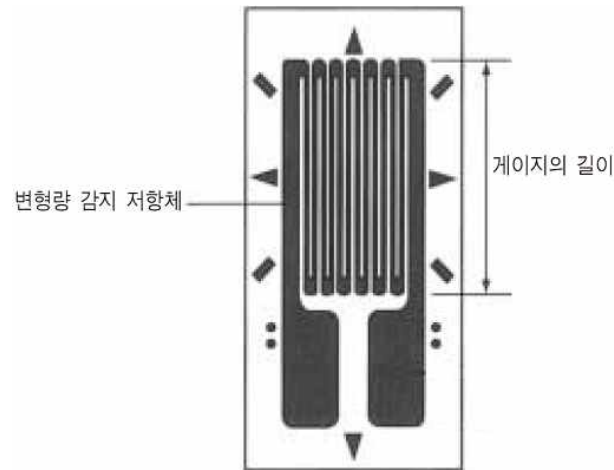


그림 2.8 스트레인 게이지의 구조

2.4.2 로드셀의 기본원리

로드셀은 힘(Force)이나 하중(Load) 등의 물리량을 전기적 신호로 변환시켜 힘이나 하중을 측정하는 하중감지센서이다. 물체는 힘이나 하중에 의하여 이에 비례하는 변형이 발생하며 단위길이당 발생하는 변형량을 변형률(Strain)이라고 한다. 이때 발생하는 변형률은 힘이나 하중의 크기에 직선적으로 변화하는 특징을 가지고 있다.

공학적 필요에 의하여 변형률의 측정이 요구되었으며 이를 위하여 개발된 측정소자(Sensor)가 스트레인 게이지이다. 로드셀은 힘이나 하중에 대하여 구조적으로 안정된 변형을 발생시키는 탄성 변형체(Elastic Strain Member)의 수감부에서 발생하는 물리적 변형을 스트레인 게이지를 이용하여 전기저항 변화로 변환시키

고 Wheatstone Bridge라는 전기회로를 구성하여 정밀한 전기적 신호로 변환시키는 원리를 가지고 이루어져 있다. 그림 2.9는 하중에 의한 탄성변형체의 변화와 여기에 부착된 스트레인 게이지 거동을 도식적으로 나타낸 그림이다.

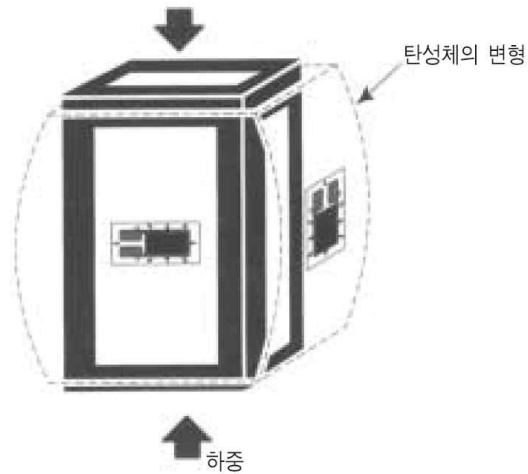


그림 2.9 변형률 발생 원리

2.5 탄성도(Elasticity)

2.5.1 응력(Stress)

물체에 외부의 힘이 작용했을 때 원형을 지키려는 물체 내부의 저항력을 말한다. 외력이 인장 하중일 때 인장 응력, 압축 하중일 때 압축 응력이 되며, 이것들은 단면에 수직인 수직 응력이다. 또, 단면에 평행인 응력을 전단응력이라 한다. 응력은 단면의 단위 면적당 하중으로, 예를 들면 $2\text{kg}/\text{mm}^2$, $100\text{lb}/\text{in}^2$ 등과 같이 표시한다.

2.5.2 변위(Strain)

물체는 힘이나 하중에 의하여 이에 비례하는 변형이 발생하며 단위 길이당 발생하는 변형량을 변형률 또는 변위(Strain) 라고 한다. 이것을 식으로 나타내면 하중 작용전의 거리를 L_0 라하고 하중으로 인해 δ 만큼 변형이 발생하였다고 하면 식 2.10으로 나타난다.

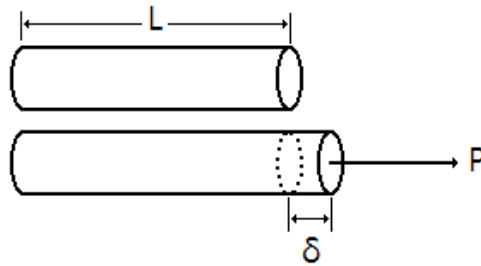


그림 2.10 외력에 의해 변형이 발생하고 있는 환봉

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (2.10)$$

여기서 L_0 와 δ 는 길이의 단위이므로 변형률은 무차원의 양이다.



그림 2.11 변형이 발생하고 있는 환봉의 자유물체도

그림 2.11를 보면 외력 P 가 내부반력 $\int \sigma dA$ 와 평형을 이루고 있다. 여기서 σ 는 단면에 수직인 응력이고 A 는 봉의 단면적이다. 평형방정식은 식 2.11와 같이 나타난다.

$$P = \sigma \int dA \quad (2.11)$$

여기서 만약 응력이 면적 A 에 균일하게 분포되어 있다면, 즉 σ 가 일정하다면 이 식은

$$P = \sigma \int dA = \sigma A, \quad \sigma = \frac{P}{A} \quad (2.12)$$

으로 표현하며 평균응력을 나타낸다.

2.5.3 탄성계수

탄성률이라고도 하며 장력(잡아당기는 변형력), 충밀리기 변형력, 유압 변형력 등 각각 다른 형태를 갖지만, 공학적으로 유용한 한도 내에서 변형은 서로 비례관계에 있다. 그 비례상수를 탄성계수라고 한다. 임의 재질의 탄성특성 및 단단함을 나타내는 척도로서 재질 내 임의의 공간위치와 시간에 대하여 응력과 변형률 사이의 비례계수이다. 어떠한 상태에서 물체에 가한 힘과 그것에 의한 변형은 비례관계에 있는데, 어떤 종류의 변형에 대해서는 양쪽의 비가 물체의 모양이나 크기에 따르지 않는 물질 고유의 상수가 된다(그림 2.12). 그 예로, 영률(Young's Modulus)·부피탄성률·충밀리기 탄성률(강성률) 등이 있으며, 이들을 일반적으로 그 물질의 탄성계수라 한다.

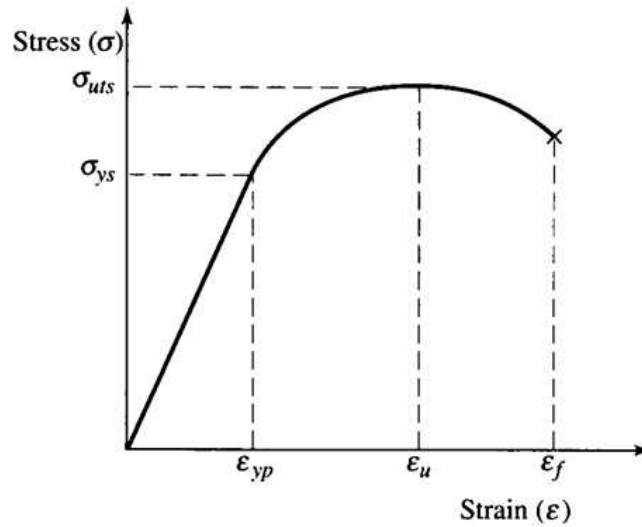


그림 2.12 응력-변형률 곡선

2.5.3.1 영률(Young's modulus)

철사나 막대의 신장(伸張)·수축 정도를 나타내는 것을 영률 또는 늘어나기 탄성률이라 하며, 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. 또 막대가 늘어났을 때 그 굵기는 가늘어지지만 이 경우, 길이의 늘어난 비율과 굵기의 수축률 비도 각각의 물질에 따라 일정한 값을 가진다.

2.5.3.2 부피탄성률

물체에 등방성(等方性: Isotropic, 모든 방향에서 균일함) 압축력이 가해졌을 때, 압축되지 않으려고 저항하는 정도를 나타내는 값을 체적탄성률 또는 부피탄성률이라고 한다. 부피탄성률은 부피 감소에 따른 저항력의 증가량을 현재 물체의 부

피에 대한 부피 감소량의 비로 나눈 값으로 정의된다. 저항력의 증가량은 압축하기 위해서 외부에서 가해주는 압력의 증가량과 같다. 부피 감소량으로 나누지 않고 현재 부피에 대한 부피 감소량의 비로 나누는 이유는 저항력이 현재의 부피에도 의존하기 때문이다. 풍선을 압축할수록 더 많은 힘이 필요한 것에서 알 수 있다. 이를 수식으로 나타내면 식 2.13과 같다. 외부 압력을 p , 현재부피를 V 라고 할 때, 부피탄성률(K)는

$$K = - \frac{\Delta p}{(\Delta V/V)} = - V \frac{\Delta p}{\Delta V} \quad (2.13)$$

가 된다.

더 엄밀하게 쓰면 다른 변수들은 변화시키지 않은 채 부피만 변화시켜야 하므로 편미분 기호를 사용하여

$$K = - V \left(\frac{\partial p}{\partial V} \right) \quad (2.14)$$

으로 표현한다.

제 3 장 연구 방법

3.1 연구 방향

근육의 피로지수 측정에 관한 기존의 연구들 중 직접적으로 체내의 혈액을 채취하여 혈중 젖산 농도를 분석하는 방법과 간접적으로 근육이 수축할 때 발생하는 활동전위를 기록하는 근전도를 이용한 방법 등이 가장 정확하게 근육의 피로지수를 측정할 수 있는 방법이지만 근피로지수 측정을 위한 장소 및 방법에 제약이 많아 측정에 많은 어려움이 있고 피험자 또한 행동에 많은 구속을 받는다. 반면에 초음파 경직도 측정 시스템을 이용하여 근육경직도를 측정함으로써 근육의 피로지수를 추정한다면 비침습과 무구속 방식으로 근육의 피로지수를 알 수 있게 된다.

따라서 본 연구에서는 대퇴직근의 등척성 수축 운동 시 근육경직도를 측정하여 근육의 피로지수를 추정할 수 있는 새로운 방법을 제시 하고 기존의 측정 방법과 같이 근전도를 측정하여 근육경직도와와의 관계를 알아보고 직접 또는 간접적으로 근육의 피로지수를 측정하는 방법의 대체를 위한 가능성을 확인하고자 한다.

3.2 전체 시스템 구성

경직도 측정 시스템의 전체 블록도는 그림3.1과 같다. 시스템의 프로브는 로드셀(Model 34, Honeywell, U.S.A.)과 초음파 트랜스듀서(HUMANSCAN, Korea)로 구성되어 있다. 조직에 힘을 인가하면서 압력을 측정하기 위해, 인가 힘의 수직방향으로 로드셀이 장착되어 있다. 인가 힘에 대한 압력 측정과 동시에 초음파 신호를 획득할 수 있도록 초음파 트랜스듀서가 압력 센서의 끝에 배치되어 있으며 로드셀과 초음파 트랜스듀서는 나사로 고정되어있다.

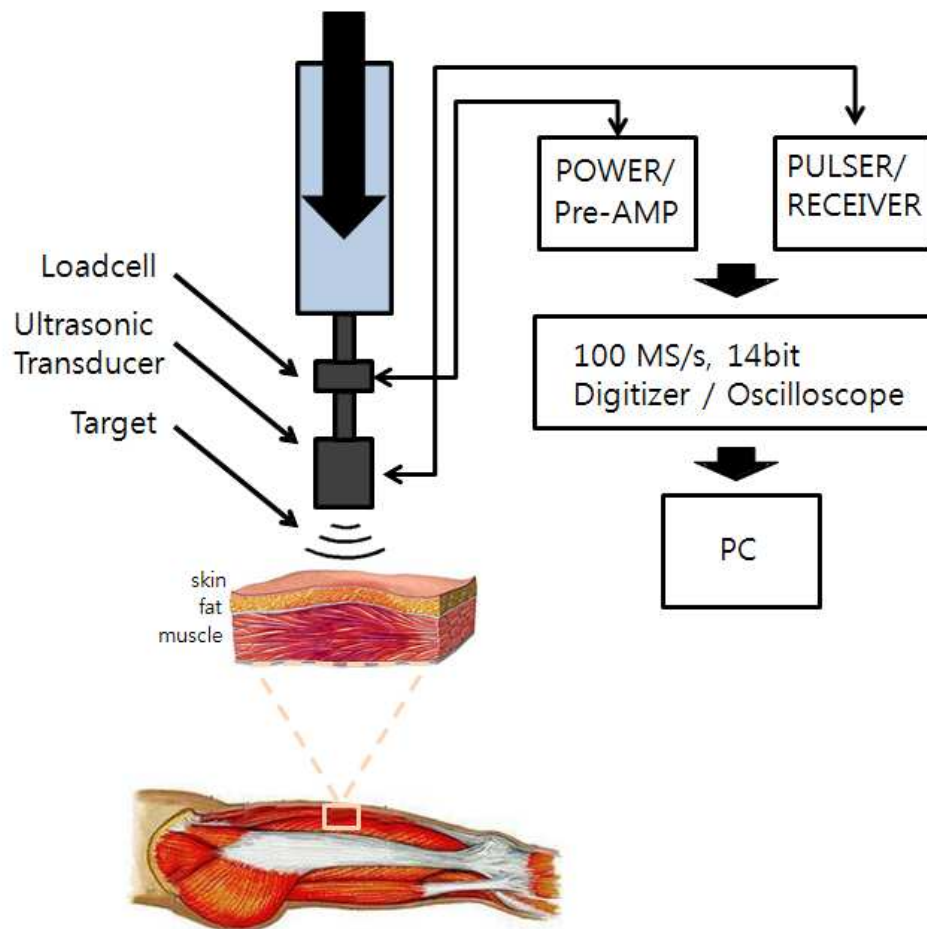


그림 3.1 전체 시스템 블록도

경직도 측정 시 압력 측정을 위해 사용된 로드셀에 전원을 공급하기 위한 전원부와 로드셀 출력신호 증폭을 위한 증폭기가 하나의 모듈(IN-LINE AMPLIFIER, SENSOTEC)로 구성되어 있다.

임펄스신호발생 및 수신기(Model 5072PR PULSER/RECEIVER, OLYMPUS)는 변위 측정을 위한 초음파 트랜스듀서로 인가되는 입력 파형을 발생하며, 조직에서 반사되는 초음파 반사 신호를 수신한다.

초음파 반사 신호와 로드셀 출력신호는 고해상도 디지털라이저(High resolution Digitizer, NI PCI-5122, National Instruments)를 통해 수집된다.

3.3 신호 처리

3.3.1 초음파 신호 및 로드셀 신호 획득 과정

임펄스신호발생 및 수신기에서 발생하는 임펄스파형이 초음파 트랜스듀서로 전달되면 초음파 트랜스듀서는 진동을 하기 시작하고 측정부위로 초음파 신호를 발생시킨다. 고해상도 디지털이저는 측정부위 내부의 조직들에서 반사되는 초음파 반사 신호를 하나의 입력 채널을 통하여 50MHz의 표본화 주기로 수집하고, 동시에 또 다른 입력 채널에서는 로드셀로부터 발생하는 압력 신호를 획득하였다. 고해상도 디지털이저는 PC와 직접 연결 되어 있으며, NI Labview 8.6(National Instruments)으로 데이터 수집 및 모니터링 프로그램을 제작하였다. 로드셀의 신호를 저장하기 전에 로드셀의 출력신호인 전압의 형태를 무게의 단위인 뉴턴미터(Nm)로 변환시킨 데이터를 저장하였다. 수집되는 데이터는 임펄스발생장치에서 하나의 출력파형이 발생할 때마다 초음파 반사 신호와 로드셀의 신호가 각각 수집되고, 임펄스신호발생 및 수신기의 임펄스파형은 100Hz의 주기로 발생하게 하였다.

경직도 측정 시스템의 초음파 신호 및 로드셀 신호 획득 장면은 그림3.2와 같다. 경직도 측정을 위해 신호를 획득하는 과정에서 현재의 초음파 반사 신호 상태를 알 수 있도록 측정 중 실시간으로 초음파 반사 신호의 파형을 그래프로 나타내었다. 또한 현재의 압력 상태 역시 알 수 있도록 로드셀에서 출력되는 4000개의 데이터를 평균 계산하여 아날로그 미터기로 표시 하였으며 이때 로드셀 출력데이터에 영향을 미치는 주변 잡음 신호를 최소화하기 위해 10포인트 이동평균필터를 사용하였다.



그림 3.2 초음파 신호 및 로드셀 신호 획득 장면

신호 수집 프로그램은 로드셀에서 발생하는 압력 데이터의 값이 0.5Nm 이상이 되면 자동으로 저장을 시작 하게 되고 압력 데이터의 값이 10Nm 이상이 되거나 0Nm로 떨어지면 저장 후 종료하도록 하였다. 본 연구에서 종료시점은 10Nm로 되어 있지만 경우에 따라 종료시점을 쉽게 수정할 수 있도록 제작 하였다.

초음파 반사 신호와 로드셀 신호의 저장형태는 2진(Binary) 데이터 형식으로 저장되었으며 1회 측정 후 '다시 실행하기' 버튼을 누르면 자동으로 저장 파일명을 바꾸고 다시 측정을 하게 되고 'stop' 버튼을 누르면 측정이 종료 된다.

3.3.2 초음파 신호 처리 과정

수집한 초음파 반사 신호는 NI Labview를 사용하여 신호처리 하였으며, 초음파의 진행 방향으로 1cm~4cm 깊이의 2000개 데이터를 잘라내어 신호처리 하였다. 1cm 이내의 초음파 데이터는 트랜스 듀서와의 거리가 너무 가까워 정상적인 초음파 반사 신호 성분이 부족하고, 4cm 이상의 초음파 데이터는 사용한 초음파 트랜스듀서의 특징상 초점 범위를 벗어나기 때문에 신호처리를 할 때 제외시켰다.

초음파 반사 신호를 복조(demodulation)과정을 거쳐 기저신호(base band signal)로 변환하고, 이 신호를 시간에 따른 감쇄 보상(time gain compensation)의 과정을 거쳐 얻은 초음파 반사 신호에서 n 번째 신호는 $n-1$ 번째 신호와 상호상관을 취하여 시간 지연을 계산하였다. 이때 깊이 방향 부분 변위를 측정하기 위해 커널 사이즈의 3배의 영역으로 나누고, 각각의 영역에서 커널 사이즈 단위로 변위를 추적하였다. 부분별 상호 상관 계수가 최대로 나타나는 지점의 위치 값이 시간 지연이 된다. 초음파 신호에서 시간지연은 조직내부의 변형거리가 되고 이것을 누적하여 조직의 변위를 획득하였다(그림3.3).

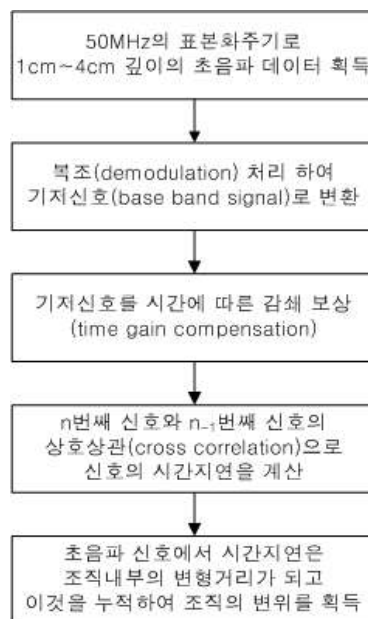
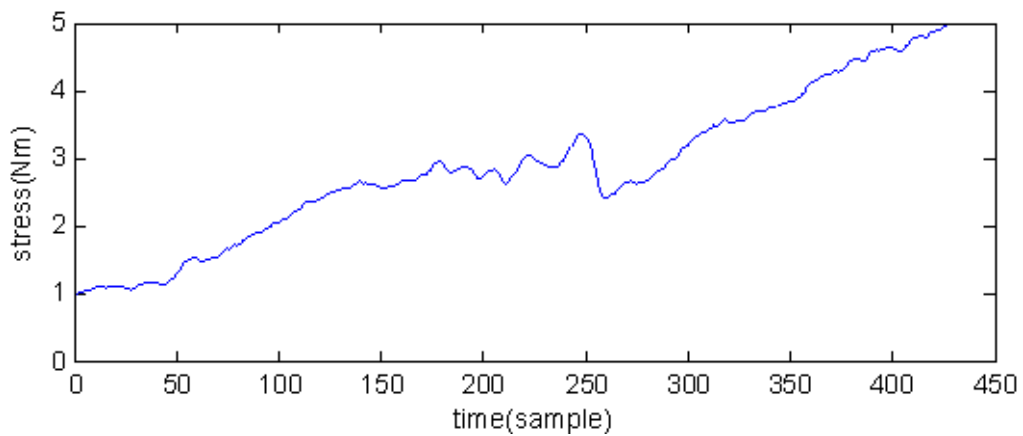


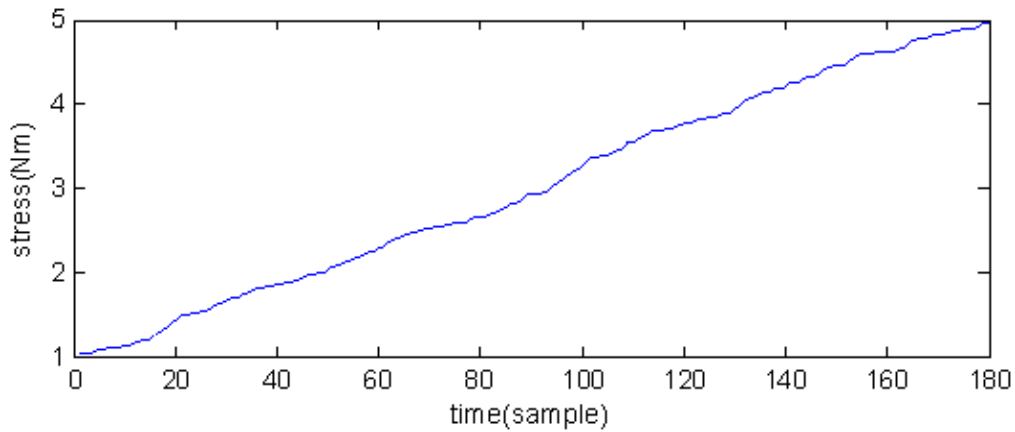
그림 3.3 신호처리 순서도

3.3.3 로드셀 측정 데이터의 오류 처리

초음파 데이터를 획득할 때 실험자가 대퇴직근 위에서 수직의 방향으로 압력을 가하게 되는데 이 과정에서 실험자의 오류로 인해서 압력의 방향이 위로 향하게 되는 경우 시간 x 축에 대하여 압력 y 축의 도표를 그려보면 로드셀이 연속적으로 증가하지 못하고 반대방향으로 감소하였다가 다시 증가하는 경향을 보이기도 한다(그림3.4(a)). 이와 같은 오류를 처리하기 위해 반대방향으로 감소하는 부분의 로드셀 데이터와 이와 같은 시간에 획득한 초음파 데이터를 제외하여 로드셀의 값이 시간에 따라 연속적으로 증가 하는 데이터로 보완하였다(그림3.4(b)).



(a) 로드셀 데이터 수정 이전의 그래프



(b) 로드셀 데이터 수정 이후의 그래프

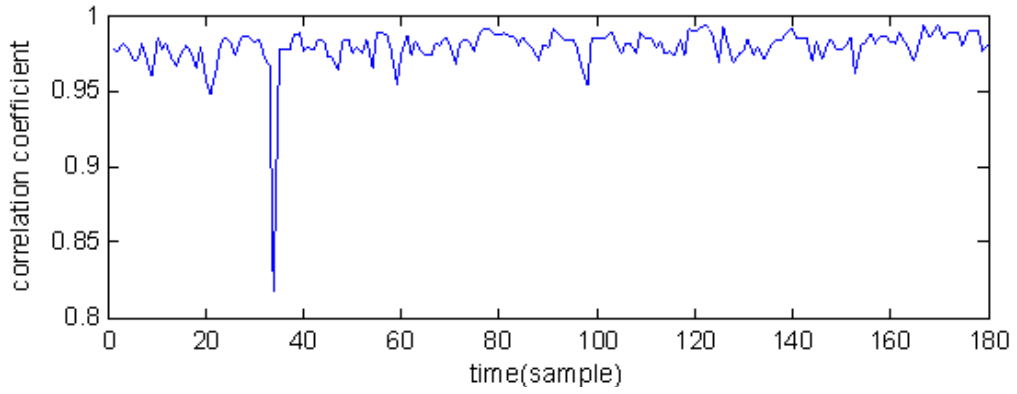
그림 3.4 로드셀의 값이 (-)방향으로 떨어지는 값 수정 이전·후의 그래프

3.3.4 상호상관 계산에서의 오류 처리

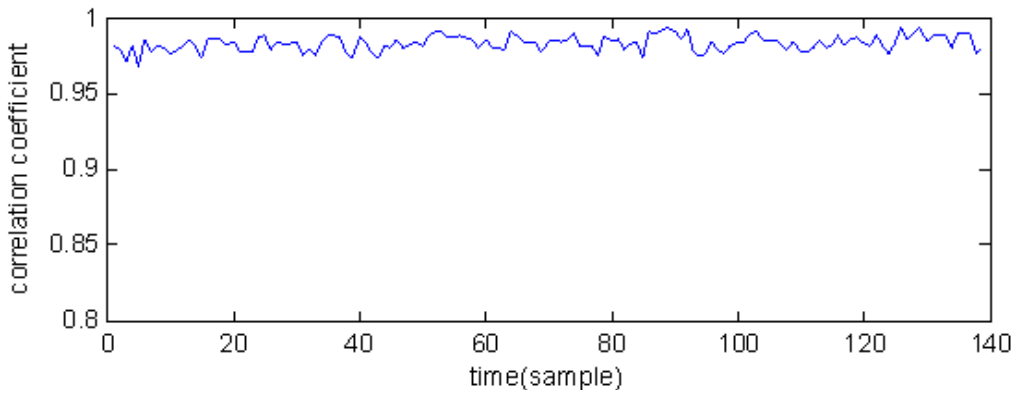
초음파 데이터에서 조직의 변형을 계산할 때 상호상관을 취하게 되는데 이 과정에서 n 번째 데이터와 $n-1$ 번째 데이터의 상관계수가 0.9 미만인 경우는 두 신호의 상관도가 낮기 때문에 초음파 스펙클 신호보다는 잡음(noise)에 가깝다. 따라서 본 연구에서는 이것을 보완하기 위하여 상호상관 계산결과에 따라 보정하는 알고리즘을 고안하였다.

수집한 초음파 반사 신호는 1cm~4cm 깊이의 2000개 값을 획득하였기 때문에 n 번째 데이터와 $n-1$ 번째 데이터의 상호상관을 계산하면 약 2000개의 상관계수를 얻게 된다. 여기서 만약 상관계수가 0.9 미만인 값이 100개 이상이라고 하면 n 번째 데이터와 $n-1$ 번째 데이터 사이에는 초음파 스펙클 신호보다 잡음 성분의 신호가 많기 때문에 최종 변위를 계산 할 때 이 값은 제외하였다.

n 번째 데이터와 $n-1$ 번째 데이터를 계산 하였을 때 얻은 상관계수는 평균값으로 계산되어 시간에 따라 저장하였다. 그림3.5(a)는 상호상관을 보정하는 알고리즘을 적용하기 이전의 결과이며, 그림3.5(b)는 상호상관 보정 이후의 결과이다.



(a) 상관계수 데이터 처리 이전의 상관계수 결과



(b) 상관계수 데이터 처리 이후의 상관계수 결과

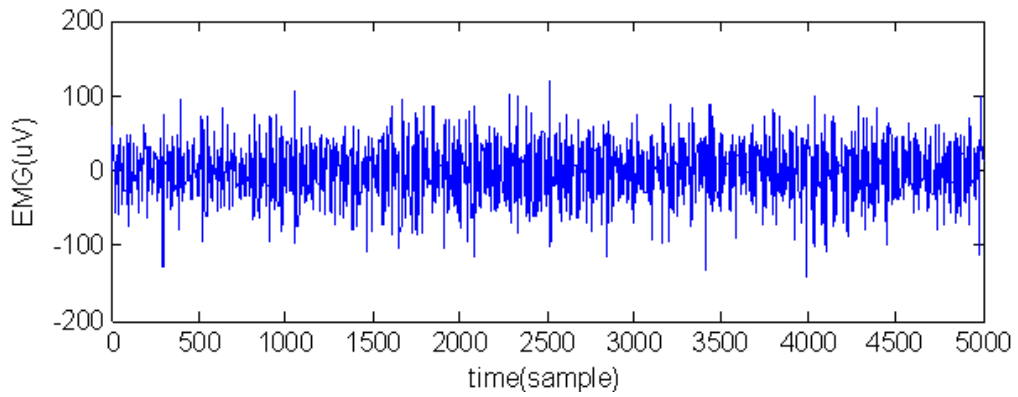
그림 3.5 상관계수의 값이 0.9 이하인 경우의 데이터 처리 이전·후의 결과

3.3.5 표면근전도 신호처리

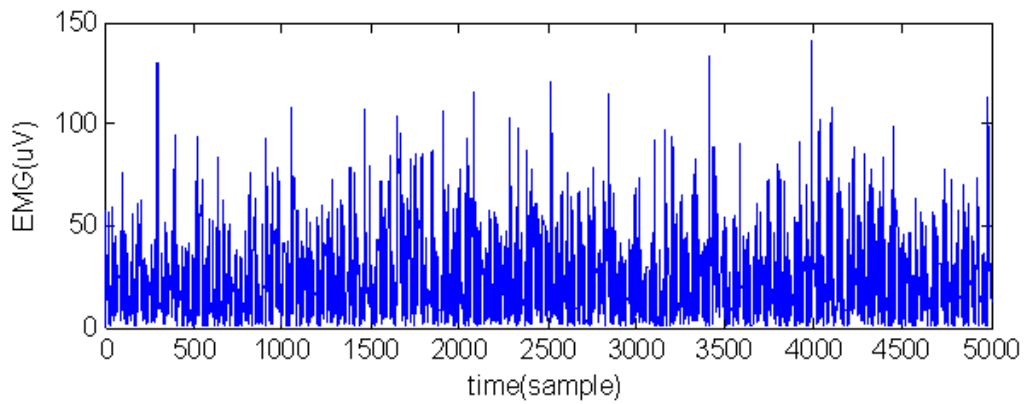
근전도의 분석방법에는 정성적 분석과 정량적 분석이 있다. 정성적 분석은 근전도 신호의 파형을 유형별로 서로 비교, 분석하는 방법으로 주로 말초 신경과 신경근 접합부 및 골격근에 나타나는 이상 상태를 검사하는 임상의학적 연구에 주로 이용된다.

정량적 분석은 근전도 신호의 크기나 주파수를 비교, 분석하여 운동단위의 종류, 근수축 지속시간에 따른 근육의 피로현상 및 근력의 변화에 따른 근육의 피로 분석에 이용되고 있다. 근전도 크기분석은 근전도 신호를 정류시켜 정류된 근전도 크기를 이용하여 평균 또는 실효값(RMS)을 측정, 분석하는 방법으로 근육 피로 현상, 근수축 지속시간에 따른 근력의 변화, 운동단위의 수 및 종류에 대한 분석을 하는데 사용된다.

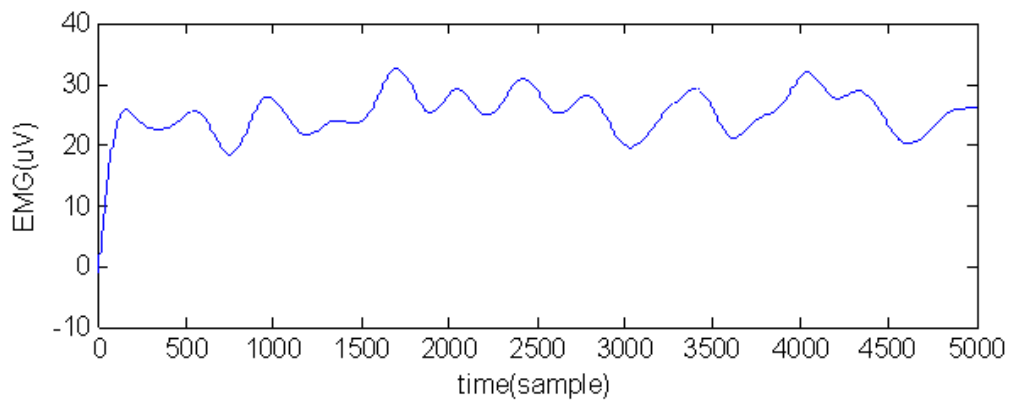
본 연구에서는 표면근전도 신호처리를 위하여 MATLAB 7.6.0(The MathWorks, Inc. USA)을 사용하였다. 무릎관절 토크와 근육경직도에 대응하는 근활성도를 측정하는 실효값을 계산하기 위해 수집된 근전도신호에 60Hz 대역차단필터를 적용하여 전원 노이즈를 제거하였고, Butterworth 4차의 20Hz~250Hz 대역통과필터를 적용 후 전과정류를 적용, 마지막으로 Butterworth 4차의 3Hz 저역통과필터로 신호처리한 후 신호의 실효값으로 계산되었다(그림3.6). 이후에 하나의 대표하는 실효값을 획득하기위해 이것의 평균을 계산하여 평균 실효값을 획득하였다.



(a) 2Hz~250Hz 대역통과 필터 처리한 근전도 신호



(b) 근전도 신호의 절대값



(c) 근전도 신호의 실효값

그림 3.6 근전도 신호 실효값 계산 과정

제 4 장 실험 및 결과

4.1 실험장비

대퇴직근의 등척성 수축 운동 시에 발생하는 토크의 크기와 근전도를 측정하기 위해 Biodex 시스템(Biodex system 3, Biodex medical, USA)과 근전도측정 시스템(MyoSystem 1200, Noraxon, USA)을 사용하였다(그림4.1). 사용한 Biodex 시스템은 등속성 운동장비로서 인체 각 부위의 근육에 대하여 등속성 운동 및 등척성 운동을 수행 할 수 있다. 힘을 일정 또는 변화하게 인가하여, 이때 발생하는 관절의 회전력 및 반발력, 각속도 등을 측정하며, 동시에 근전도측정 시스템으로 근육의 표면 근전도를 측정하여 근육의 활동 상태를 나타내거나 그 자료를 수집할 수 있는 범용 장치이다. 또한 수집한 자료를 활용하여 적절한 신호처리 후 근 피로도의 분석이 가능하다. Biodex 시스템과 근전도측정 시스템에서 측정하는 데이터는 MyoResearch 1.06(Noraxon, USA)으로 수집하였다.



그림 4.1 실험 구성 장면

경직도 측정 시 발생하는 측정 프로브의 일정한 압력 인가 속도의 조절과 각도를 수직으로 유지하고, 투과된 음향신호의 굴절 현상과 휘어짐 현상을 최소화하기 위해 Biodex 시스템의 의자에 거치대를 제작하여 설치하였다. 그림4.2는 제작된 거치대와 일정한 힘을 인가하기 위한 지렛대를 보이고 있다. 실험자는 근육 경직도 측정 시 정확한 초음파 스펙클의 추적과 측정 데이터간의 높은 상관계수를 얻기 위해 천천히 압력을 인가하였다.



그림 4.2 제작된 거치대와 압력 인가 지렛대

4.2 연구대상

본 연구의 피실험자는 유전적, 체격적인 특별한 비 선정 사유가 없고 운동 실험에 참여하지 못할 병력 사유가 없으며, 실험에 자발적으로 참여하길 희망한 건강한 성인 남성 7명을 대상으로 실험을 진행 하였다.

4.3 실험방법

최대한 동일한 지점의 근육에서 근전도와 근육경직도를 측정하기 위해 근전도 전극과 초음파 프로브의 거리는 3cm 이내로 하였다.

초음파 데이터와 로드셀의 데이터를 수집하기 위해 NI Labview 로 데이터 수집 및 모니터링 프로그램을 제작하였고, 근육경직도 측정 중 초음파 신호와 압력의 값이 실시간으로 화면에 나타나도록 하였다.

피실험자는 무릎관절각도가 45°로 고정된 상태에서 실험자의 신호에 맞춰 등척성수축운동을 수행하였다. 최대수의적수축(maximal voluntary contraction, MVC) 운동시 발생하는 무릎관절 토크의 크기를 측정하고, 최대하수의적수축(submaximal voluntary contraction)운동을 하여 발생하는 무릎관절 토크의 크기를 근육경직도와 근전도의 실효값으로 비교하였으며 운동은 0Nm 부터 최대수의적수축력의 70% 까지 10Nm 간격마다 실험을 실시하였다.

피실험자는 Biodex 시스템에서 실시간으로 측정되는 무릎관절 토크 값을 주시하여 그 값을 일정하게 유지 하였다(그림4.3). 같은 힘에서 3회 반복 실험을 실시하였고, 평균 유지 시간은 약 3초 정도로 모두 통일시켰다. 각 실험마다 10분간의 휴식기를 두었으며, 이때 측정 부위의 피로도를 완전히 줄이기 위해 결박을 풀고, 자유로운 자세를 취하도록 하였다.

실험자는 피실험자가 최대하수의적수축운동을 하는 동안 근육경직도를 측정하기 위해 압력 인가 지렛대를 이용하여 초음파 데이터와 로드셀의 데이터를 수집하였다. 이때 실험자는 초음파 신호와 로드셀 신호의 변화를 모니터링 프로그램(그림3.2)으로 확인하면서 압력 인가 속도를 각 실험마다 일정하게 유지하였다.

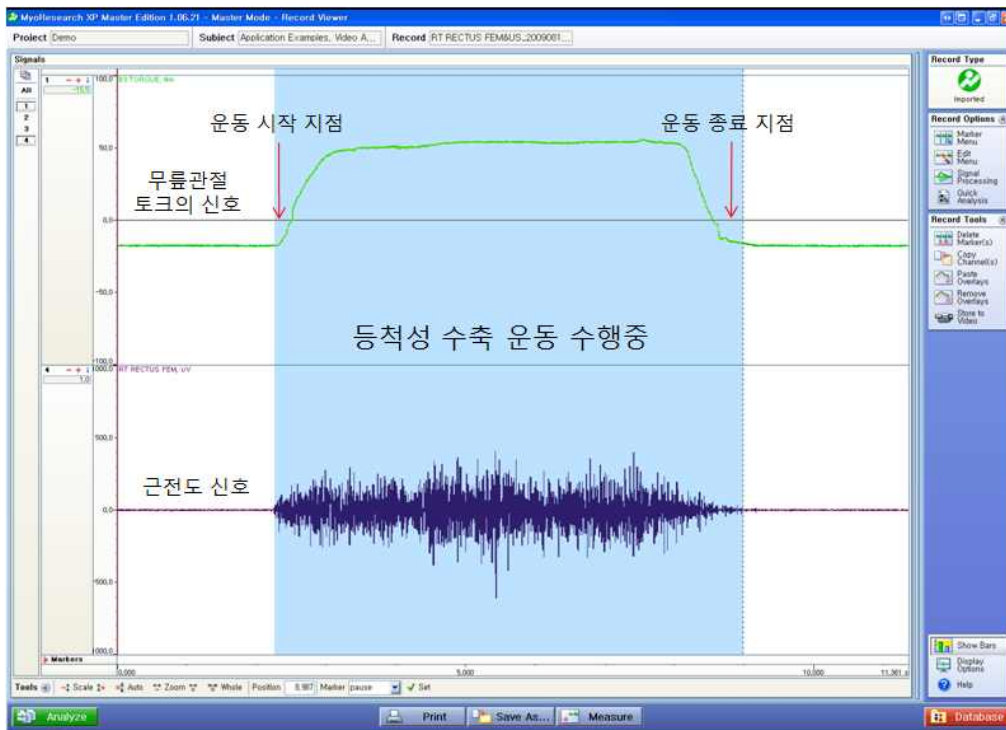
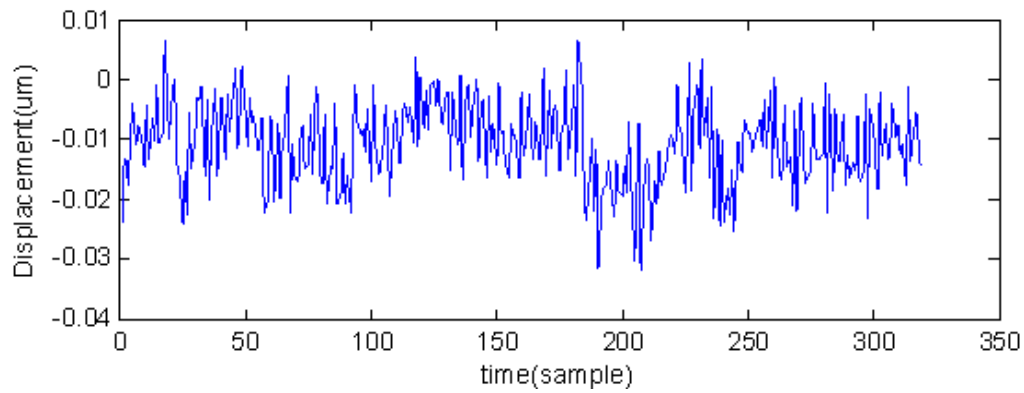


그림 4.3 무릎관절 토크와 근전도의 신호 획득 장면

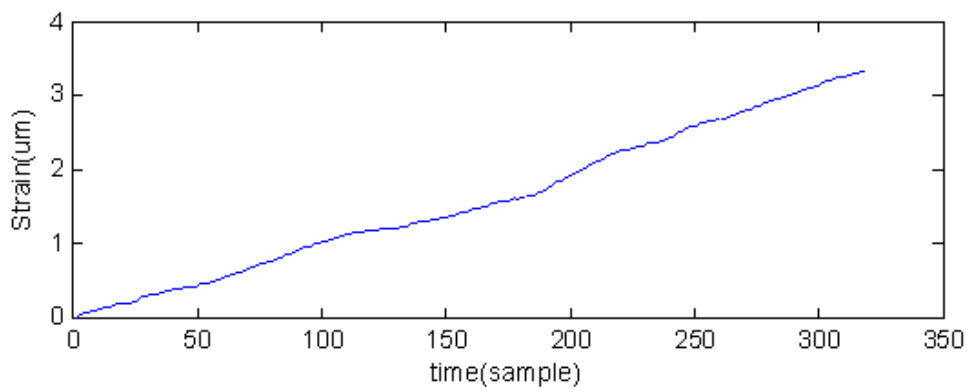
4.4 실험결과

4.4.1 인가압력에 따른 변위 계산

수집한 초음파 데이터를 초음파 신호처리 과정에 따라서 상호상관 계산을 하면 그림4.4(a)와같이 시간에 따라 얼마만큼의 변위가 있었는지를 알 수 있다. 이것을 근육경직도로 나타내기 위해서 근육경직도 측정을 시작하고 종료할 때까지의 변위를 누적시켜 그림4.4(b)와 같은 인가압력에 따른 변위를 계산하였다.



(a) 상호상관계산 후 얻어진 변위



(b) 인가 압력에 따른 변위

그림 4.4 인가압력에 따른 변위 계산 과정

4.4.2 평균 근육경직도 계산

근육경직도를 계산하기 위해서 무릎관절 토크의 크기가 같은 힘에서 3번 측정
한 데이터를 변위에 대한 압력의 그래프로 나타내면 그림4.5와 같은 3개의 각각
다른 변위와 압력의 커브를 얻을 수 있고(점선 그래프) 이 커브들의 기울기가 각
각의 다른 경직도로 나타난다. 무릎관절 토크의 크기가 같은 힘에서 동일한 경직
도를 갖는다고 하면, 3번 측정한 경직도의 평균 경직도를 계산해야 한다.

평균 경직도를 구하기 위해서는 만약 무릎관절 토크의 크기가 같은 힘에서 n
차례 측정하였다고 하면 전체 n개의 변위에 대한 평균 변위와, 전체 n개의 압력에
대한 평균 압력을 계산한 다음, 평균 압력에 따른 평균 변위의 그래프를 나타내어
(실선 그래프) 이것의 기울기를 계산함으로써 평균 경직도를 계산한다.

본 연구에서는 각 무릎관절 토크의 크기에서 3회씩 측정하였으므로 3개의 변
위에 대한 평균 변위와, 3개의 압력에 대한 평균 변위를 계산하여 평균 경직도로
나타내었다.

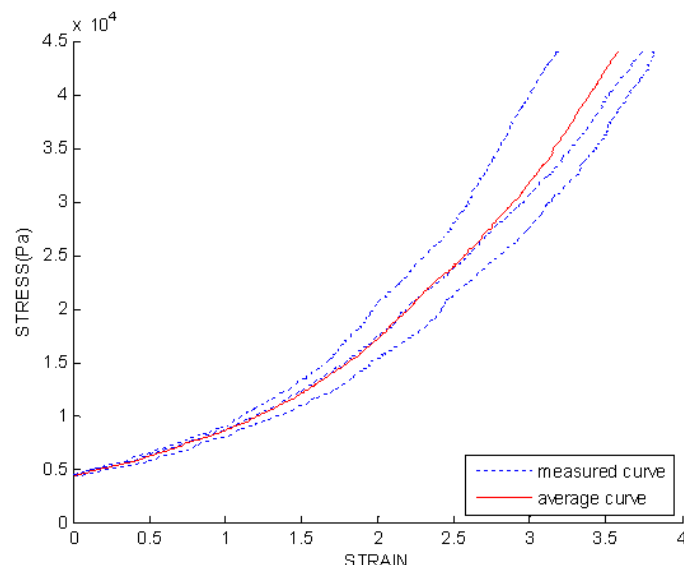


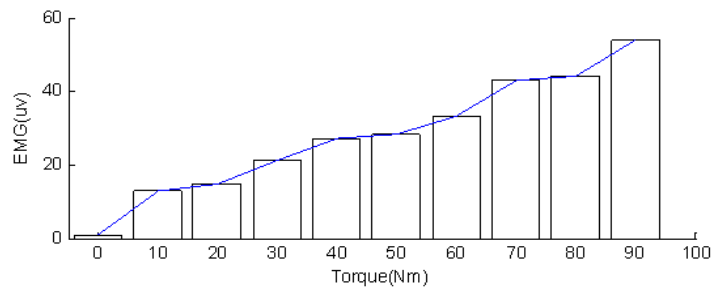
그림 4.5 변위 대 압력 그래프

4.4.3 근육경직도와 근전도 실효값 결과

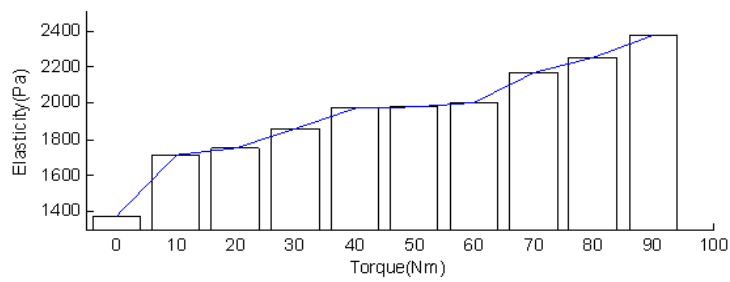
우측 대퇴직근에서 등척성수축운동을 하지 않은 보통 상태의 근육경직도는 최
대하수의적수축운동시에 측정한 근육경직도보다 낮음을 확인하였다. 또한 무릎관
절 토크의 크기가 증가함에 따라 근육경직도 역시 증가하는 것을 확인하였다.

표면근전도의 실효값 결과 역시 무릎관절 토크의 크기가 증가할수록 실효값
결과가 선형적으로 증가함을 보였다.

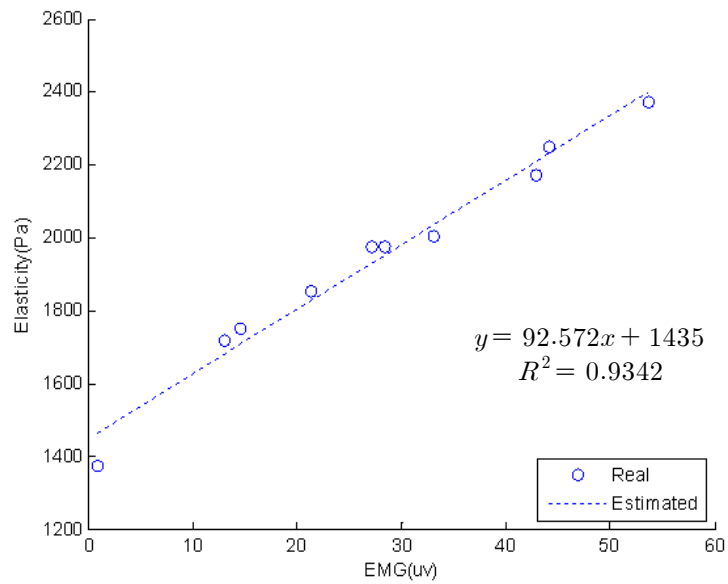
표면근전도의 실효값과 평균 근육경직도의 관계를 알아보기 위해 같은 무릎관
절 토크값에 대응하는 표면 근전도의 실효값 결과와 평균 근육경직도의 결과를
그림4.6(a),(b)에 나타내었으며, 그 결과에 곡선 맞춤(curve fitting)을 하여 표면근
전도의 실효값과 근육경직도의 관계에 대한 가장 유사한 추정선을 얻을 수 있었
다(그림4.6(c)).



(a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과

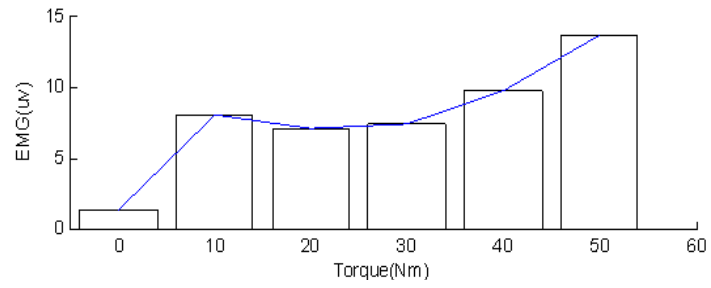


(b) 평균 경직도 측정 결과

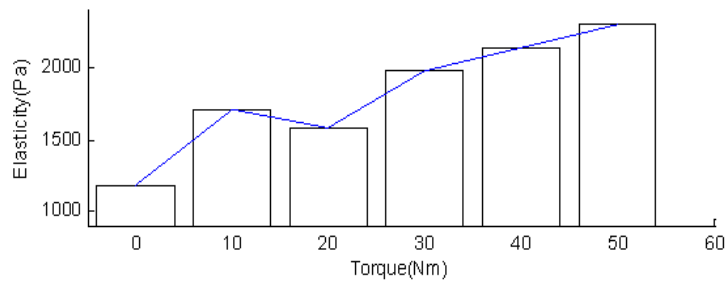


(c) EMG vs Elasticity

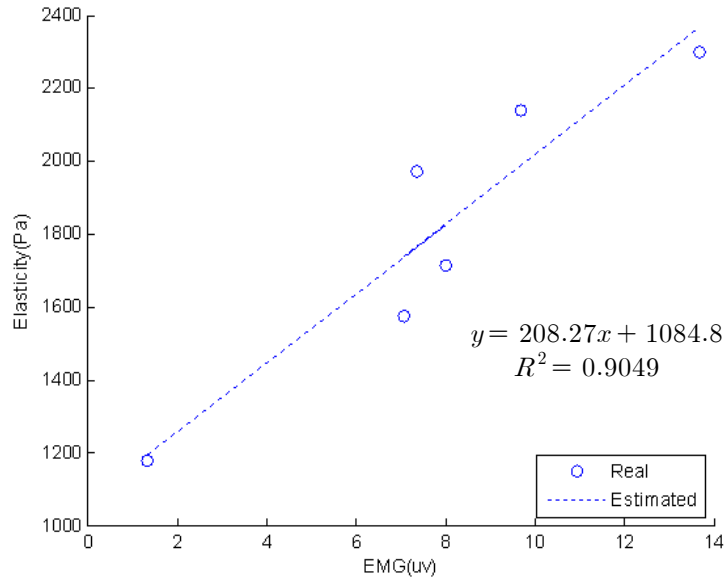
그림 4.6 피실험자 1에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과



(a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과

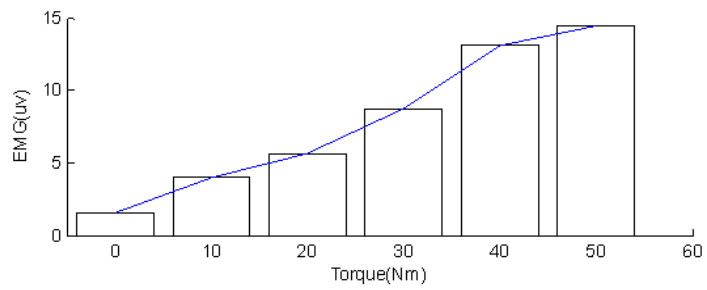


(b) 평균 경직도 측정 결과

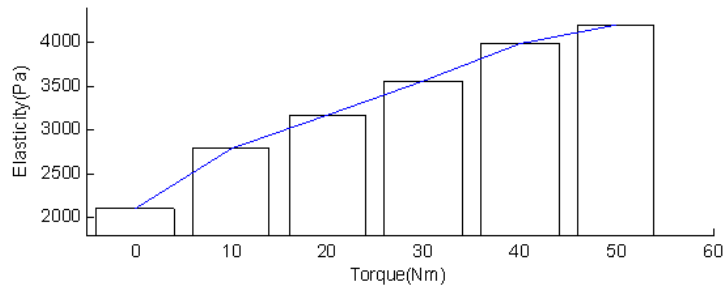


(c) EMG vs Elasticity

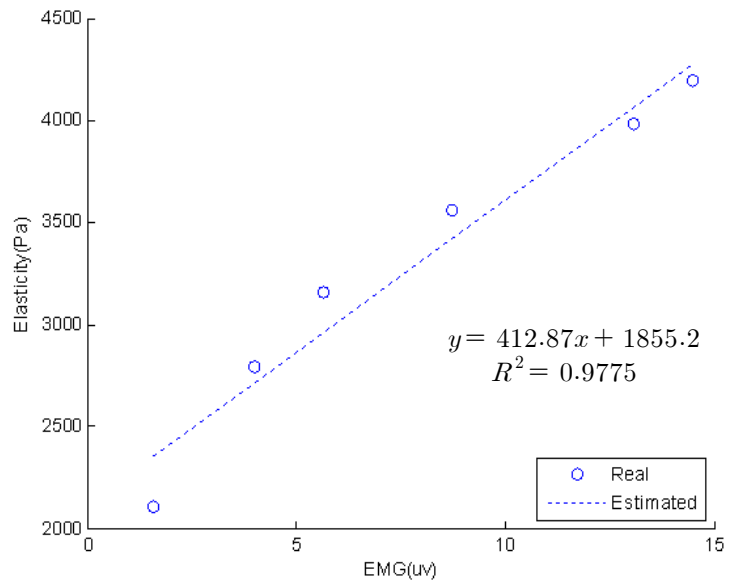
그림 4.7 피실험자 2에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과



(a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과

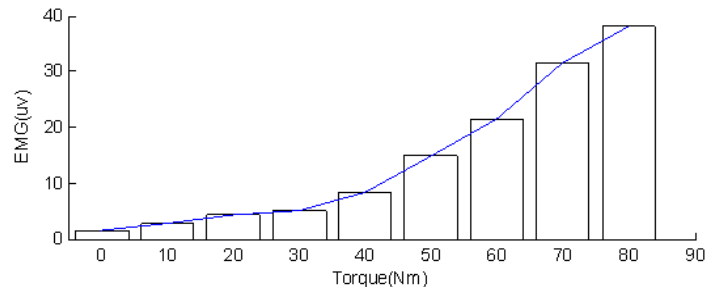


(b) 평균 경직도 측정 결과

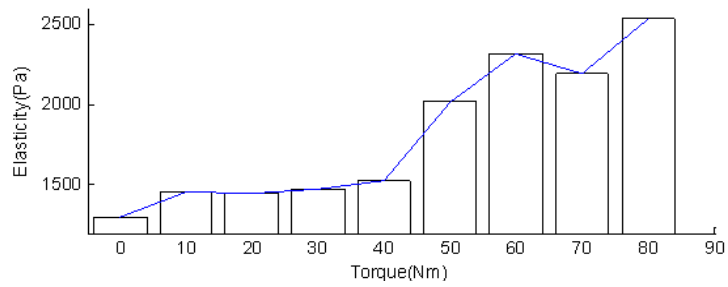


(c) EMG vs Elasticity

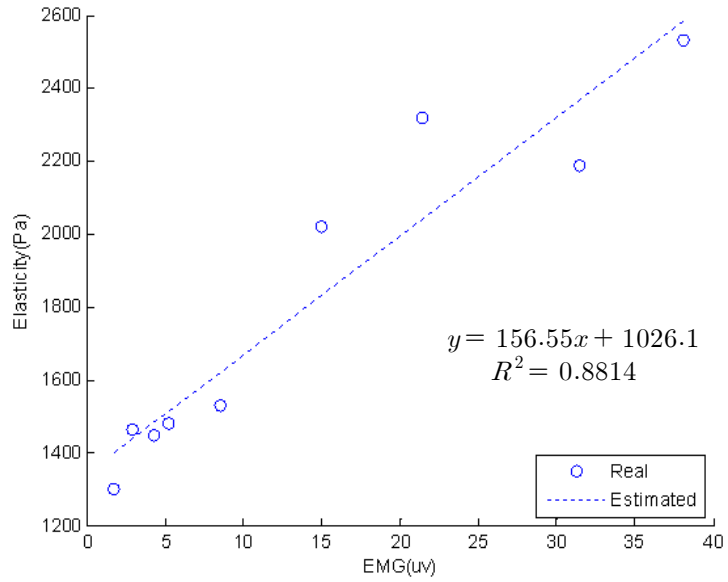
그림 4.8 피실험자 3에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과



(a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과

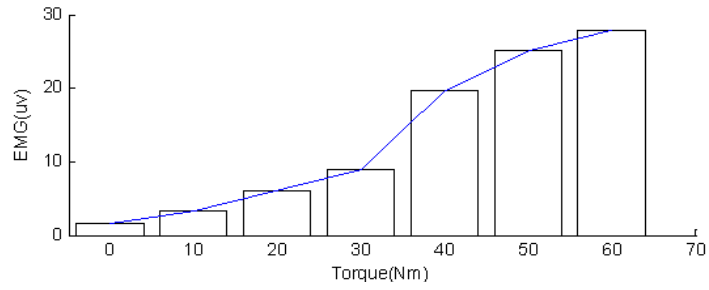


(b) 평균 경직도 측정 결과

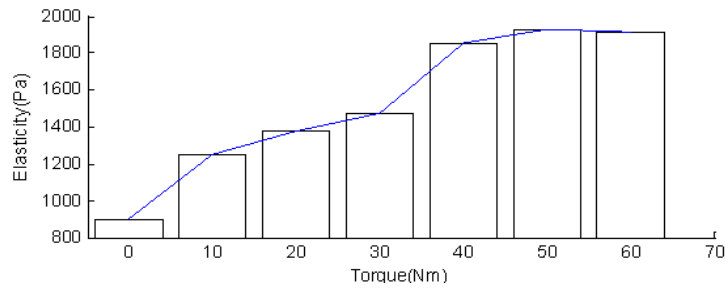


(c) EMG vs Elasticity

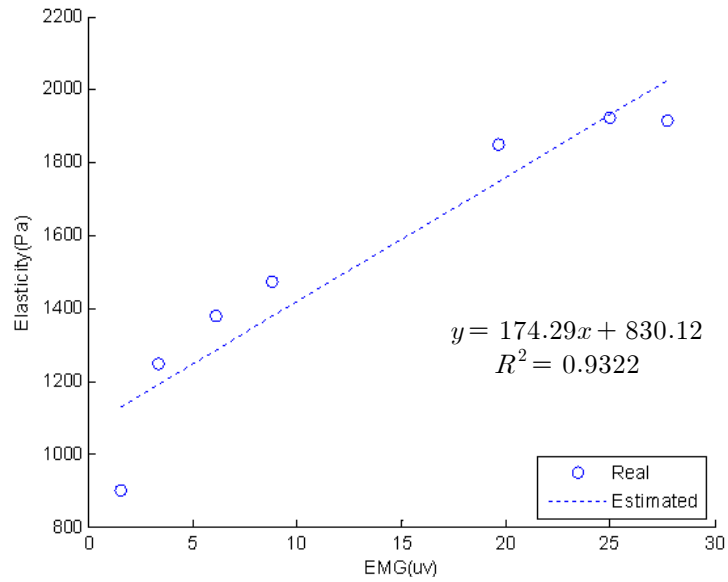
그림 4.9 피실험자 4에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과



(a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과

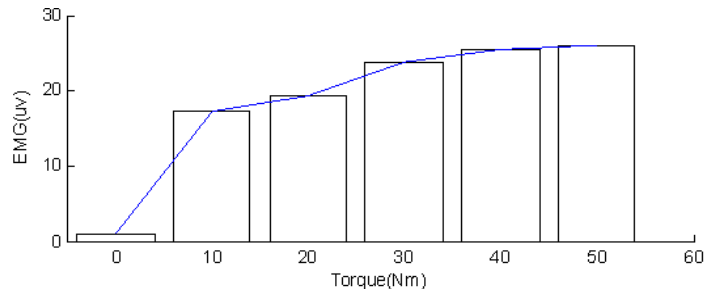


(b) 평균 경직도 측정 결과

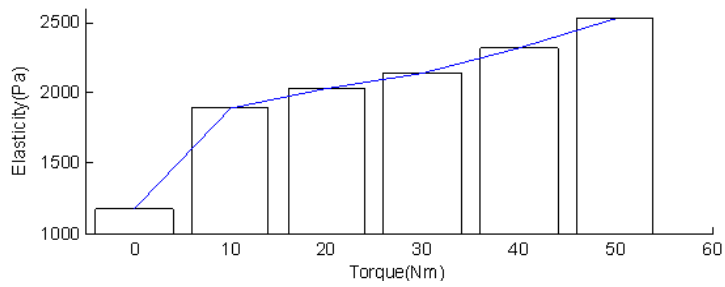


(c) EMG vs Elasticity

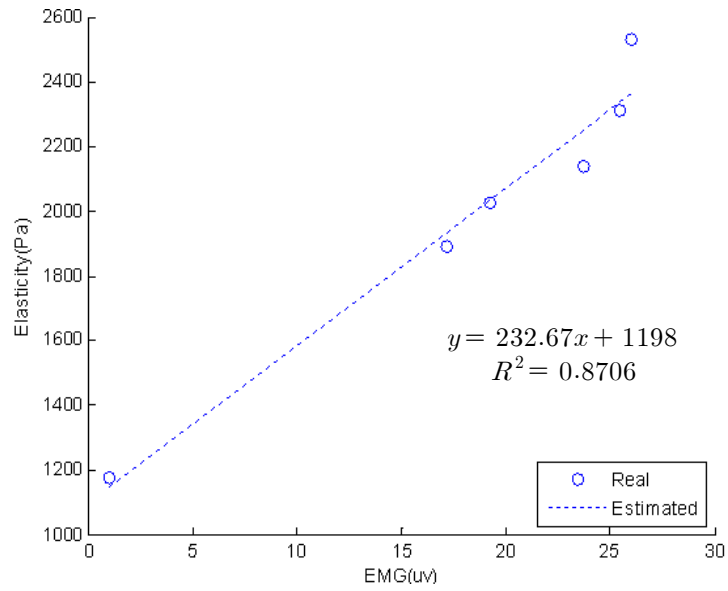
그림 4.10 피실험자 5에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과



(a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과

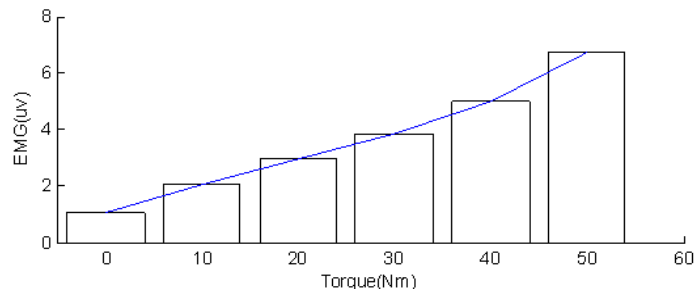


(b) 평균 경직도 측정 결과

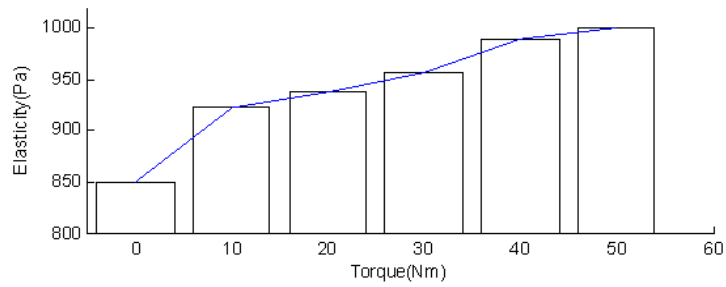


(c) EMG vs Elasticity

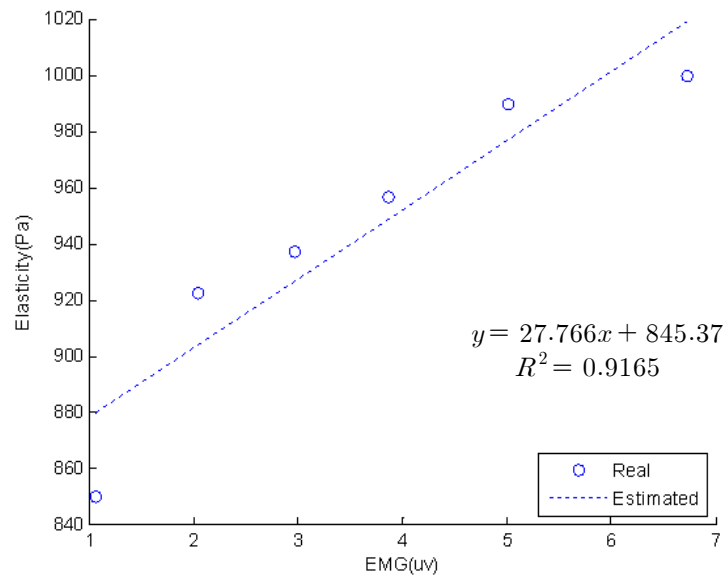
그림 4.11 피실험자 6에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과



(a) 표면 근전도의 평균 실효값 결과



(b) 평균 경직도 측정 결과



(c) EMG vs Elasticity

그림 4.12 피실험자 7에 대한 각 무릎 관절 토크에 대한 평균 경직도와 근전도의 평균 실효값 결과

제 5 장 고 찰

본 연구에서는 대퇴직근의 등척성수축운동시 무릎관절 토크의 크기에 대한 근육경직도와 근전도의 변화를 알아보기 위한 실험을 하였고, 7명의 피실험자들로부터 토크의 크기에 따라 증가하는 근전도의 실효값과 근육경직도를 도출할 수 있었다. 하지만 같은 무릎관절 토크의 크기에 대해서 피실험자들 마다 각각 다른 근전도의 결과와 각각 다른 근육경직도의 결과를 얻게 되었다. 이는 등척성수축운동을 진행하는 과정에서 피실험자들 마다 개개인의 역량 차이 및 근육의 분포 상태에 차이를 보이기 때문인 것으로 사료된다. 따라서 근육경직도 측정을 통하여 근육 피로지수를 추정하기 위해서는 근육 피로 발생 이전과 이후의 근육경직도 결과를 비교함으로써 근육 피로지수를 추정할 수 있을 것으로 기대된다.

그리고 결과 분석 도중 초음파 신호의 상호상관 계산과정에서 신호간의 상관계수의 값이 0.9이하로 떨어지는 현상이 나타났다(그림3.5(a)). 이것은 선행 연구 [11]에서와 같이 탄성 영상 실험을 위해 제작된 팬텀이 아닌 인체의 근육을 대상으로 실험을 진행하는 과정에서 발생한 것이다. 그 이유는 인체의 근육 조직은 근육 성분만이 아닌 혈관이나 신경, 피부, 지방, 뼈 등의 여러 가지 조직의 집합체이기 때문에 근육 조직에서의 초음파 반사 파형만이 수집되는 것이 아니라 다른 조직의 반사 파형이 잡음의 형태로 들어오기 때문인 것으로 사료된다. 본 연구에서는 이런 현상이 발생한 경우 해당 시점의 데이터를 최종결과에 반영하지 않고 제외시켰다. 하지만 추후 연구에서는 다른 알고리즘을 고안하여 근육경직도를 계산하게 된다면 더욱 신뢰도가 높은 결과를 얻을 수 있을 것으로 예상된다.

향후 초음파 신호의 해상도를 증가하여 조직의 세분화된 영역에서의 경직도를 측정한다면 더욱 신뢰도가 높은 근육경직도 측정이 가능할 것으로 사료된다.

제 6 장 결 론

국소적 특정 근육의 피로를 평가하기 위해 현재는 침습적 방법으로 혈액을 채취 하거나 비침습적 방법이지만 근육의 표면에 전극을 부착해야하는 근전도 측정 방법이 있다. 근육의 피로를 측정하는 이유로는 근육의 활동과 수행에 대한 정확한 평가를 하여 반복 작업을 하는 근로자에게는 근육에 무리가 가지 않는 적합한 자세를 알려주고 스포츠 분야에서는 자신에게 적합한 운동이 무엇인지 알 수 있으며 과도한 훈련에 의한 부상을 방지하게 한다. 하지만 근육의 피로지수를 측정하기 위해 작업을 하고 있는 근로자의 근육이나 운동을 진행 중인 선수의 근육에 대하여 침습적으로 혈액을 채취하거나 근육의 표면에 전극을 부착시켜 근전도를 측정하는 방법에 대해서는 처리 과정에서 많은 시간이 소요되거나 고가의 장비가 필요하며, 측정 장소 및 방법에 대한 여러 가지 제약이 있는 단점이 있다.

따라서 본 연구에서는 근육의 피로지수를 혈액 채취 또는 표면 근전도 분석 방법을 대신하여 측정하는 새로운 방법으로써 초음파 트랜스듀서와 로드셀로 제작한 경직도 측정 시스템을 사용한 근육경직도 측정법을 제시하였고, 대퇴직근의 등척성수축운동시에 근육경직도와 표면근전도를 측정하는 실험을 실시하였다.

등척성수축운동시 발생하는 무릎관절 토크를 측정하기 위해 등속성 운동 장비인 Biodex 시스템을 사용하였고, 근전도측정 시스템으로 대퇴직근의 표면 근전도를 측정하였으며 동시에 초음파 경직도 측정 시스템을 이용하여 근육경직도를 측정하였다.

그 결과 근육경직도와 근전도의 실효값이 무릎관절 토크의 증가 또는 감소에 대하여 상관성 있는 변화를 보임을 알 수 있었다. 이는 근육의 운동에 따른 근섬유들의 변화를 근전도 뿐만 아니라 초음파를 이용한 경직도 측정 장비를 이용해서도 측정 가능함을 보여 준다고 할 수 있다.

이를 통하여 초음파 트랜스듀서와 로드셀을 이용한 비침습적인 근육경직도 측정 방법은 근육의 피로지수를 예측하는 데에 사용 가능할 것으로 보인다.

참고 문헌

- [1] N.K. Vullestad, "Measurement of human muscle fatigue", J Neurosci Met, Vol. 74, pp.52-53, pp.219-227, 1997
- [2] Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, and Vollestad NK. "Fatigue of submaximal static contractions" Acta Physiol Scand Suppl 1986. 556: 137-148.
- [3] De Luca CJ. "The use of surface electromyography in biomechanics." Journal of Applied Biomechanics 1997. 13(2):135 - 163.
- [4] Edwards RHT. Porter R, and Whelann R. "Human muscle function and fatigue" Ciba Found Symp 1981;82:1-18
- [5] J.R. Cram, G.S. Kasman and H. Jonathan, "Introduction to surface electromyography, An Aspen Publication", Aspen Publishers, pp.350-375, 1998
- [6] J.V. Basmajian, and C.J. De Luca, "Muscles Alive" Williams & Wilkins, 5th ed., 1985
- [7] 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
- [8] 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
- [9] J.S Petrofsky, R.M. Glaser, C.A. Philips, A.R, Lind, C. Williams, "Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue" Ergonomits Vol. 2512, pp.13-223, 1982
- [10] 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, September 2007
- [11] 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. Vol. 30, 469-475, December 2009

- [12] 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.
- [13] De Luca CJ. 1984. "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans". *Crit Rev Biomed Eng*, 11(4): 251-279.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 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
- [17] Zhang M. Zheng 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

- [18] 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

ABSTRACT

Analysis of the relationship between muscle stiffness and electromyography during isometric contraction of rectus femoris muscle using ultrasound

Jaewon Yu

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Muscle fatigue induces an increase in muscle activity required to sustain a contraction at a constant force level. This phenomenon could be interpreted as a decrease in muscle efficiency caused by muscle fatigue. The method for muscle fatigue measurement is blood-sampling for measuring lactic acid in blood but it has to be invasive and needs for long time in order to obtain the results. Another way is comparison with before and after muscle fatigue occurrence by measuring and analyzing surface ElectroMyoGraphy (sEMG).

In this study, we present the new method for measuring muscle fatigue by the measurement method of muscle stiffness. Due to decline in a contraction efficiency of muscle caused by muscle fatigue, muscle stiffness is also decreasing. Muscle stiffness could be measured using ultrasound with a loadcell.

Ultrasound which is harmless and non-invasive measurement, and can process in real-time was tried to obtain useful and clinical information from body tissues by researchers. In this connection, measuring an elastic degree of

stomach wall in patients who have a chronic gastro-intestinal disease using ultrasound was presented. Another study was presented that they made phantoms whose acoustic specification is similar to human's internal tissues and their stiffness is different to each other. And then measured elasticity of the phantoms using Non-invasive Elasticity Measurement System(NEMS) which compose an ultrasonic transducer and a load cell and using public elasticity measurement machine(Micro Indenter model-5848, Instron). After that they compared the results of experiment between NEMS and public elasticity measurement machine.

Thus, in this study, to understand the relationship between muscle stiffness and EMG, we have used the Biodex System 3 which can measure knee joint torque, velocity and EMG for measuring the femoral muscle strength during isometric contraction exercise. Simultaneously, we have also used NEMS, which is composed an ultrasonic transducer with a load cell, for non-invasively measuring rectus femoris muscle stiffness. Afterward, we displayed the relationship between muscle stiffness and EMG.

As a result of the experiment showed that muscle stiffness is changing in accordance with muscle strength or EMG. So it could be possible to expect joint torque or root mean square of EMG by using NEMS during exercise.

key words : muscle elasticity, ultrasound, muscle fatigue, electromyograph
