



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

운동 후 근육의 변화에 대한
A모드 초음파의 유용성 평가

연세대학교 대학원
의료기기산업학과
송 미 원

운동 후 근육의 변화에 대한
A모드 초음파의 유용성 평가

지도교수 구 성 욱, 장 원 석

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2021년 12월

연세대학교 대학원

의료기기산업학과

송 미 원

송미원의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 구성욱 
심사위원 송원석 
심사위원 박성훈 

연세대학교 대학원

2021년 12월

감사의 글

의료기기산업학과에 입학한 지 어느덧 2년이라는 시간이 흘러 논문을 마치며 감사 인사를 드릴 수 있게 되었습니다. 부족했던 저에게 많은 용기와 믿음을 주신 분들 덕분에 버틸 수 있었습니다. 도움을 주신 분들에게 감사의 마음을 전하려고 합니다.

먼저 의료기기산업의 전문가로 나아가려는 저에게 많은 격려와 조언의 말씀을 해주신 구성욱 지도교수님께 감사드립니다. 대학원 생활에 있어 많은 도움을 주시고 양질의 논문이 되기 위해 논문 주제와 방향성에 대해 아낌없는 조언을 해주신 장원석 교수님과 박성운 교수님께 감사드립니다. 또한, 연구를 진행하는 데 현명하게 앞으로 나아갈 수 있게 지도해주신 박준영 선생님께 감사드립니다. 그리고 저를 진심으로 아끼고 응원해준 모든 지인, 친구들, 동기들 덕분에 무사히 대학원 생활을 마칠 수 있었습니다.

마지막으로, 언제나 언니에게 힘을 주고 응원해주는 예쁜 동생 재현이, 그리고 항상 믿음과 사랑으로 기도해주시고 저의 꿈을 잘 키워나가도록 지지해주신 부모님과 할머니에게 언제나 변함없는 그 마음에 감사드리며 사랑한다는 말을 전합니다. 지금과 같은 열정을 가지고 향후 의료기기산업에 기여할 수 있는 사람이 되도록 하겠습니다. 감사합니다.

송미원 올림

차례

국문요약	1
I. 서론	2
1. 연구 배경	2
2. 연구 목적	8
II. 이론적 배경	9
1. 근육의 질(Muscle Quality)	9
2. 초음파 개념	10
가. 초음파 속도	10
나. 물체와의 거리	11
3. 신호처리	13
가. 전처리 과정	13
나. 단시간 푸리에 변환(Short Time Fourier Transform)	17
III. 재료 및 방법	20
1. 실험 설계	20
2. 초음파 장비	21
가. B모드 초음파	21
나. A모드 초음파	22
3. 초음파 측정	27
가. 개요	27

나. 실험 대상	28
다. 실험 방법	29
IV. 결과	33
1. 근육층 분석	33
가. B모드 초음파 영상	33
나. A모드 초음파 신호	35
2. Muscle Quality 분석	41
가. 임계점(Threshold) 설정	41
나. B모드 초음파 영상	42
다. A모드 초음파 신호	45
3. 분석 결과	50
가. 운동 전, 후 근육 두께 변화	50
나. 운동 전, 후 Muscle Quality 변화	53
다. Muscle Quality 증가량(%) 및 급내상관계수(ICC)	57
라. 블랜드-알트만 분석(Bland-Atman analysis)	59
V. 고찰	61
VI. 결론	63
참고문헌	65
Abstract	69

그림 차례

그림 1. 비만도에 따른 만성질환 발병률 추이	3
그림 2. 근육의 질(Muscle Quality)	9
그림 3. 초음파 반사 및 거리 측정	12
그림 4. 데이터 선형 추세 제거	13
그림 5. 대역 통과 필터	14
그림 6. 신호의 로그 변환	15
그림 7. 푸리에 변환 = Power Spectral Density	18
그림 8. 신호의 단시간 푸리에 변환	19
그림 9. Muscle Quality 확인하기 위한 실험 설계	20
그림 10. B모드 초음파: 영상 획득	21
그림 11. 5.3MHz 프로브	21
그림 12. A모드 초음파: 신호 획득	22
그림 13. 5MHz 프로브	22
그림 14. A모드 초음파 신호 획득을 위한 실제 구성	23
그림 15. XTR-2020 소프트웨어 컨트롤 버튼	24
그림 16. ATS-539 다목적 초음파 팬텀	25
그림 17. 데이터 수집을 위한 흐름도	27
그림 18. 상부 승모근, 견봉돌기 및 제 7경추	29
그림 19. 측정 부위로 선정된 상부 승모근 중간지점	30

그림 20. 측정 3구간: (a) 왼쪽, (b) 중앙, (c) 오른쪽	30
그림 21. 덤벨 슈러그 운동	31
그림 22. 수평계 부착 후 A모드 초음파 측정	32
그림 23. 가이드 부착 후 A모드 초음파 측정	32
그림 24. (600x800x3) 초음파 배열	33
그림 25. (500x619x3) 초음파 배열	33
그림 26. B모드 영상의 비교를 위한 분할도	34
그림 27. B모드 근육의 거리 표시	34
그림 28. 돼지고기 두께: (a) 지방 8.5mm, (b) 근육 11.1mm	35
그림 29. A모드 초음파 거리 측정	35
그림 30. 지방과 근육의 경계면에서 피크점 생성	36
그림 31. A모드 신호처리 흐름도	37
그림 32. A모드 신호처리 결과	38
그림 33. 왼쪽 신호처리 과정 및 A모드-B모드 근육-지방 경계	39
그림 34. 중앙 신호처리 과정 및 A모드-B모드 근육-지방 경계	40
그림 35. 오른쪽 신호처리 과정 및 A모드-B모드 근육-지방 경계	40
그림 36. 임계점 설정 그룹 및 평가그룹	41
그림 37. B모드 영상 MQ 찾는 과정	42
그림 38. A모드 MQ 찾는 과정	45
그림 39. 왼쪽 신호 데이터 정규화	47
그림 40. 중앙 신호 데이터 정규화	47

그림 41. 오른쪽 데이터 신호 정규화	48
그림 42. 피험자 1 근육 두께 변화	50
그림 43. 피험자 2 근육 두께 변화	50
그림 44. 피험자 3 근육 두께 변화	50
그림 45. 피험자 4 근육 두께 변화	50
그림 46. 피험자 5 근육 두께 변화	51
그림 47. 피험자 6 근육 두께 변화	51
그림 48. 피험자 7 근육 두께 변화	51
그림 49. 피험자 8 근육 두께 변화	51
그림 50. 피험자 9 근육 두께 변화	51
그림 51. 피험자 10 근육 두께 변화	51
그림 52. 피험자 11 근육 두께 변화	52
그림 53. 피험자 12 근육 두께 변화	52
그림 54. 피험자 13 근육 두께 변화	52
그림 55. 피험자 14 근육 두께 변화	52
그림 56. 피험자 15 근육 두께 변화	52
그림 57. 피험자 1 MQ 변화	54
그림 58. 피험자 2 MQ 변화	54
그림 59. 피험자 3 MQ 변화	54
그림 60. 피험자 4 MQ 변화	54
그림 61. 피험자 5 MQ 변화	54

그림 62. 피험자 6 MQ 변화	54
그림 63. 피험자 7 MQ 변화	55
그림 64. 피험자 8 MQ 변화	55
그림 65. 피험자 9 MQ 변화	55
그림 66. 피험자 10 MQ 변화	55
그림 67. 피험자 11 MQ 변화	55
그림 68. 피험자 12 MQ 변화	55
그림 69. 피험자 13 MQ 변화	56
그림 70. 피험자 14 MQ 변화	56
그림 71. 피험자 15 MQ 변화	56
그림 72. 전체 피험자의 A모드와 B모드 초음파 MQ 증가량(%)	57
그림 73. Bland-Atman Plot: 운동 전 두 기기로 측정한 MQ	60
그림 74. Bland-Atman Plot: 운동 후 두 기기로 측정한 MQ	60

표 차례

표 1. 근골격계 측정에 사용되는 다양한 방법의 이점과 한계	5
표 2. 인체 부위 매질에 따른 초음파 속도(m/s)	11
표 3. 초음파 속도 비교 및 속도 설정	26
표 4. 연구에 참여한 피험자의 일반적 특성	28
표 5. 돼지고기의 지방과 근육의 경계면 비교 결과	36
표 6. 운동 전, 후 피하지방층의 그레이스케일 평균값 및 임계점 확인	44
표 7. 운동 전, 후 피하지방층의 진폭 평균값 및 임계점 확인	49
표 8. A모드 및 B모드 초음파의 운동 전과 후의 근육 두께 변화	53
표 9. A모드 및 B모드 초음파의 운동 전과 후의 MQ 변화	56
표 10. A모드 및 B모드 초음파의 MQ 증가량(%) 및 ICC	58

국문 요약

운동 후 근육의 변화에 대한 A모드 초음파의 유용성 평가

근육의 지방화가 많이 진행될수록 근육의 질은 현저히 저하된다. 본 연구는 근육의 질 측정에 있어 여러 가지 검사 방법 중에서 안전하고 빠르게 측정 가능한 초음파를 사용해 근육의 질을 확인했으며 신호를 획득할 수 있는 A모드 초음파(MKC XTR-2020, 5MHz single probe)와 영상을 획득할 수 있는 B모드 초음파((주)지멘스, 5.3MHz linear probe)를 사용했다.

이는 두 초음파기기가 유사하게 근육의 질을 측정한다면 고가의 B모드 초음파의 대안으로 경제적으로 부담이 적은 A모드 초음파가 유용하다는 점을 증명하기 위함이다. A모드 초음파가 B모드 초음파만큼의 평가를 제공하는지 확인하기 위해 운동이라는 변인을 추가했다. 따라서 운동 전과 운동 후의 A모드 초음파로 얻은 신호와 B모드 초음파로 얻은 영상을 비교 및 분석하여 근육의 질을 파악하기 위한 고려사항 및 방안을 제안하고자 한다.

두 측정 방법을 이용해 근육의 변화를 확인한 결과, 두 측정 방법 간의 매우 높은 상관관계와 체계적인 편향이 없다는 사실을 확인할 수 있었다. 이러한 결과를 바탕으로 B모드 초음파의 대안으로 A모드 초음파를 사용하는 것이 인정할만한 수준이라는 결론을 얻을 수 있었다.

본 연구를 통해서 향후 A모드 초음파가 근육 변화에 대한 치료의 방향성을 제시할 수 있는 의료기기로써 활용되고, 국내 의료기기 분야에 도움이 되기를 기대한다.

핵심되는 말: A모드 초음파, B모드 초음파, 근육의 질, 근육의 변화, 운동

운동 후 근육의 변화에 대한 A모드 초음파의 유용성 평가

<지도교수 구 성 욱, 장 원 석>

연세대학교 대학원 의료기기산업학과

송 미 원

I. 서론

1. 연구 배경

근육에 지방이 쌓이는 현상을 근지방증(마이오스테아토시스·Myosteatosi)이라 한다. 근육의 지방화가 많이 진행될수록 근육의 질은 현저히 저하된다. 미국 비만학회가 공식 발간하는 국제 학술지 '비만(Obesity)' 최신호에 실린 서울아산병원 건강의학과(내분비내과분과) 김홍규 교수팀에서 연구한 결과에 따르면 지방화가 적은 질 좋은 근육을 많이 가지고 있는 사람일수록 당뇨병, 고혈압 등의 발병 위험이 낮아진다는 연구 결과가 나왔다.¹⁾ 근육은 혈당을 조절하는 인슐린에 반응한다. 혈당을 흡수하거나 소모하는 역할을 하는데, 근육의 질이 저하된다면 그와 동시에 인슐린에 대한 반응이 감소해 혈당 흡수와 사용 능력이 떨어지게 된다. 이는 근육의 질이 대사 건강에 영향을 미친다는 것을 의미하므로 근육의 질을 높게 유지하는 것이 중요하다. 또한, 이 연구로 인해 노년층뿐만 아니라 비교적 젊은 청장년층 연령에서도 근육의 질과 관련된 질병 발생 위험을 입증했다.

연구 결과 당뇨병이나 고혈압 등의 대사성 질환 없이 건강한 사람과 그렇지 못한 사람 간 전체 근육량은 큰 차이가 없었으나, 건강한 사람에게서 질 좋은 근육이 현저히 많다는 사실이 확인됐다. 질 좋은 근육을 많이 가지고 있는 사람일수록 건강할 확률이 높다는 것을 입증한다. 그러므로 근육의 양만으로는 대사 건강을 정확하게 평가할 수 없으니 근육의 지방화 정도 즉, ‘근육의 질’(Muscle Quality, 이하 MQ)까지 고려해야 함을 보여준다.²⁾

질병관리본부와 보건복지부가 발표한 2018 국민건강통계 자료와 비만학회에서 발표된 ‘2018 한국인 비만진료지침’을 보면 비만 유병률이 2018년 남자 44.7%, 여자 28.3%로 증가했다.³⁾ 그림 1에서 확인할 수 있듯이 비만도가 증가함에 따라서 만성질환 유병률도 급격히 증가한다.

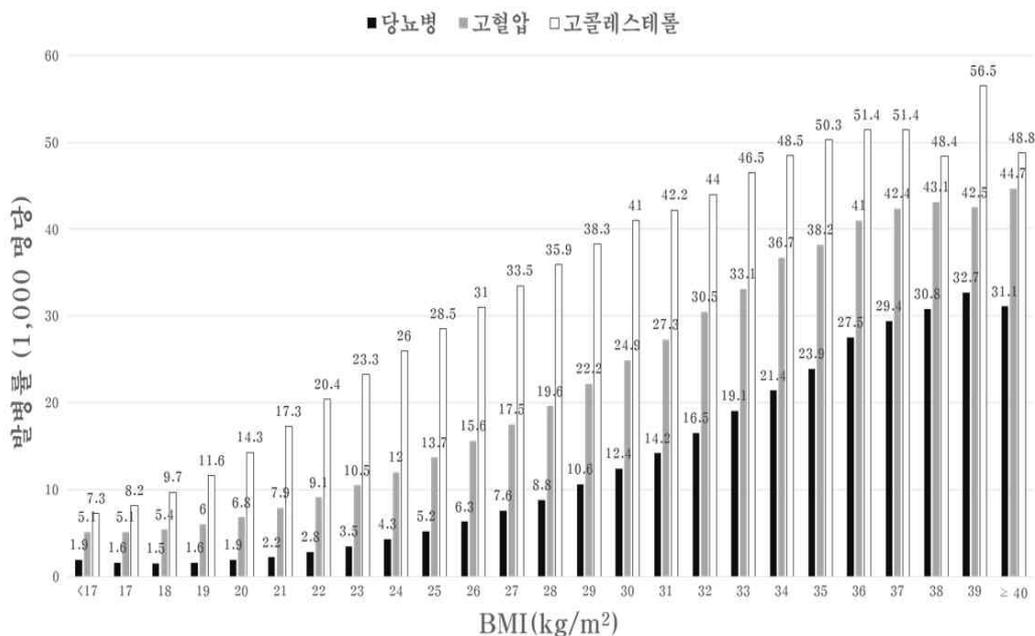


그림 1. 비만도에 따른 만성질환 발병률 추이⁴⁾

나이가 들수록 자연스럽게 근육 지방화가 증가해 근육의 질이 저하되므로 청소년기부터 청장년기를 거쳐 노년기까지 건강을 유지하고 개인의 근육의 질을 확인하는 것은 중요한 과제일 것이다. 따라서 근육의 질을 평가하는 것은 체력 훈련, 건강, 노화 방지, 미용, 외적인 요소 등을 지속해서 확인하고 건강 상태를 변화하려는 사람들에게 필요하다.⁵⁾

하지만 아직 근육의 질에 대한 보편적인 정의와 좋고 나쁨에 대해 평가할 수 있는 명확한 기준이 없다는 한계가 있다.⁶⁾ 그러므로 본 연구에서는 편리하게 근육의 질을 측정하고 확인하고자 근육의 질을 근육층에 지방이 얼마나 있는지, 근육의 지방화 정도로써 정의했으며 이를 근골격계 측정 장비를 사용해 확인했다.

근골격계 측정을 위한 검사장비는 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, 이하 MRI), 전산화단층촬영(Computed Tomography, 이하 CT), 이중에너지 방사선 흡수법(Dual Energy X-ray Absorptiometry, 이하 DEXA), 생체 전기저항 측정법(Bioelectrical Impedance Analysis, 이하 BIA) 등 다양하다. 그러나 이러한 장비들은 비용이 많이 들고 일반적으로 체력 훈련 시설 및 임상 환경에서 사용할 수 없으며 방사선에 노출될 가능성이 있다. 반면에 초음파(Sonography) 검사는 민감도가 높은 검사이며 경우에 따라선 단순 X선 촬영보다 정확하게 진단할 수 있다.⁷⁾ 또한, 매우 안전하고 빠르며 저렴하다는 이점이 있다. 근골격계 측정에 사용되는 다양한 장비들의 이점과 한계를 다음의 표 1과 같이 정리하였다.

표 1. 근골격계 측정에 사용되는 다양한 방법의 이점과 한계⁸⁾

구분	이점	한계점
Sonography	매우 안전함 방사선 피폭 없음 연조직 영상 촬영에 적합함 동적 테스트를 수행할 수 있음 휴대 가능함 비용 효율적임 저위험 빠른 검사 진행 가능함 모든 환자에게 적합함 침상에서 검사 가능함	다양한 깊이, 해상도를 위해 필 요한 프로브 비만 환자에겐 제한적임 낮은 근육량의 진단 기준 없음
MRI	방사선 피폭 없음 연조직 영상 촬영에 적합함 스캔 후 영상 검토 가능함 정확한 영상 획득	고가이며 시간 소모적임 취약한 환자, 인지장애 있는 환 자들에겐 제한된 접근성 측정 시 제한된 공간 금속, 전자 기기 삽입물이 있는 경우 측정할 수 없음
CT	스캔 후 영상 검토 가능함 정확한 영상 획득	고가이며 시간 소모적임 방사선 노출됨 접근성 저하 측정 시 제한된 공간
DEXA	골밀도 식별 가능 방사선 피폭량 적음	고가이며 시간 소모적임 방사선 노출됨 접근성 저하
BIA	안전함 방사선 피폭 없음 빠른 검사 진행	체외부종, 심부전, 신부전 등에 대한 신뢰성 평가, 노약자에 대 한 신뢰성 데이터 없음 보편적으로 휴대할 수 없음 금속, 전자 기기 삽입물이 있는 경우 측정할 수 없음

MRI는 강한 자기장을 발생시켜 인체의 단층 영상을 촬영하는 장치로 방사선 피폭이 없으며 정확한 영상을 획득할 수 있으나 고가이며 짧게는 10분, 길게는 1시간 이상의 시간이 소요되고 측정범위에 대하여 제한적이다. 또한, 방사선으로 검사하지 않고 강력한 자기장을 이용하기 때문에 금속품을 지니고 검사하는 것은 금지된다. 아주 작은 금속 물질이라도 자기장에 영향을 받으니 안전사고도 빈번하게 일어나기 때문이다. 특히, 심장박동기를 부착한 자, 금속 물질을 체내 이식한 자, 신경 자극기를 부착한 자는 검사하는 것을 금지한다.

CT는 X선을 이용하여 인체의 단층 영상을 촬영하는 장치로 정확한 영상을 획득할 수 있고 검사 시간 또한 5~10분 정도가 소요되어 검사 시간이 비교적 짧은 편이지만 고가이며 높은 선량의 방사선을 이용하므로 방사선에 노출될 위험이 있다.

DEXA는 방사선이 인체를 투과할 때 투과물질의 방사선 투과율의 차이를 측정함으로써 투과물질의 밀도를 산출하는 방식으로 골밀도를 측정한다. 방사선 피폭량은 적지만 방사선 피폭은 피할 수 없고 고가이며 측정 시 시간이 소요된다. 또한 피검자, 검사자, 골밀도 측정기에 의한 정밀도 검사 결과의 오차 발생이 단점으로 인식되어 진다.⁹⁾

BIA는 비만도를 평가하기 위한 장비이다. 인체에 미약한 전류를 통과시켜 전기저항으로 신체 내 수분량을 측정하고 이를 통해 체지방량을 예측한다.¹⁰⁾ 방사선 피폭이 없어 안전하고 측정이 간편하지만, 오차 발생이 쉽고 보편적으로 휴대할 수 없다는 한계가 있다.

초음파는 대상물에 프로브를 대고 초음파를 발생시켜 반사된 초음파를 수신하여 영상을 구성한다. 방사선 피폭이 없어 매우 안전하고 빠르게 검사가 진행되고 휴대 가능하며 저렴하다는 이점이 있다. 또한, 침상에서 검사할 수 있다. 게다가 근육은 초음파로 검사하기에 가장 적합한 연조직 중 하나이므

로 근육 측정 시 가장 적합하게 평가할 수 있는 수단이다.¹¹⁾ 다만, 다양한 깊이와 해상도를 확인하기 위해 프로브가 필요하며 비만 환자에겐 제한적이다. 하지만 초음파와 프로브를 이용하기 때문에 재활 운동 중 근육의 변화를 실시간으로 확인 가능하며 측정 부위의 굴곡진 부분 및 세부적인 부분까지 자유롭게 측정할 수 있다. 따라서 초음파는 근육 측정에 있어서 다른 검사 방법들보다 우수하며 MQ를 측정할 수 있는 좋은 장비가 될 수 있다.

본 연구에서 근육의 질 측정에 사용한 초음파는 A-mode(Amplitude modulation; 진폭, 이하 A모드)와 B-mode(Bright modulation; 밝기, 이하 B모드)를 사용했다. A모드 초음파는 조직의 깊이 등을 1차원적으로 측정해서 진폭의 변화를 보여주고 B모드 초음파는 A모드에서 반사된 신호의 진폭을 점의 밝기로 표시한 것이다. B모드 초음파는 A모드 초음파보다 비용이 많이 들고 결과 해석 시 전문가들과 기술자들이 필요하며 많은 교육과 시간이 소요된다.¹²⁾ 그러므로 본 연구는 A모드 초음파가 대중적이지만 고가인 B모드 초음파와 유사하게 MQ를 측정하는지 확인하고자 한다. 하지만 A모드 초음파는 B모드 초음파와 달리 실시간 영상이 아닌 실시간 신호로 나타나므로 신호에 대한 특징 추출이 필요하다. A모드 초음파로 인체 측정 전, 국내 대한영상의학회와 대한초음파의학회에서 공식적으로 초음파 표준 팬텀으로 정한 ATS-539 다목적 초음파 팬텀(ATS Laboratories, Bridgeport, CT, U.S.A)¹³⁾을 사용하여 지표의 척도 정도로써 사용했다.

본 연구에 필요한 인체 초음파 신호 및 영상을 획득하기 위해 연구계획서 및 제출 서류 등을 준비해 IRB(Institutional Review Board) 승인을 받은 후 피험자를 모집해 초음파 신호와 영상을 획득했다. 또한, 운동을 통해서 두 초음파 장비가 유사하게 MQ를 측정하는지 확인하고자 측정 부위에 자극을 줄 수 있는 운동을 추가했다. 이렇게 획득 데이터를 영상 및 신호처리를 통해 비교 및 분석하여, MQ 확인을 위한 고려사항 및 방안을 제안하고자 한다.

2. 연구 목적

근육의 질 측정에 사용되는 다양한 장비가 있지만 여러 가지 한계점을 고려했을 때, 환자에게 방사선 피폭을 주지 않으면서 통증 없이 측정 부위의 근육이나 뼈, 혈관, 힘줄, 신경 등을 검사할 수 있고 검사 시간이 짧으며 검사하고자 하는 부위의 관절 또는 근육을 움직이면서 동적인 검사가 가능한 초음파를 사용했다.¹⁴⁾ 본 연구에 사용된 A모드 초음파는 초음파가 전파된 시간 및 전파된 거리에 따른 에코(반사파)의 세기를 일차원적으로 나타내는 방식이며 B모드 초음파는 A모드 신호의 세기를 휘도 변조하여 휘점을 표시해 초음파 빔을 차례로 이동시키면서 2차원 B모드 영상을 얻는 방식이다.¹⁵⁾

그러므로 본 연구에서는 초음파 장비를 이용해 MQ를 측정했으며 B모드 초음파로 측정한 MQ와 A모드 초음파로 측정한 MQ의 비열등성 비교를 통해서 두 기기가 유사하게 근육의 질을 측정한다면 고가의 B모드 초음파의 대안으로 경제적으로 부담이 적은 A모드 초음파를 사용할 수 있음을 보여주기 위함이다.

이때, 초음파 측정 시 측정 부위에 자극을 줄 수 있는 운동이라는 변인을 추가했다. 이는 운동을 통해 두 기기로 측정한 MQ에 영향을 주는지, 그리고 이것을 A모드 초음파가 B모드 초음파만큼의 평가를 제공할 수 있는지 확인하기 위해 운동을 추가했다.

따라서, 운동 전과 운동 후의 A모드 초음파로 얻은 신호의 진폭변화와 B모드 초음파로 얻은 영상을 비교 및 분석하여 근육의 질을 파악하기 위한 고려사항 및 방안을 제안하고자 한다.

II. 이론적 배경

1. 근육의 질(Muscle Quality)

그림 2에 나타나듯이 지방, 수분, 결합조직이 거의 없고 근섬유의 밀도가 높은 것은 근육의 질이 높다는 것을 의미한다. 반대로 근섬유는 아주 적고 지방, 수분, 결합조직이 많이 있다는 것은 근육의 질이 낮다는 것을 의미한다. 본 연구에서는 근육의 양만으로는 대사 건강을 정확하게 평가할 수 없으니 근육의 질을 근육층에 지방이 얼마나 있는지, 근육의 지방화 정도로써 정의했다.



그림 2. 근육의 질(Muscle Quality)

출처: body fat & muscle quality percentage checkup-2018-04-16 April 2018

2. 초음파 개념

초음파는 실시간 영상을 제공하는 비침습적인 영상 검사이다. 사람들이 들을 수 있는 가청영역인 20~20,000Hz 이상의 음파로 인간의 귀로 들을 수 없는 높은 주파수를 갖는 음파이며, 진단 의료영상 분야에서 약 1~10MHz (최대 20MHz) 범위에 속한 주파수를 사용한다.¹⁶⁾ 초음파를 발신하는 부분을 압전소자라 부른다. 압전소자에 전압을 가하면 전기 에너지가 발생하는데 이를 압전효과라고 한다.¹⁷⁾ 수신 또한 같은 압전효과에 의해 이루어진다. 즉, 인체 내부에 초음파를 생성해 일정 속도로 보낸 뒤에, 특정 조직의 경계면에 부딪혀 되돌아오는 초음파를 전기 에너지로 변환해 영상화한다.¹⁸⁾

가. 초음파 속도

음파는 진동이다. 그러므로 전파되기 위해서는 매질이 필요하다. 음파의 전파속도는 주파수와는 상관없이 소리가 통과하는 매질의 특성에 따라 결정된다. 매질의 특성으로 매질의 종류, 매질의 압축성과 밀도가 있다. 소리의 한 주기가 움직이는 거리가 파장(λ)이고, 파장을 주파수(f)와 곱한 값을 소리의 속도라고 하며 식 2.1과 같이 나타낸다.

$$V = f \lambda \quad (\text{식 2.1})$$

$$[V = \text{소리의 속도(m/sec), } f = \text{주파수(Hz), } \lambda = \text{파장(m)}]$$

일정한 매질 내에서는 음파의 속도는 고정되어 있다.¹⁹⁾ 그러므로 주파수와 파장은 역비례 관계이므로 주파수가 높으면 파장이 적고 주파수가 낮으면 파장이 크다. 인체 부위에 따른 초음파 속도를 표 2와 같이 정리했다.

표 2. 인체 부위 매질에 따른 초음파 속도(m/s)²⁰⁾

매질	초음파 속도(m/s)
공기	330
폐	500
지방	1,450
뇌	1,520
근육	1,580
간	1,550
콩팥	1,560
혈액	1,560
연부조직	1,540
뼈	4,000

나. 물체와의 거리²¹⁾

초음파에서 일정한 시간의 간격을 둔 짧은 펄스가 신체를 통과해 조직의 경계면을 만날 때까지 일정한 속도로 조직을 지나간다. 반사면에 부딪히면 음파의 일부가 반사되어 돌아온다. 이것을 에코라고 한다. 초음파 프로브는 돌아오는 음파 에너지를 전기적인 에너지로 변환시킨다.

다시 말해, 그림 3에 표현된 것처럼 초음파를 생성해 일정 속도로 발사한 뒤에, 발사된 초음파가 특정 조직의 경계면에 부딪혀서 다시 발사 위치까지 되돌아온 시간을 측정하면 초음파와 물체 간의 거리를 구할 수 있다. 초음파가 반사되어 되돌아올 때까지 걸리는 시간을 식 2.2와 같이 나타낸다.

$$T = \frac{2(\text{왕복}) * D}{V} \quad (\text{식 2.2})$$

초음파 거리 측정 시 반사되어 돌아오는 왕복 시간과 거리를 고려해야 하므로 2로 나누어 준다. 따라서 물체와의 거리를 식 2.3과 같이 나타낼 수 있다.

$$D = \frac{V * T}{2(\text{왕복})} \quad (\text{식 2.3})$$

[T = 신호가 반사되어 되돌아올 때까지 걸리는 시간(sec),

V = 초음파의 속도(m/sec)

D = 물체와의 거리(mm)]

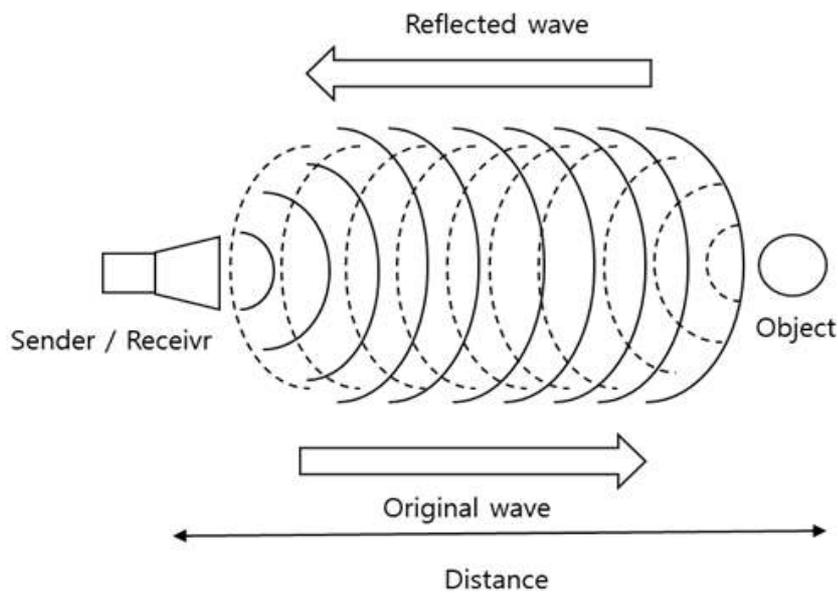


그림 3. 초음파 반사 및 거리 측정

출처: 라두이노(2018), 9. 초음파센서를 이용한 거리 측정

3. 신호처리

가. 전처리 과정

(1) 신호의 선형 추세 제거(Detrending)

추세란 데이터가 전체적으로 어떠한 방향을 가리키는지를 의미하는 말로써, 시계열 데이터 전체 또는 일부에 나타나는 현상이다. 추세의 형태가 선형(직선)으로 나타날 때 선형 추세라고 하며 전체적으로 데이터의 흐르는 방향이 선형으로 나타나는 현상이며, 데이터의 방향에서 가장 가깝게 직선으로 표현된다.²²⁾ 신호처리에서 신호의 주파수 성분을 분석하기 전에 신호의 경향성을 제거하는 것이 좋다. 신호의 경향성 때문에 발생하는 저주파 성분이 신호 분석에 혼란을 주기 때문이다.²³⁾ 그림 4에 신호의 추세 제거를 나타내었다.

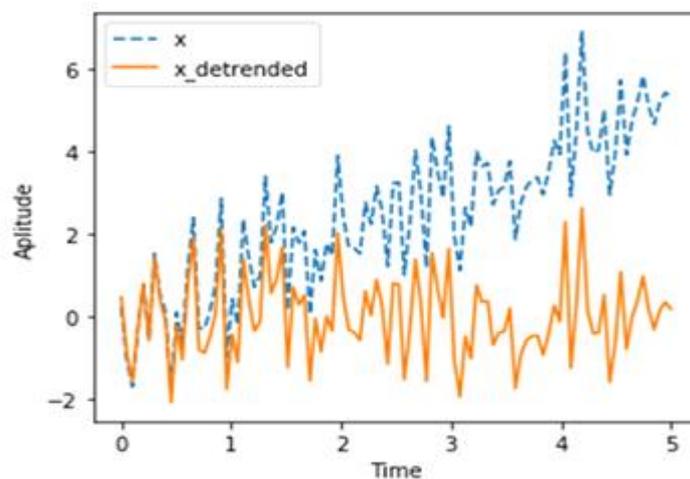


그림 4. 데이터 선형 추세 제거

(2) 대역 통과 필터(Band Pass Filter)

대역 통과 필터란 어떠한 특정 주파수 대역만을 통과하고 다른 주파수 대역은 차단하는 필터를 말한다. 저주파만 통과시킨 저역 통과 필터(Low Pass Filter, 이하 LPF)와 고주파만 통과시켰던 고역 통과 필터(High Pass Filter, 이하 HPF)가 직렬로 연결되어 만들어진 필터이다.²⁴⁾ 즉, 저역 주파수와 고역 주파수만 제외하고 중간 주파수 대역만 통과하게 된다. 대역 통과 필터는 그림 5로 나타낸다.

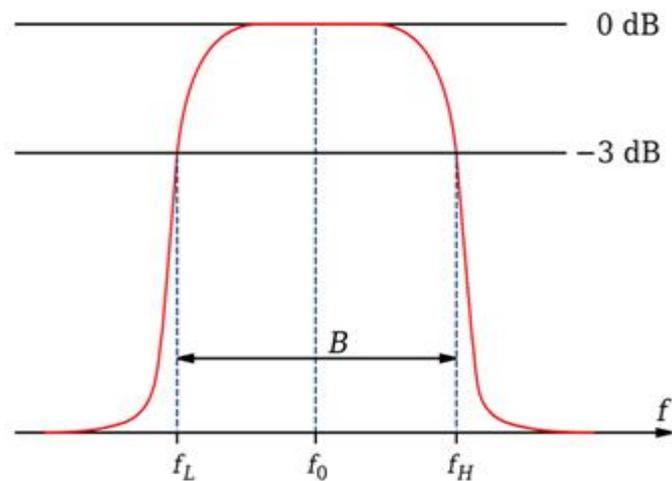


그림 5. 대역 통과 필터

통과 대역에서 하위 차단 주파수가 f_L 이고 상위 차단 주파수가 f_H 이다. 이 대역통과 함수의 평균값인 $\sqrt{f_L f_H} = f_0$ 을 중심 주파수라고 한다. 2차 대역 통과 필터 함수는 식 2.4와 같다.

$$H(s) = \frac{K}{s^2 + as + b} \quad (\text{식 2.4})$$

(3) 로그 변환(Logarithmic Transformation)

초음파를 보낼 때 깊은 곳으로 갈수록 에너지를 잃고 투과율과 반사력을 잃어 신호의 감쇠가 일어날 수 있다. 신호가 감쇠 하여도 여전히 필요한 신호가 있다. 감쇠된 신호를 증가시켜주는 효과로 큰 값과 작은 값의 차이를 줄여 이러한 불일치의 균형을 맞춰주는 것이 로그 변환이다. 낮은 진폭 신호를 위한 높은 이득과 높은 진폭 신호를 위한 낮은 이득이 필요하다. 이러한 신호처리를 통해 신호의 감쇠를 보상받을 수 있으며 식 2.5과 그림 6과 같이 나타낸다.

$$\log(1 + \gamma * \vec{v}) \quad (\text{식 2.5})$$

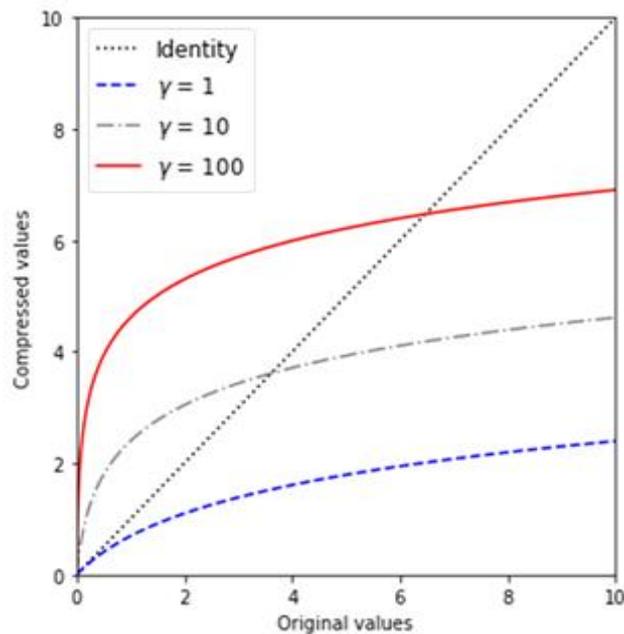


그림 6. 신호의 로그 변환

(4) 제곱 필터(Squared Filter)

초음파 신호의 대비를 증가시키기 위해서 제곱 필터를 사용했다. 제곱 필터는 식 2.6과 같이 나타낸다.

$$y = x^2 \quad (0 < x < N) \quad (\text{식 2.6})$$

(5) 사비츠키-골레이 필터(Savitzky-Golay Filter)

사비츠키-골레이 필터는 Savitzky-Golay가 고안한 신호의 평활화 즉, 신호의 스무딩을 위한 알고리즘이다.²⁵⁾ 최소 제곱법 필터라고도 불리며, 시계열 데이터에 맞추므로써 데이터 손상을 최소화하며 잡음 성분이 고주파 성분이 라는 가정하에 잡음 제거를 수행한다. 잡음 제거에 적합하다. 사비츠키-골레이 필터는 데이터의 잡음을 제거하는 동시에 극점의 특성을 보존해주는 장점이 있다.²⁶⁾

이와 같은 개념으로 짧은 신호 구간에 대해 다항식까지 근사화하여 평활화하는 것이 사비츠키-골레이 필터이다.²⁷⁾ $2n+1$ 개의 점들을 이용해 회귀되었을 때 생성되는 다항식으로 현재의 데이터 값을 추정할 수 있다. 하지만 매번 이 방법을 반복하면 계산 횟수가 많아지므로 식 2.7을 이용해 다항 연립방정식을 만들면 각 계수를 정확히 계산할 수 있다.²⁸⁾

$$p[x] = a_2x^2 + a_1x^1 + a_0 \quad (\text{식 2.7})$$

이때 계수는 실제 데이터와 다항식의 값의 차이를 최소로 하는 것들로 잡아야 한다. 즉, 최소 제곱법을 이용해 구할 수 있다.

나. 단시간 푸리에 변환(Short Time Fourier Transform)

아날로그와 이산 신호에 가장 많이 사용되는 주파수 분석 기법은 푸리에 변환(Fourier Transform)이다. 푸리에 변환이란 시간 영역의 함수를 주파수 영역의 함수로 변환하는 것 또는 그 변환된 것을 뜻한다. 시간 t 의 어떤 함수 $x(t)$ 가 있을 때 이를 주파수 영역으로 푸리에 변환한 함수 $X(f)$ 는 식 2.8로 나타낸다.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (\text{식 2.8})$$

[$X(f)$: 주파수 영역 신호, $x(t)$: 시계열 입력신호, $2\pi f$: 주파수(ω)]

여기서, f 는 주파수이고, $j = \sqrt{-1}$ 이며 $x(t)$ 의 값은 실수인데 반해 $X(f)$ 의 값은 실수와 허수를 갖는 복소수가 된다. 시간에 따라 변하는 신호의 크기를 뜻하는 함수 $x(t)$ 가 있을 때, 이 신호가 수없이 많은 정현파(코사인과 사인) 성분들이 합쳐진 것으로 생각된다면, 주파수 f 인 정현파 성분의 진폭과 위상을 $X(f)$ 가 알려준다.

푸리에 변환은 Power Spectral Density라고 정의할 수 있다. 신호의 어떤 Hz 성분이 얼마만큼 나타나 있는지 알 수 있으며 그것을 파워로써 표현한다. (파워=진폭=에너지) 그림 7에 Power Spectral Density에 대해 나타내었다.

푸리에 변환의 $X(f)$ 크기 값은 진폭을 주파수 f 로 미분한 값이다. 따라서 $X(f)$ 의 정확한 물리적 의미는, 진폭의 크기가 아니라, 진폭의 주파수 미분 값이다. 즉, $X(f)$ 는 진폭의 ‘밀도 함수’(Density Function)이다. 다시 말해서, 특정 f 에서의 $X(f)$ 값은 그 크기의 코사인 성분의 진폭 자체를 뜻하는 것이

아니라 진폭의 밀도이다. 그러므로 한 주파수 성분의 진폭 밀도가 아닌, 진폭 자체를 알고 싶다면 적분을 해야 한다.²⁹⁾ 시간 영역의 함수는 푸리에 변환을 통해 코사인 밀도 함수들의 적분으로 나타낼 수 있으며, 그 성분들의 크기와 위상의 정보가 $X(f)$ 라는 사실을 알 수 있다. 그러므로 파워가 얼마만큼 어떤 주파수에 분포하느냐에 따라서 주파수 구간의 Power Density를 구할 수 있다.

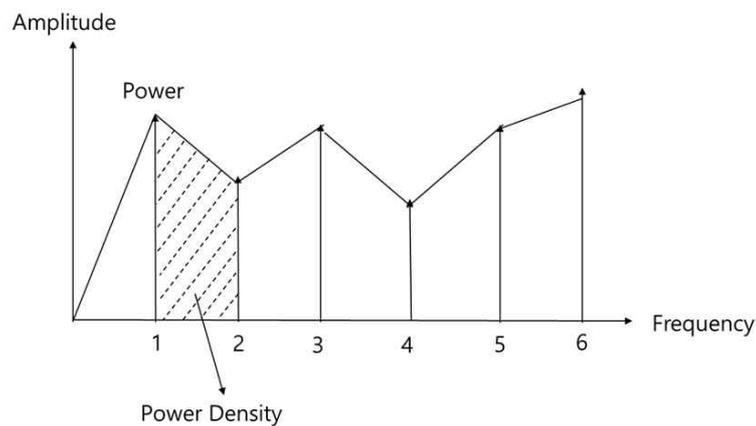


그림 7. 푸리에 변환 = Power Spectral Density

주파수 영역에서의 신호의 분석은 푸리에 변환을 이용하여 가장 많이 이루어진다. 신호가 정상적일 경우 푸리에 변환을 통해서 신호를 쉽게 해석할 수 있으나 신호가 비정상이라면 신호의 주파수 성분이 전 주파수 대역에 나타나게 되므로 푸리에 변환을 이용한 신호 해석은 어렵게 된다.³⁰⁾ 모든 시간 영역을 전체적으로 보기 때문에 시간의 흐름에 따라 신호의 주파수가 변했을 경우 어느 시간대에 주파수가 어떻게 변했는지 알 수 없기 때문이다.
³¹⁾ 따라서 이처럼 오차가 발생하는 순간에도 시간에 따른 주파수 분석이 가능한 방법이 필요하다.

이를 해결하기 위해 본 연구에서는 시간에 따른 주파수의 발생 시기를 알 수 있는 단시간 푸리에 변환(이하 STFT)을 사용해 각각의 경우에서 주파수의 분포를 확인했다. STFT는 시간에 대해 구간을 짧게 나누어 나누어진 여러 구간의 데이터를 각각 푸리에 변환하는 방법이다. 창함수를 사용하여 변환 범위를 시간 축에 따라 이동한다. 창함수의 크기는 시간-주파수 영역의 분해능을 결정한다.³²⁾ 예를 들면, 전체 9초의 시간을 갖는 신호에서 FFT는 9초 길이 전체에 대해 푸리에 변환을 하는 것 반해 STFT는 9초 구간을 임의의 크기로 (0~3초, 3~6초, 6~9초 사이) 나누어 나누어진 데이터를 각각 푸리에 변환하는 것을 의미한다. STFT는 식 2.9³³⁾ 와 그림 8로 나타낸다.

$$S(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} x(r)w(r-t)e^{-jwr} dr \quad (\text{식 2.9})$$

[$x(r)$ = 분석하고자 하는 신호. $w(r-t)$ = 창 함수]

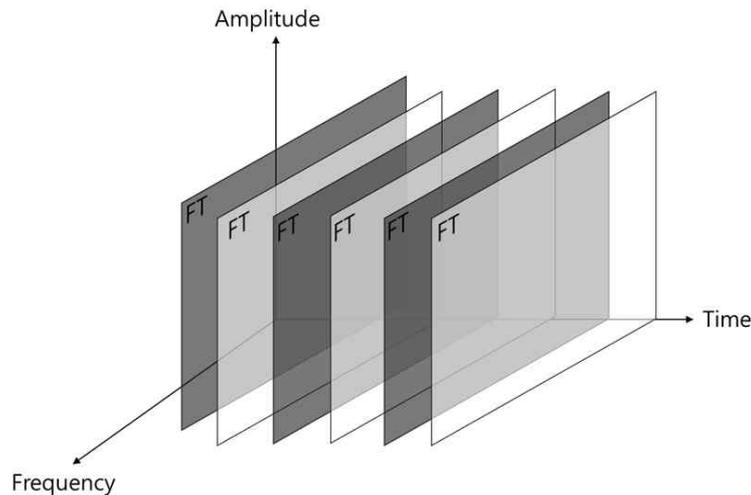


그림 8. 신호의 단시간 푸리에 변환

III. 재료 및 방법

1. 실험 설계

본 연구는 A모드 초음파와 B모드 초음파를 이용해 근육층에서의 MQ를 구했을 때 비슷한 결과를 보이는지 확인하기 위한 실험을 설계하였다. 실험 설계는 3부분으로 구성되며 초음파 장비, 실험, 분석으로 이루어진다. 초음파 장비 부분에서는 두 초음파 장비에 대하여 설명한다. 실험 부분은 인체 특정 부위 선정과 초음파를 사용해 선정된 부위에서 운동 전과 후에 대한 신호 및 영상을 획득한다. 분석 부분은 실험 부분에서 획득한 신호와 영상을 비교 및 분석하여 MQ를 비교하고자 하였다. 그림 9는 설계된 실험 설계를 나타낸다.

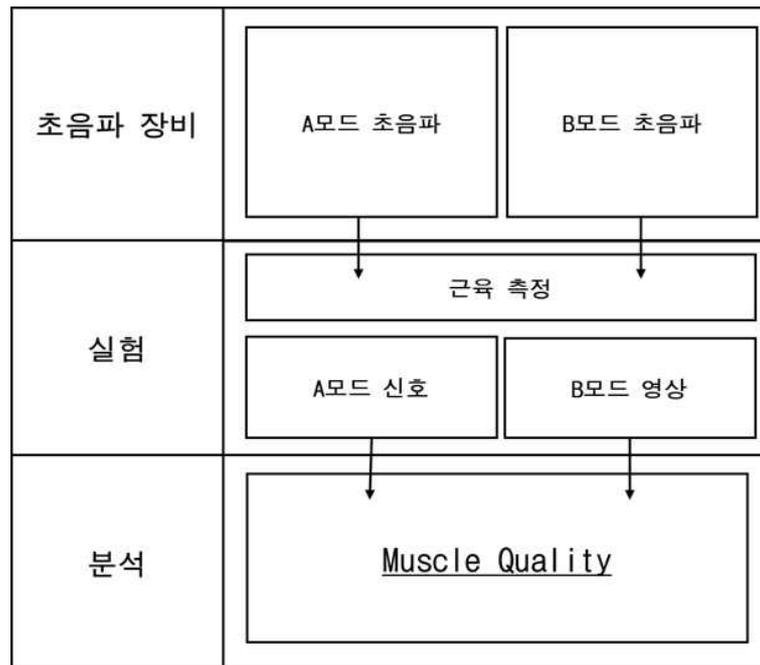


그림 9. Muscle Quality 확인하기 위한 실험 설계

2. 초음파 장비

가. B모드 초음파

A모드는 반사된 신호의 진폭과 위치를 표시하지만, 이 반사된 진폭을 점(dot)의 밝기로 표시한 것이 B모드 초음파다.³⁶⁾ 각 점의 밝기는 반사 신호의 진폭에 비례한다. 반사파의 강도를 점의 밝기로 바꿔 진폭에 따라 흑색에서 백색까지의 그레이스케일로 표시한다.

B모드 초음파 장비 ((주)지멘스, ACUSON X300 PE)를 사용했으며 5.3MHz 선형 프로브를 사용해 초음파 영상을 획득했다. 확인하고자 하는 인체의 조직 단면을 모니터에 영상화시켜 진단하는 장비이다. 영상의 총길이는 30mm로 측정되었다. B모드 초음파의 경우 모니터상의 전자 캘리퍼스를 사용하여 근육의 깊이를 측정했다. 그림 10과 그림 11은 B모드 초음파 장비와 프로브를 나타낸다.



그림 10. B모드 초음파: 영상 획득 그림 11. 5.3MHz 프로브

나. A모드 초음파

초음파 영상 표시 방법 중 가장 기초적인 형태이다. 초음파는 직진성이 뛰어나 음향 저항이 다른 매질 및 조직 사이의 경계면에서 반사가 일어나 그 반사파가 되돌아올 때까지의 시간을 바탕으로 물질까지 위치를 계산할 수 있다.³⁴⁾ 시간(거리) 축 상에 반사음의 강도를 진폭 크기로 표시한 방법이다. 반사 부위를 프로브에서의 거리(시간)로 표시, 반사의 강도를 파형의 높이(진폭)로 표시한다. 따라서 물질까지의 거리(시간)를 가로축에 두고 반사된 에코의 높이(진폭)를 세로축에 둔 그래프가 A모드 이다.

본 연구에서 초음파 변환기로 펄스를 인가하고, 반사되어 응답한 신호를 획득하기 위해 A모드 초음파 장비 (엠케이씨코리아, XTR-2020)를 사용했으며 5MHz 단일(single) 프로브를 사용해 신호를 획득했다. 그림 12와 그림 13은 A모드 초음파 장비와 프로브를 나타낸다.



그림 12. A모드 초음파: 신호 획득



그림 13. 5MHz 프로브

(1) 구성도

초음파 신호 획득의 구성을 간략하게 나타내었다. 초음파 신호 측정 장비는 신호를 측정할 수 있는 프로브, 초음파 신호를 발생하여 수집하는 A 모드 초음파 장비인 XTR-2020, 신호를 보여주는 PC로 구성된다. 그림 14는 A모드 초음파 측정 시 실제 구성된 모습을 나타낸다.

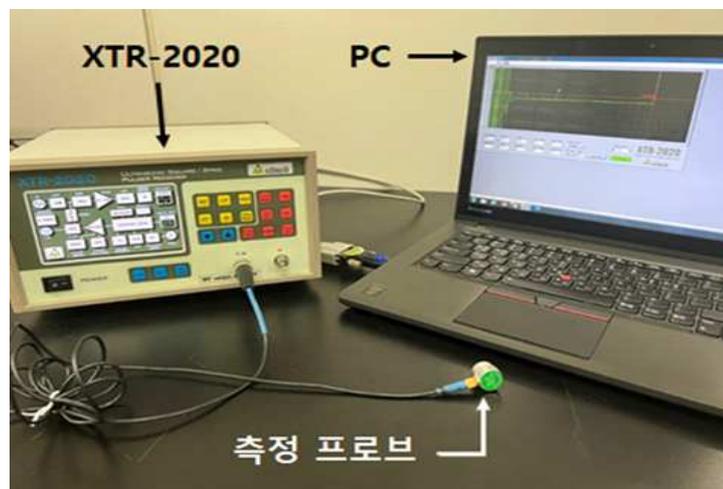


그림 14. A모드 초음파 신호 획득을 위한 실제 구성

(2) 초음파 설정

A모드 초음파 장비인 XTR-2020은 펄스 에너지가 15단계로 조정 가능하며 숫자가 올라갈수록 에너지가 증가한다. 펄스 에너지는 송신 에너지를 증가시키므로 프로브가 소화할 수 있는 에너지로 세팅해야 한다. 펄스 모드는 스파이크 펄스를 사용했다. 주파수 대역은 FREQ 버튼을 이용해 조절했다. FREQ는 사용하고자 하는 프로브로 수신된 신호를 가장 잘 수신하고 노이즈가 적은 수신 주파수를 선택하는 버튼이다. 주파수를 선택하면 내부

적으로 가장 이상적인 필터 조건으로 장비가 설정되면서 자동으로 HPF와 LPF가 선택된다. FREQ를 2.25MHz로 설정했고 HPF는 1MHz로 LPF는 5MHz로 설정되었다. 이 장비의 송신되는 펄스의 최대 전압은 100V이기 때문에 100V로 설정했다.

XTR-2020 소프트웨어는 측정하는 초음파 신호를 PC 상에서 확인하고 데이터를 저장할 수 있도록 제작되었다. 초음파의 소프트웨어 설정 시 초음파 신호를 볼 수 있는 아날로그 전압 0.5V에서 -0.5V로 설정했다. 파형의 딜레이는 120ns로 설정했으며 Y축으로 파형의 오프셋은 0V로 설정했다. 샘플링 사이즈는 1,000으로 설정했으나 실제로 얻은 신호의 원 데이터 (raw data)는 1,032개의 데이터를 얻었다. 샘플링 주파수는 25MHz로 설정했다. B모드 초음파로 촬영한 초음파 영상의 깊이가 30mm이기 때문에 샘플링 사이즈는 1,000, 샘플링 주파수는 25MHz로 설정했다. 측정된 데이터는 세이브 데이터 버튼을 눌러 저장한다. 데이터는 텍스트 파일 형태로 저장되고 저장된 텍스트 파일은 파이썬을 통해 분석했다. 신호는 그림 15와 같이 컨트롤 버튼에서 조작할 수 있다.



그림 15. XTR-2020 소프트웨어 컨트롤 버튼

(3) 초음파 속도 설정

인체 단면을 모니터로 보여주는 실시간 영상인 B모드 초음파와 달리 A 모드 초음파는 실시간 신호로 나타나므로 신호의 과도현상을 지나 어느 부분이 시작점인지 알 수 없다. 그러므로 신호의 시작점을 확인하는 지표의 척도 정도로써 그림 16에 나와 있는 국내 대한영상의학회와 대한초음파의학회에서 공식적으로 초음파 표준 팬텀으로 정한 ATS-539 다목적 초음파 팬텀을 사용했다.

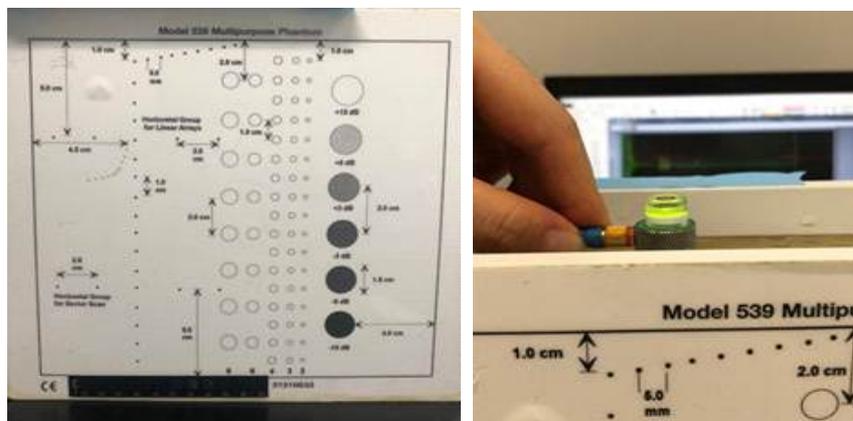


그림 16. ATS-539 다목적 초음파 팬텀

초음파를 사용해 얻은 신호에서 지방과 근육의 거리를 구할 때 초음파의 원리를 이용해야 한다. 앞서 구한 식 2.2와 식 2.3을 사용해 거리를 구했다. 인체 부위에 따른 초음파 속도는 근육 1,580m/s, 지방 1,450m/s로 일정하다. 하지만 사람마다 또는 매질의 특성에 따라서 초음파의 속도 차이가 크게 난다.³⁵⁾ 그러므로 인체 내부의 평균속도를 선형적으로 1,500m/s로 가정하고 반사되어 돌아오는 거리를 계산했다.

A모드 초음파의 샘플링 주파수를 25MHz로 설정했으므로 식 3.1과 같이 데이터 1개당 거리를 구할 수 있다.

$$Data\ 1개당\ 거리 = \frac{V * 25MHz}{2(왕복)} \quad (식\ 3.1)$$

[V = 초음파 속도(m/sec)]

신호 데이터 1개당 거리는 0.03 mm이다. 샘플링 사이즈를 1,000개로 설정했으므로 데이터 1개당 거리와 샘플링 사이즈를 곱해주면 신호의 총 거리를 구할 수 있다. 신호의 총 거리는 식 3.2와 같이 나타낸다.

$$신호의\ 총\ 거리 = Data\ 1개당\ 거리 * 샘플링\ 사이즈 \quad (식\ 3.2)$$

B모드 초음파로 측정한 영상의 총길이가 30mm이기 때문에 속도를 1,500m/s로 가정했을 때 구한 거리와 인체 매질의 속도로 구한 거리의 차이를 확인하기 위해 각 속도에 해당하는 거리를 구했다. 속도에 따른 거리의 차이 비교 결과 오차율이 가장 적은 1,500m/s 속도를 사용해 거리를 구했다. 이는 표 3에서 확인할 수 있다.

표 3. 초음파 속도 비교 및 속도 설정

인체 매질	속도(m/sec)	data 1개당 거리(mm)	총거리(mm)	오차율(%)
근육	1,580	0.031	31	3.23
지방	1,450	0.029	29	3.45
-	1,500 (가정)	0.030	30	0

3. 초음파 측정

가. 개요

A모드 초음파가 B모드 초음파와 유사하게 MQ를 측정할 수 있는지 확인하기 위해 운동 전과 후의 초음파 측정을 진행했다. 운동 전과 후의 MQ를 비교하기 위해서, 먼저 운동 전 초음파를 측정하고 운동 후 다시 초음파 측정을 했다. 이 결과를 바탕으로 본 연구에서 제안한 MQ를 확인하고자 하였다. 그림 17은 영상과 신호를 수집하기 위한 과정을 나타낸다.

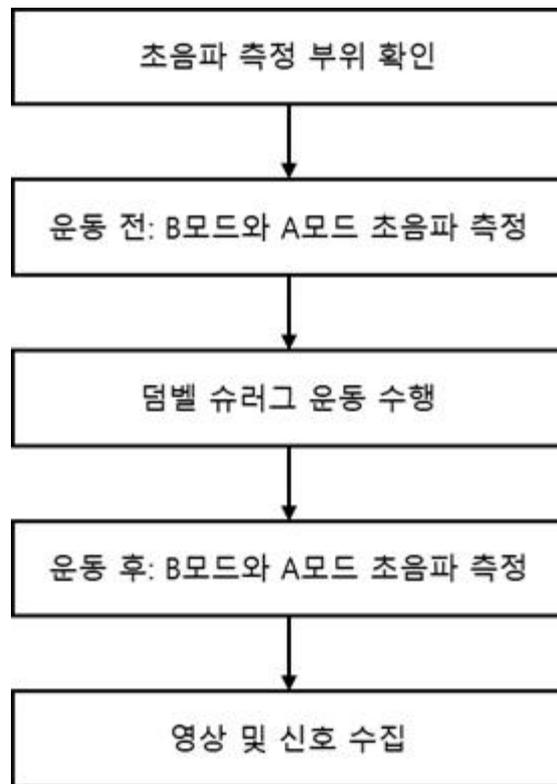


그림 17. 데이터 수집을 위한 흐름도

나. 실험 대상

본 연구는 동국대학교 일산한방병원 내 기관생명윤리위원회(institutional review board, IRB)에서 승인받았다. (Protocol no. 2021-08-005-004)

만 19세에서 50세의 근골격 손상이 없는 건강인 및 정상인인 남성과 여성 20명을 선착순 지원자로 편의 추출하였고 선착순 지원 시 남성과 여성 인원에 구분을 두지 않았다. 근골격 손상이 있는 자, 연구 참여에 동의하지 않는 자, 취약한 환경의 대상자(한의과대학 학생, 의과대학 학생, 간호대학 학생, 원내 직원, 임산부, 의사표시를 할 수 없는 정신지체자 및 장애인)은 연구에서 제외되었다.

실험에 앞서 모든 피험자에게 본 연구의 목적과 방법에 대해 충분히 설명해 주었으며 실험에 동의한 피험자만 참여했다. 피험자는 실험 수행 장소인 동국대학교 한의학관 535호로 1회 방문했으며 실험 수행 시간은 하루 이내로 진행했다. 표 4는 연구에 참여한 피험자의 특성을 나타낸 표이다.

표 4. 연구에 참여한 피험자의 일반적 특성

피험자 (N=20)	
연령 (세)	27.5 ± 4.43 ^a
신장 (cm)	167.79 ± 7.90
체중 (kg)	64.67 ± 13.92
BMI(kg/m^2)	22.82 ± 3.98

Note. ^a평균±표준편차

다. 실험 방법

선행논문에서 초음파 장비를 이용해 상부 승모근의 중간지점, 상부 대흉근, 측면 삼각근, 상완근, 대퇴직근을 측정하였을 때 상부 승모근의 중간지점과 대퇴직근에서 평가자 내 신뢰도를 확인할 수 있었다.³⁷⁾ 그러므로 본 연구는 평가자 내 신뢰도를 확인할 수 있다고 증명한 상부 승모근의 중간지점을 초음파 측정 부위로 지정했다. 상부 승모근 중간지점의 위치를 정할 때 자 또는 줄자로 견갑골의 견봉돌기와 제 7경추의 두 점 사이의 거리를 측정해 중간지점을 초음파로 측정했다.³⁸⁾ 그림 18과 그림 19는 측정 부위를 나타낸다.

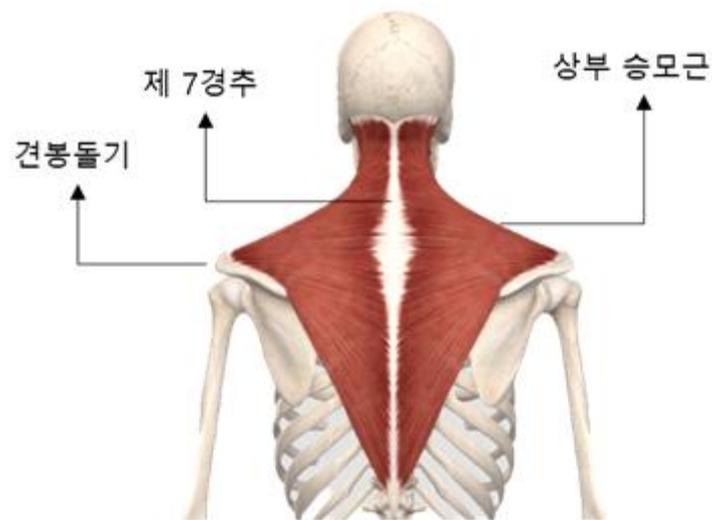


그림 18. 상부 승모근, 견봉돌기 및 제 7경추

출처: Complete Anatomy (application), 사진 재구성



그림 19. 측정 부위로 선정된 상부 승모근 중간지점

B모드 초음파 측정 시 사용한 선형 프로브 길이는 45mm이고 A모드 초음파 측정 시 사용한 프로브 길이는 15mm이다. 획득한 신호 및 영상을 동일하게 비교하기 위해 그림 20과 같이 B모드 프로브 길이에 맞춰 A모드 초음파 측정 시 왼쪽, 중앙, 오른쪽 3구간을 측정했다.



(a) (b) (c)

그림 20. 측정 3구간: (a) 왼쪽, (b) 중앙, (c) 오른쪽

정지된 상태에서 초음파 측정을 진행한 후 측정 부위에 자극을 줄 수 있는 상부 승모근 강화 운동 중 하나인 덤벨 슈러그(Shrug) 운동을 진행했다.

운동 시 3kg 무게의 덤벨을 사용했다. 피험자는 그림 21처럼 어깨너비로 서서 양손에 덤벨을 들고 곧게 서서 손바닥이 서로 마주 보도록 양팔을 몸 옆으로 늘어뜨린다. 코어에 힘을 준 채로, 어깨를 귀 쪽으로 최대한 올린다. 그런 뒤 천천히 저항을 느끼며 어깨를 내리고 처음 자세로 돌아간다. 10번씩 3세트를 진행했고 1세트당 10초의 휴식을 취하였다.



그림 21. 덤벨 슈러그 운동

출처: msn 라이프스타일, strength-exercises, 슈러그-덤벨

B모드 초음파와 A모드 초음파 측정 시 사용하는 프로브는 관찰하고자 하는 구조물에 수직으로 프로브를 위치시켜야 좋은 신호와 영상을 얻을 수 있다. 특히, A모드 초음파 측정 시 사용하는 단일 프로브는 1개의 압전소자를 이용함으로써 미세한 움직임에도 신호의 파형이 바뀐다. 이는 프로브의 각도에 따라 초음파의 방향이 달라지며 초음파가 수직으로 조사되지 않아 신호 획득에 있어서 B모드 초음파와 다른 결과를 얻을 수 있다.

따라서, 측정 프로브 각도의 유지가 중요하다. 그러므로 그림 22와 같이 A모드 프로브에 수평계를 부착해 최대한 수직으로 초음파를 조사할 수 있도록 했다. 또한, 계측 시 프로브를 고정한 뒤 측정하는 것이 아니라 사람이 직접 측정하기 때문에 측정 부위가 바뀌지 않도록 그림 23과 같이 가이드를 만들어 측정 부위에 부착 후 실험을 진행했다. 피험자는 초음파 측정 시 몸을 편안하게 하고 몸통이 정렬된 상태에서 측정했다.



그림 22. 수평계 부착 후 A모드 초음파 측정

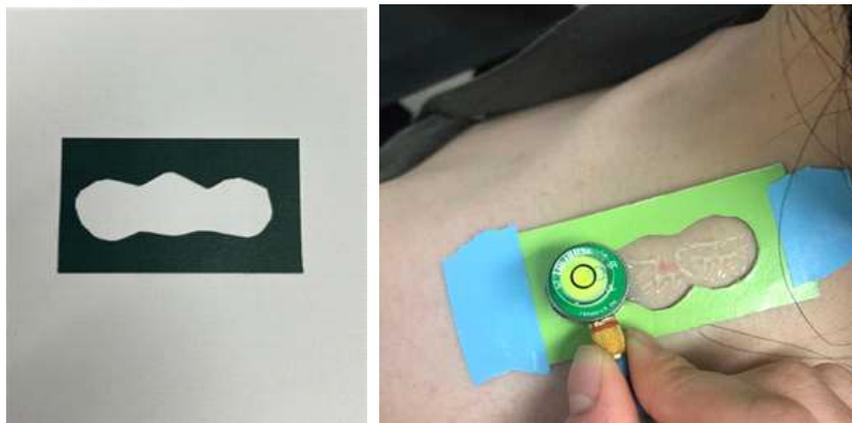


그림 23. 가이드 부착 후 A모드 초음파 측정

IV. 결과

1. 근육층 분석

가. B모드 초음파 영상

B모드 초음파 장비로 측정된 초음파 영상의 초음파 배열은 (600x800) 데이터셋으로 구성되어있다. 그림 24에서 볼 수 있듯이 B모드 장비의 영상과 장비의 설정 정보가 나타난다. 본 연구에서 확인하고자 하는 실제 영상 데이터는 (500x619)의 데이터셋으로 이루어져 있으므로 그림 25와 같이 변경하였다.

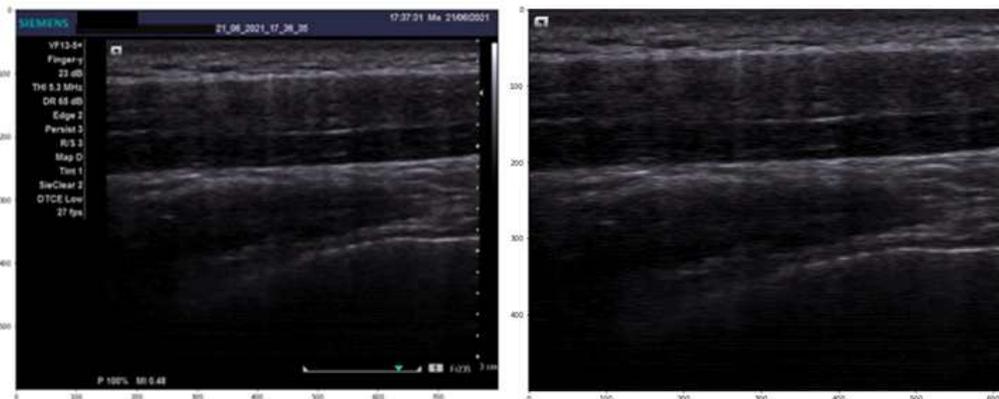


그림 24. (600x800x3) 초음파 배열 그림 25. (500x619x3) 초음파 배열

B모드 초음파 영상은 측정 후 파일 저장 시 tiff 확장자로 저장되는데 tiff 파일은 RGB로 이루어지며 RGB는 적, 녹, 청의 3개의 파일로 되어있는 컬러 영상이다. 따라서 지방과 근육의 경계면을 용이하게 구분하기 위해 RGB 파일을 그레이스케일 파일로 변환하였다. B모드 영상에서 A모드로 측정한 3등분을 구분하였으며 한 구간 정중앙의 영역에 표시된 흰색 선은 A모드가

가장 강하게 나타날 것으로 사료되는 위치를 표시하였다. 그림 26에서 확인할 수 있다.

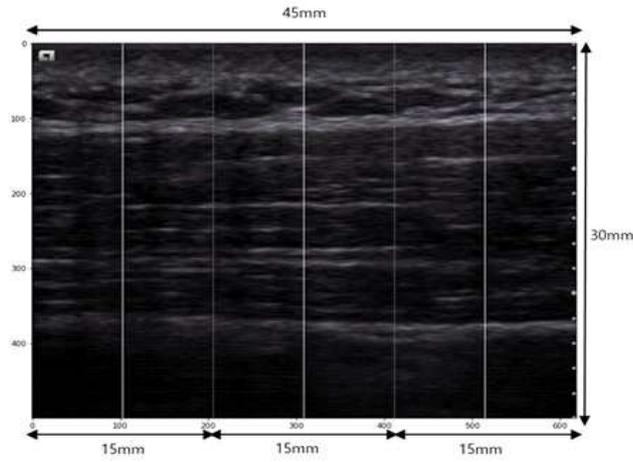


그림 26. B모드 영상의 비교를 위한 분할도

B모드 초음파에서 근육의 거리는 초음파 장비 내에서 제공하는 거리 표시를 이용해 획득했다. 그림 27에서 표시한 근육 경계면의 시작점인 첫 번째 경계면(First boundary)과 근육 경계면의 마지막 부분인 두 번째 경계면(Second Boundary)의 거리를 구했다.

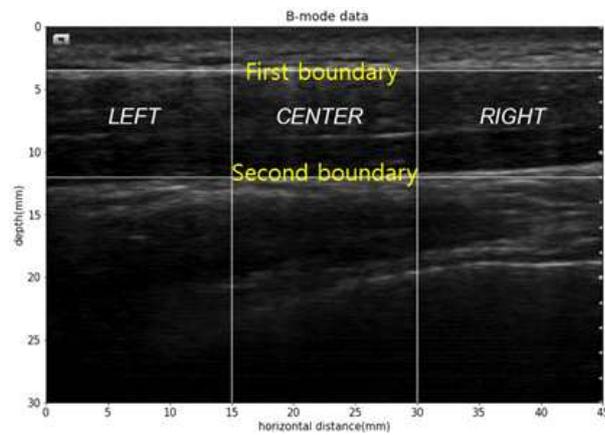


그림 27. B모드 근육의 거리 표시

나. A모드 초음파 신호

A모드 초음파는 피하지방과 근육 사이의 경계면에서 반사가 일어남과 동시에 신호에서 피크점이 생성된다.³⁹⁾ A모드 초음파 측정 시 지방과 근육의 경계면에서 실제로 피크점이 발생해 B모드 초음파처럼 근육 두께 측정이 가능한지 검증하기 위해 인체와 유사한 돼지고기를 통해 모의실험을 진행했다.

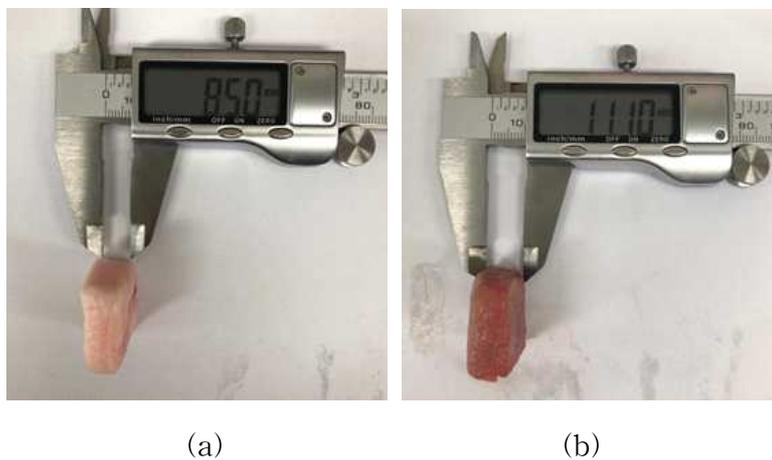


그림 28. 돼지고기 두께: (a) 지방 8.5mm, (b) 근육 11.1mm



그림 29. A모드 초음파 거리 측정

전자 캘리퍼스를 이용해 돼지고기의 지방 및 근육의 두께를 측정했다. 돼지고기의 지방 두께는 8.5mm, 근육 두께는 11.1mm로 측정되었다. 그림 28은 돼지고기의 지방과 근육의 두께를 확인할 수 있고 그림 29는 지방과 근육을 겹쳐 A모드 초음파를 측정한 것이다.

그림 30은 A모드 초음파를 사용해 돼지고기 측정 시 지방과 근육의 경계면에서 피크점이 생성되는 사실을 A모드 초음파 PC에서 확인할 수 있다.



그림 30. 지방과 근육의 경계면에서 피크점 생성

표 5. 돼지고기의 지방과 근육의 경계면 비교 결과

	A모드 신호 거리(mm)	실제 돼지고기 거리(mm)	오차율(%)
지방	8.1	8.5	4.3
근육	11.0	11.1	1.1

표 5에서 실제 돼지고기의 거리와 A모드 신호에서 나온 거리를 비교해보니 오차율이 5% 내외로 나왔으므로 A모드 초음파가 B모드 초음파만큼 비

교 가능하다는 점을 알 수 있었고 지방과 근육이 만나는 시점에 피크점이 생성된다는 점 또한 확인할 수 있었다.

하지만 A모드 초음파를 이용해 얻은 원 데이터는 생체 신호이므로 노이즈와 감쇠로 인해 데이터 분석을 하기에 용이하지 못하므로 지방과 근육의 경계면을 구분하기 쉽도록 신호처리를 진행했다. B모드 초음파와 마찬가지로 첫 번째 경계면과 두 번째 경계면의 거리(mm)를 구했다. 그림 31과 32는 신호처리의 흐름도와 결과를 보여준다.

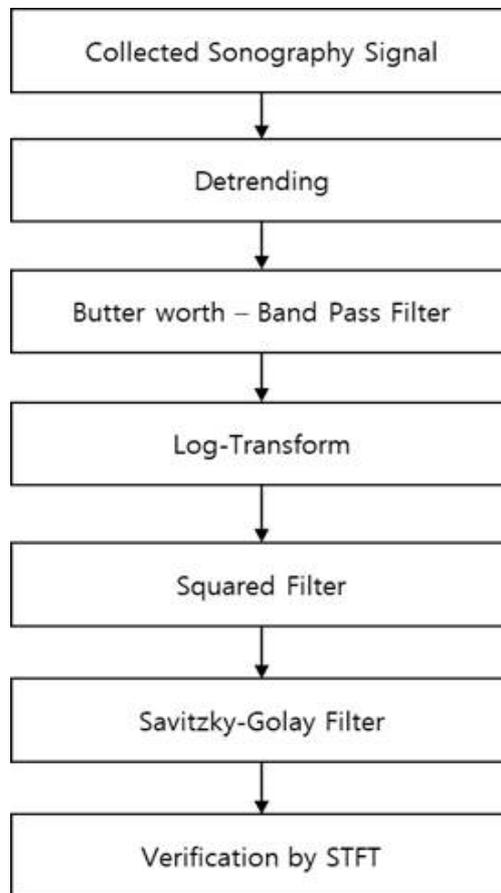


그림 31. A모드 신호처리 흐름도

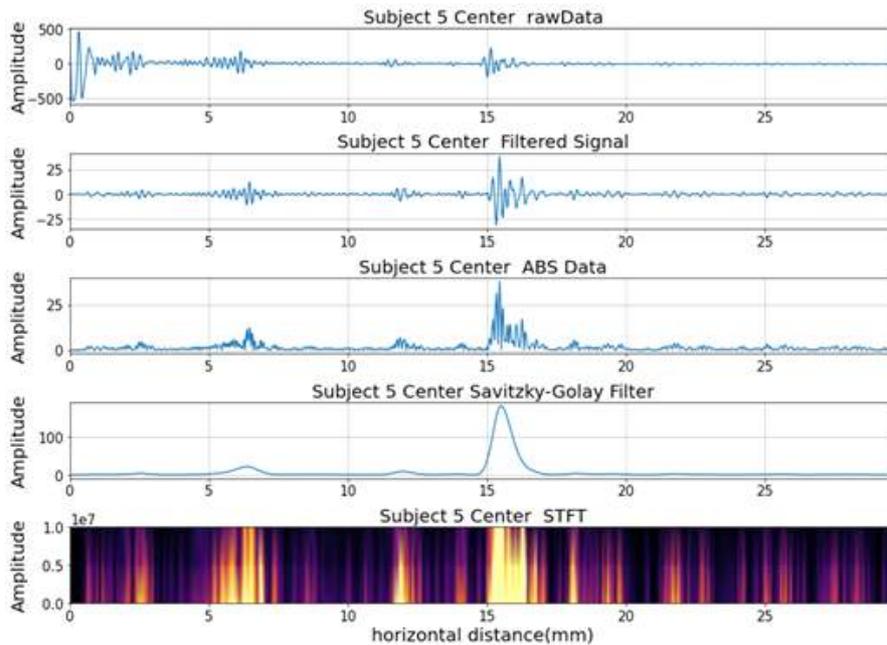


그림 32. A모드 신호처리 결과

움직임에 의한 잡음을 동잡음이라고 하며, 동잡음에 의해 발생하여진 신호의 경향성(어느 한 방향으로 치우친 상태)을 제거하는 것이 좋다. 신호의 경향성 때문에 발생하는 저주파 성분이 신호 분석에 혼란을 주기 때문이다. 이때, 신호의 선형 추세를 제거를 통해 신호의 영점을 잡아준다.

1MHz부터 5MHz 사이를 통과하는 10차 대역 통과 필터를 적용하여 불필요한 노이즈를 줄이고 획득하고자 하는 신호를 강조하였다. 이미 A모드 초음파로 측정할 때 장비 설정 시 1MHz부터 5MHz로 대역 통과 필터를 적용해 얻은 신호이지만 우리가 얻은 것은 노이즈가 많은 생체 신호이므로 신호처리를 통해 다시 한번 대역 통과 필터를 실시해주었다.

초음파 측정 시 인체 내부에 초음파를 보낼 때 여러 이유로 인해 감쇠가 일어날 수 있다. 그로 인해 의미 있는 신호가 작게 나올 수 있다. 이러한 신

호의 균형을 맞춰 로그 변환으로 감쇠 보상을 해준다.

또한, 필터링 된 신호로부터 피크점을 원활하게 수행하기 위해 대조비를 크게 만들 수 있는 제곱 연산을 수행하였다.

마지막으로 신호의 지방과 근육의 경계면 획득을 위해 사비츠키-골레이 필터를 사용하여 신호를 스무딩 하였다. 이는 데이터 손상을 최소화하며 노이즈를 제거할 수 있다. 이때, 필터를 적용하는 크기인 창함수 크기는 51차로 설정했다. 창함수가 커질수록 스무딩 강도가 커진다. 추세선을 그리는 모함수인 회귀 다항식의 차수는 3차 함수로 적용했다. 차수가 클수록 스무딩 강도가 약해진다. 근육의 경계면을 잘 구했는지 STFT를 통해 확인할 수 있다. 그림 33, 그림 34, 그림 35는 측정 구간인 왼쪽, 중앙, 오른쪽에 대한 A 모드 및 B모드 초음파의 근육 경계면 비교를 나타낸다.

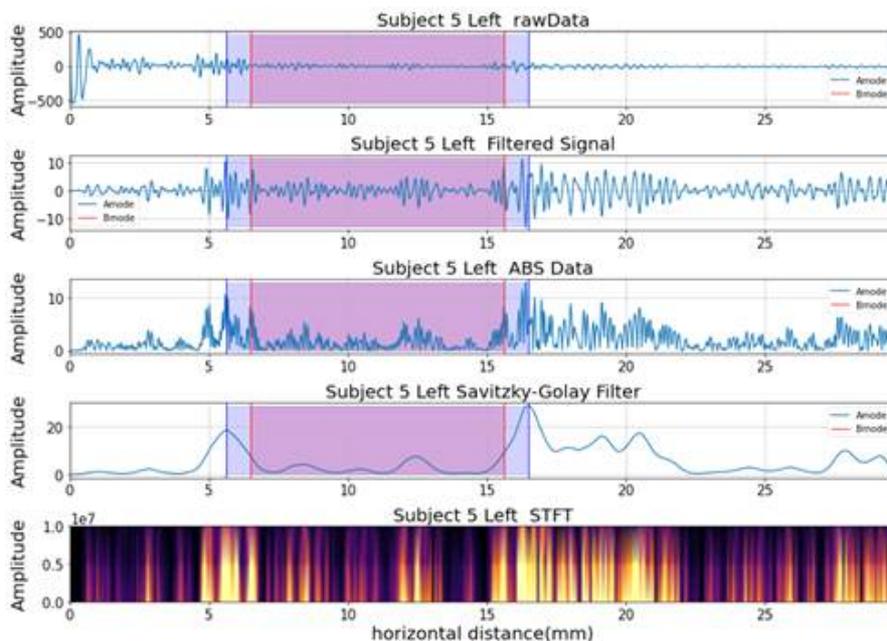


그림 33. 왼쪽 신호처리 과정 및 A모드-B모드 근육-지방 경계

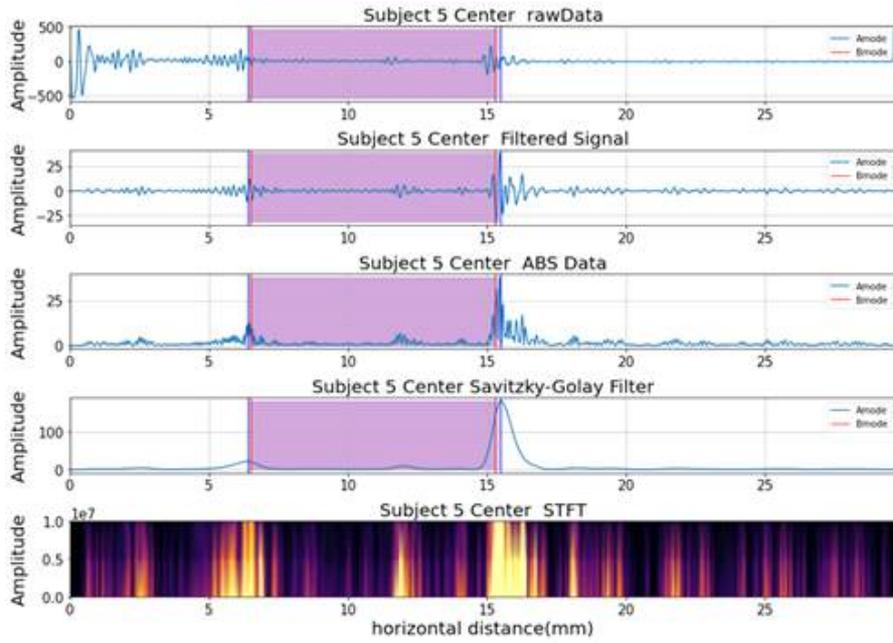


그림 34. 중앙 신호처리 과정 및 A모드-B모드 근육-지방 경계

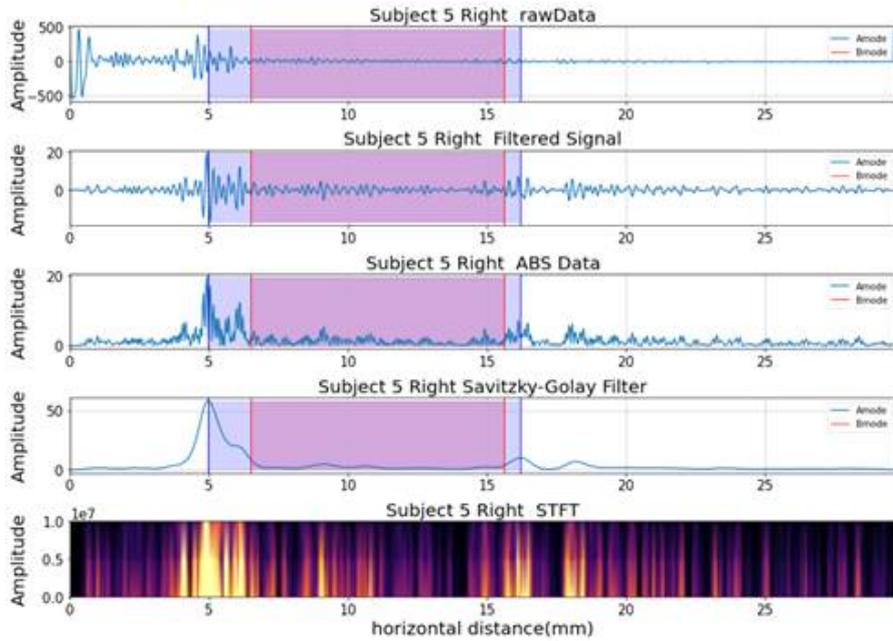


그림 35. 오른쪽 신호처리 과정 및 A모드-B모드 근육-지방 경계

2. Muscle Quality 분석

가. 임계점(Threshold) 설정

B모드 초음파와 A모드 초음파에서 MQ를 구하기 전 근육층에서 근육과 지방을 나눌 수 있는 임계점을 정해주어야 한다. 기존 20명의 피험자 데이터를 사용해 임계점을 정하고 수정하는 과정을 반복하게 되면 결국 기존의 데이터에만 알맞은 임계점이 되어버린다. 그렇게 된다면 다른 실제 데이터를 가져와 수행했을 때 신뢰성이 저하 되므로 이를 해결하고자 그림 36과 같이 20명의 피험자 중에서 임계점을 찾을 수 있는 임계점 설정 그룹(Threshold setting group)과 찾은 임계점을 적용할 수 있는 평가그룹(Evaluation group)으로 나눠서 근육과 지방의 임계점을 찾았다. 임계점 설정 그룹은 전체 참가한 피험자 20명 중에서 무작위로 5명을 추출해 알맞은 임계점을 찾기 위해 사용되고 임계점을 찾은 후에는 사용하지 않았다. 나머지 15명인 평가그룹은 임계점 설정 그룹과는 완전히 독립된 그룹이며, 앞서 구한 임계점을 적용해 MQ를 구했다.

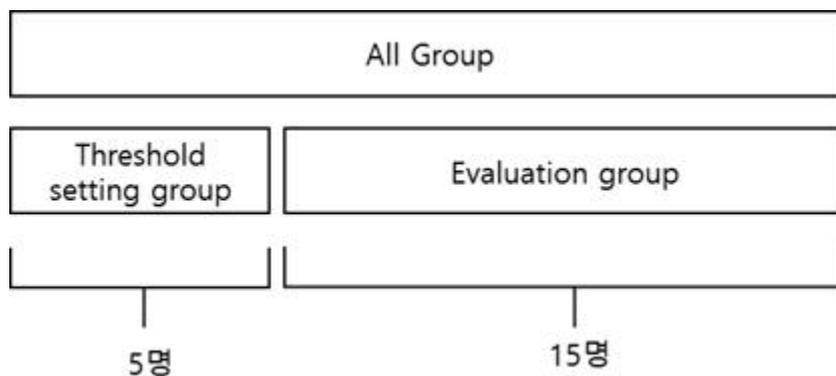


그림 36. 임계점 설정 그룹 및 평가그룹

나. B모드 초음파 영상

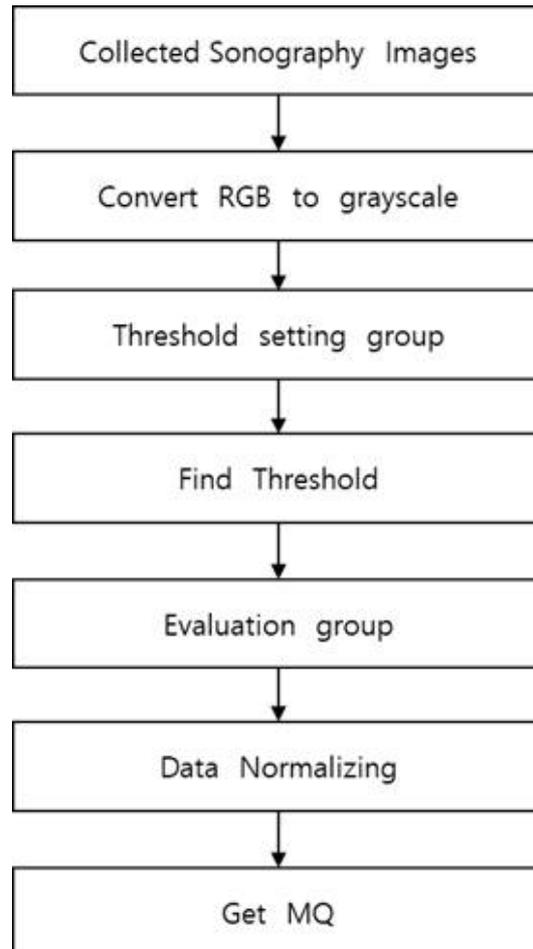


그림 37. B모드 영상 MQ 찾는 과정

A모드 초음파와 B모드 초음파를 이용해 본 연구에서 제안하는 MQ로 근육층에서의 MQ를 구했을 때 유사한 결과를 나타내는지 확인하기 위한 실험이다. 그림 37은 B모드 영상에서 MQ를 찾는 과정을 나타낸다.

MQ를 구하기 위해 ‘근육 영역에서 지방은 흰색, 근육은 검은색’으로 가정

했다. 지방과 근육을 흰색, 검은색 2가지로 나누어 이분법적인 사고로써 보고자 가정했으므로 그레이스케일로 변환한 B모드 초음파 영상에서 어느 부분이 지방인지, 근육인지 기준을 정해야 한다.

초음파 측정 시 왼쪽, 중앙, 오른쪽 이렇게 3구간을 측정했기 때문에 피험자 1명당 3개의 데이터를 가지고 있다. 그러므로 무작위로 추출한 5명의 임계점 설정 그룹은 15개의 데이터 결과가 나온다. 영상에서 흰색 부분과 검은색 부분의 그레이스케일 값의 임계점을 정하기 위해 임계점 설정 그룹에서 확인했다.

본 연구에서 MQ에 대해 정의할 때 근육층에 지방이 얼마나 있는지, 근육의 지방화 정도으로써 MQ를 정의했으므로 피하지방층의 그레이스케일 값의 평균을 이용해 임계점을 정했으며 평균값 이하를 근육, 초과를 지방으로 정했다. 확인한 결과, 피하지방층 영역에서 지방의 그레이스케일 값은 평균적으로 운동 전 51.66, 운동 후 52.31로 나왔다. 이때, 운동 전과 후의 그레이스케일 값의 평균인 51.98을 임계점으로 정해주었다. 운동 전과 후의 평균으로 임계점을 잡은 이유는 운동 전과 후 모두 동일한 임계점을 적용해 MQ를 구하기 위함이다. 표 6에 결과를 나타내었다.

B모드 영상에서 구한 MQ와 A모드 신호에서 구한 MQ를 동일 스케일로 비교하기 위해 데이터를 정규화하여 데이터의 스케일을 맞췄다. 데이터 정규화의 최댓값은 1이다. 식 4.1은 B모드 영상에서 구한 MQ에 관한 정의이다. 따라서, 그레이스케일 값 51.98 이하를 근육, 51.98 초과를 지방으로 임계점을 정한 뒤 나머지 평가그룹에 앞서 구한 임계점을 적용해 B모드 초음파의 MQ를 구했다.

표 6. 운동 전, 후 피하지방층의 그레이스케일 평균값 및 임계점 확인

피하지방층 이미지 픽셀의 평균값					임계점
그룹	피험자	위치	운동 전	운동 후	[평균(전+후)/2]
임계점 설정	1	왼쪽	57.94	59.35	51.98
		중앙	57.97	59.83	
		오른쪽	60.19	59.78	
	2	왼쪽	53.08	52.05	
		중앙	53.68	54.22	
		오른쪽	51.30	52.92	
	3	왼쪽	49.47	45.45	
		중앙	50.81	51.40	
		오른쪽	50.38	51.20	
	4	왼쪽	57.07	57.06	
		중앙	54.96	55.39	
		오른쪽	52.13	53.26	
	5	왼쪽	40.20	39.53	
		중앙	44.74	47.65	
		오른쪽	40.93	45.57	
평균			51.66	52.31	

$$B-MODE\ MQ = \frac{\sum_0^N Muscle\ grayscale}{\sum_0^N Fat\ grayscale + \sum_0^N Muscle\ grayscale} \quad (\text{식 } 4.1)$$

N: Number of data

If grayscale value \leq 51.98, then let value to Muscle

grayscale value $>$ 51.98, then let value to Fat

다. A모드 초음파 신호

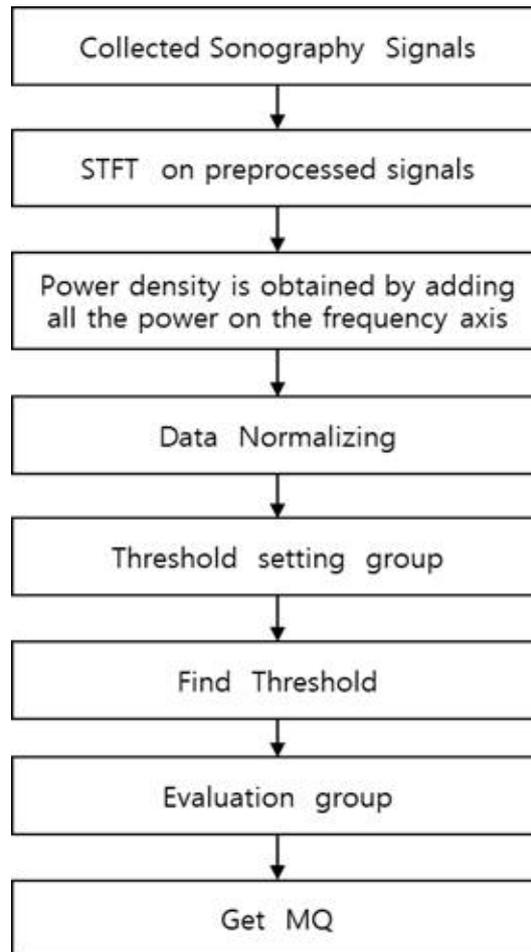


그림 38. A모드 MQ 찾는 과정

A모드 초음파에서 얻은 초음파 신호는 초음파가 반사되어 되돌아온 초음파의 에너지를 측정하여 시간과 진폭으로 나타낸다. 반면에 B모드 초음파에서 얻은 영상은 초음파의 에너지 밀도를 밝기 값(RGB 또는 그레이스케일)으로 나타낸 것이다. 초음파 신호를 영상과 동일하게 만들어 주어야 MQ 비

교가 가능해진다. 그림 38은 A모드 영상에서 MQ를 찾는 과정을 나타낸다.

푸리에 변환은 주파수를 관측하기 위한 도구이다. 푸리에 변환을 통해 주파수 영역에서 지방과 근육의 차이를 확인하고자 했지만 두 조직을 구분 지을 수 있는 차이점은 발견하지 못했다. 그러므로 푸리에 변환을 통해 주파수 영역에서 근육과 지방을 구분하는 것은 의미가 없다. 그러나 푸리에 변환은 신호의 어떤 Hz 성분이 얼마만큼 들어가 있는지 파워로 표현되는 Power Spectral Density라는 역할을 할 수 있다. 그러므로 A모드 초음파가 반사되어 되돌아온 초음파의 에너지를 측정한다는 관점에서 생각해 볼 때 에너지 관측 수단인 파워의 관측을 위해 푸리에 변환을 사용했다.

하지만 푸리에 변환의 단점은 시간 영역의 손실이다. 초음파는 시간의 의미를 갖는 시계열 데이터므로 시계열 특성을 반영해 줄 수 있는 STFT를 사용했다. STFT는 짧은 시간 주기로 푸리에 변환을 시행하며, 각 주파수마다 발생 시기를 알 수 있다. 그러므로 초음파 신호에서 MQ를 구하기 위해 STFT를 통해 초음파 신호를 시간당 파워를 표현할 수 있게 변환했다. 또한, B모드 초음파로 측정했을 때 초음파 영상은 초음파 밝기 즉, RGB 또는 그레이스케일로 초음파 신호의 진폭을 표현해서 보는 것이기 때문에 신호를 영상과 동일하게 만들어 MQ 비교를 하기 위함이다.

이렇게 변환된 신호 데이터는 영상처럼 에너지 밀도를 표현하므로 동일하게 생각될 수 있으나 값의 크기가 다르므로 A모드 신호에서 구한 MQ와 B모드 영상에서 구한 MQ를 동일 스케일로 비교하기 위해 주파수 영역의 파워를 전부 합쳐 데이터를 정규화하여 데이터의 스케일을 맞췄다. 데이터 정규화의 최댓값은 1이다. 이렇게 데이터를 정규화시킨 그림 39, 그림 40, 그림 41은 측정 구간인 왼쪽, 중앙, 오른쪽에 대한 MQ를 구하기 위해 A모드 초음파 근육층을 표시한 후 확대한 그림이다.

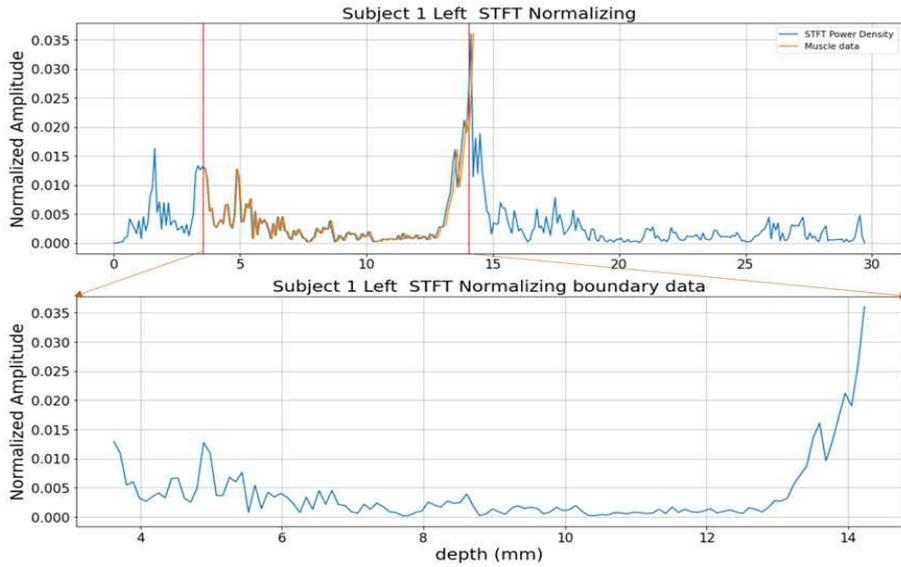


그림 39. 왼쪽 신호 데이터 정규화

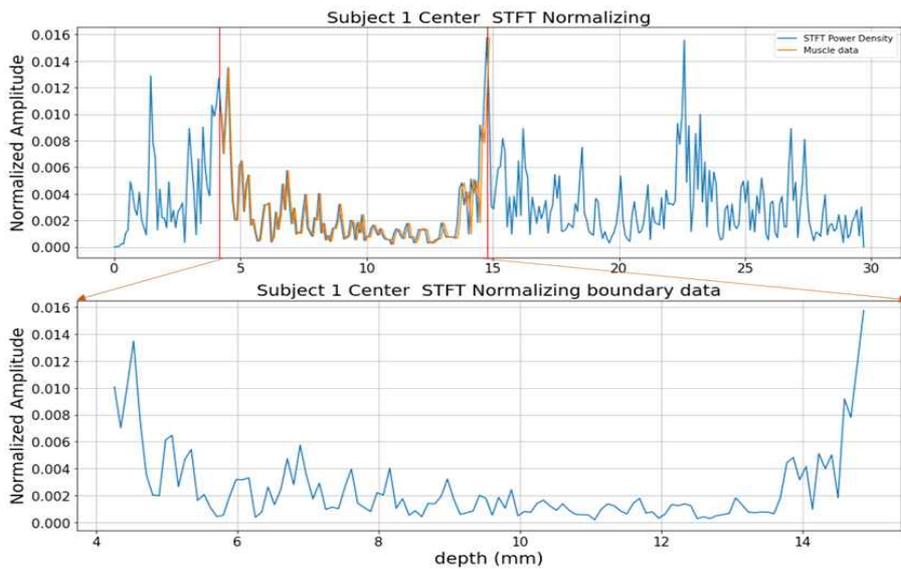


그림 40. 중앙 신호 데이터 정규화

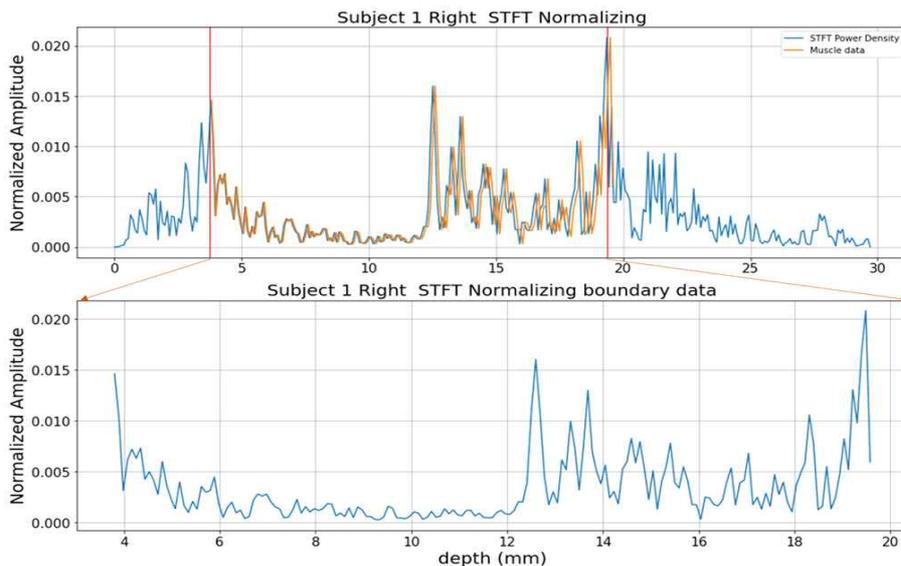


그림 41. 오른쪽 데이터 신호 정규화

B모드 영상에서 근육과 지방의 임계점을 구해 근육과 지방을 구분해준 것처럼 A모드 신호에서도 임계점 설정 그룹에서 평균적으로 근육과 지방의 임계점을 설정해 동일하게 MQ의 정의를 내려야 한다. 신호에서 진폭의 임계점을 정하기 위해 피하지방층의 진폭 값의 평균을 이용해 임계점을 정했으며 평균값 이하를 근육, 초과를 지방으로 정했다. 피하지방층 영역에서 지방의 진폭 값은 평균적으로 운동 전 0.0020, 운동 후 0.0022로 나왔다. 운동 전과 후의 진폭 값의 평균인 0.0021을 임계점으로 정해주었다. 이때, 운동 전과 후의 평균으로 임계점을 잡은 이유는 운동 전과 후 모두 동일한 임계점을 적용해 MQ를 구하기 위함이다. 표 7에 결과를 나타내었다.

식 4.2는 A모드 신호에서 구한 MQ에 관한 정의이다. 따라서 진폭 0.0021 이하를 근육, 0.0021 초과를 지방으로 임계점을 정한 뒤 나머지 평가그룹에 앞서 구한 임계점을 적용해 A모드 초음파의 MQ를 구했다.

표 7. 운동 전, 후 피하지방층의 진폭 평균값 및 임계점 확인

		피하지방층 신호 진폭의 평균값			임계점
그룹	피험자	위치	운동 전	운동 후	[평균(전+후)/2]
임계점 설정	1	왼쪽	0.0017	0.0022	0.0021
		중앙	0.0023	0.0024	
		오른쪽	0.0021	0.0028	
	2	왼쪽	0.0023	0.0017	
		중앙	0.0018	0.0020	
		오른쪽	0.0021	0.0026	
	3	왼쪽	0.0022	0.0022	
		중앙	0.0023	0.0021	
		오른쪽	0.0017	0.0024	
	4	왼쪽	0.0019	0.0020	
		중앙	0.0021	0.0024	
		오른쪽	0.0017	0.0029	
	5	왼쪽	0.0017	0.0015	
		중앙	0.0020	0.0021	
		오른쪽	0.0023	0.0021	
평균			0.0020	0.0022	

$$A-MODE MQ = \frac{\sum_0^N Muscle \ amplitude}{\sum_0^N Fat \ amplitude + \sum_0^N Muscle \ amplitude} \quad (\text{식 } 4.2)$$

N: Number of data

If amplitude value ≤ 0.0021 , then let value to Muscle

amplitude value > 0.0021 , then let value to Fat

3. 분석 결과

가. 운동 전, 후 근육 두께 변화

B모드 초음파 측정 시 근육의 거리는 B모드 초음파 장비 내에서 제공하는 거리 표시를 이용해 획득했으며 A모드 초음파는 신호처리를 통해 경계면을 획득했다. 이렇게 구한 피험자들의 왼쪽, 중앙, 오른쪽 근육의 두께에 대한 평균을 Y축, 운동 전, 후를 X축으로 표현한 그래프다. 이때, 지방과 근육을 구분 지을 임계점을 찾기 위해 무작위로 추출한 5명은 제외했다.

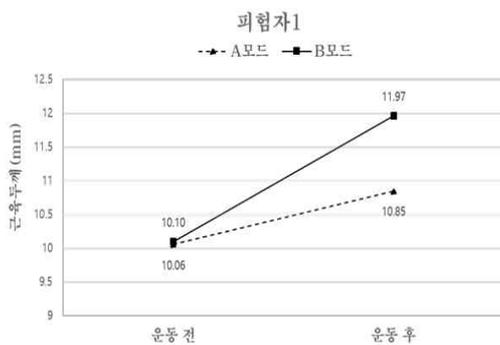


그림 42. 피험자 1 근육 두께 변화

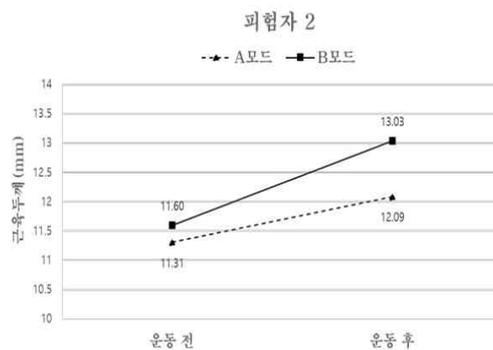


그림 43. 피험자 2 근육 두께 변화

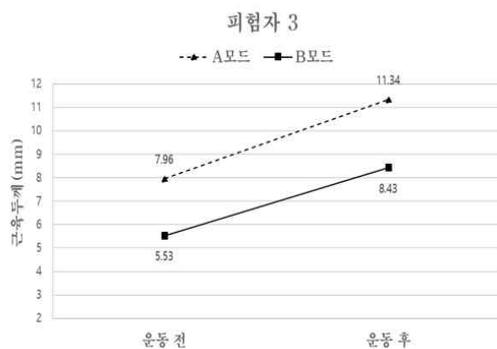


그림 44. 피험자 3 근육 두께 변화

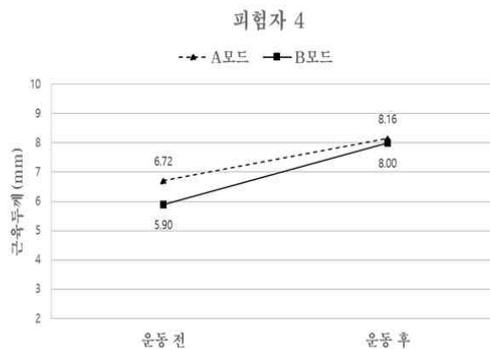


그림 45. 피험자 4 근육 두께 변화

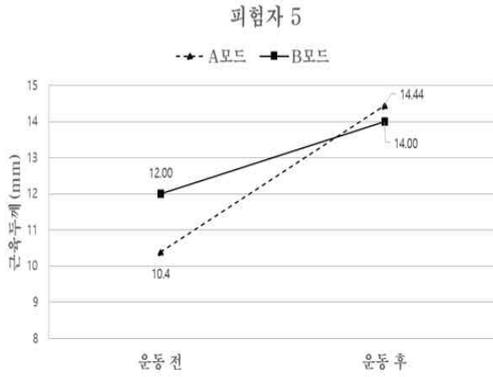


그림 46. 피험자 5 근육 두께 변화

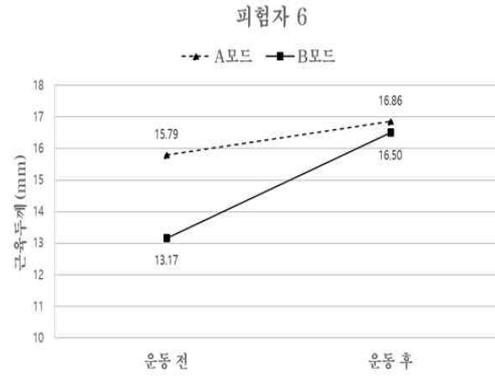


그림 47. 피험자 6 근육 두께 변화

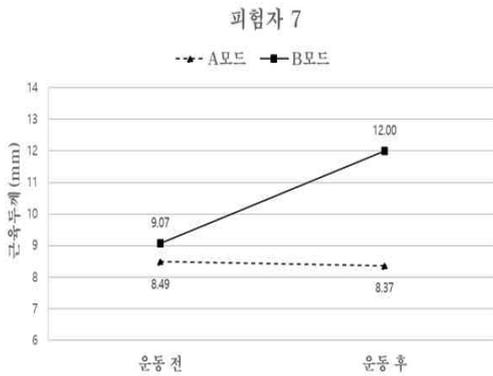


그림 48. 피험자 7 근육 두께 변화

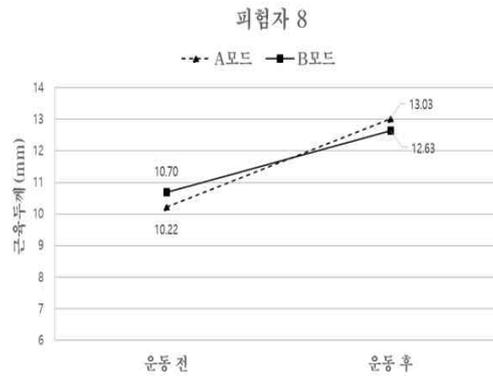


그림 49. 피험자 8 근육 두께 변화

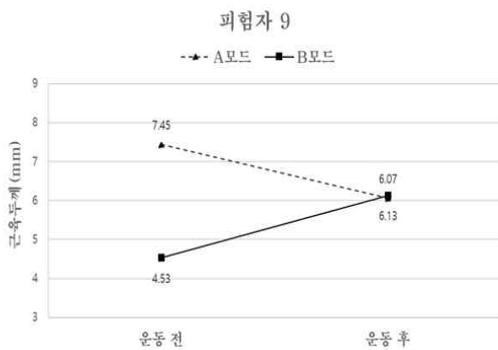


그림 50. 피험자 9 근육 두께 변화

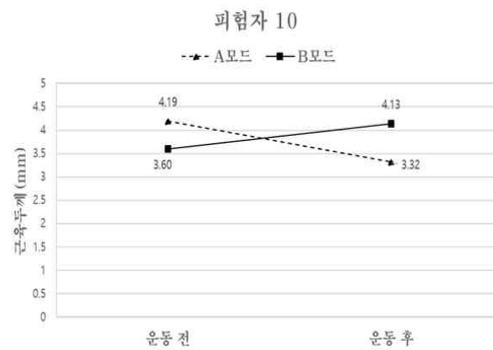


그림 51. 피험자 10 근육 두께 변화

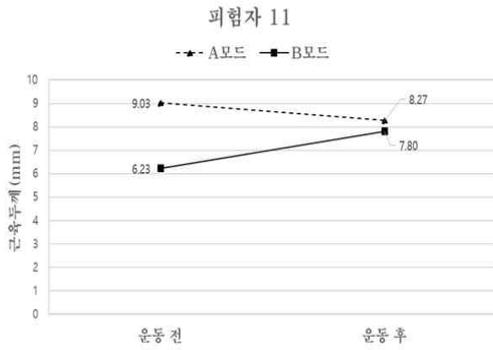


그림 52. 피험자 11 근육 두께 변화

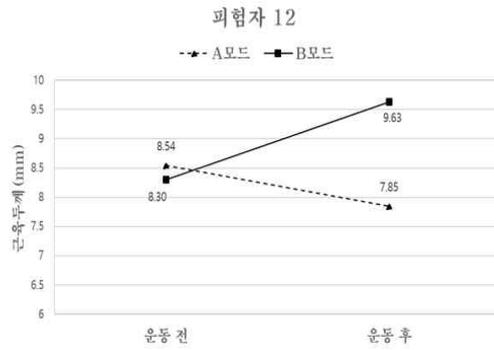


그림 53. 피험자 12 근육 두께 변화

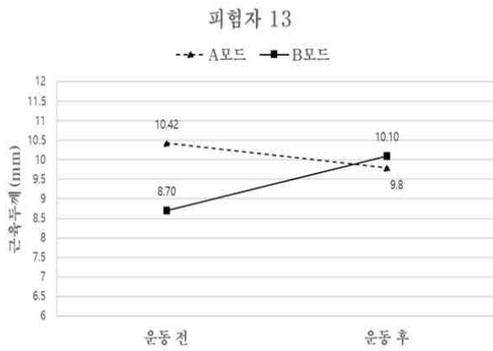


그림 54. 피험자 13 근육 두께 변화

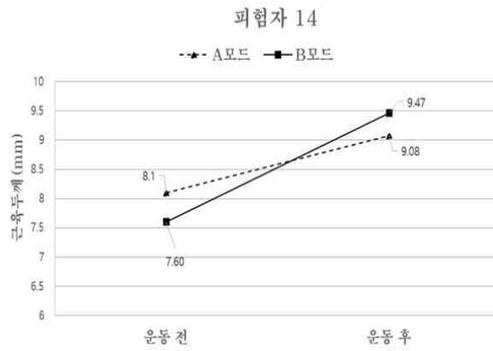


그림 55. 피험자 14 근육 두께 변화

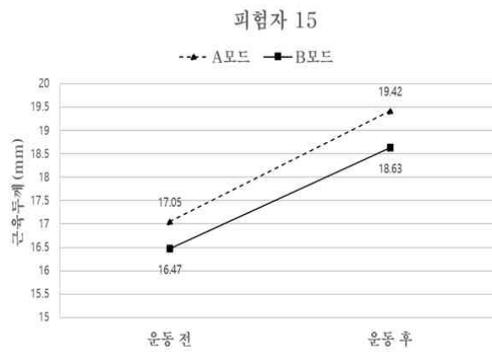


그림 56. 피험자 15 근육 두께 변화

운동 전과 후의 근육의 두께 차이가 나타나는지 알아보기 위해 대응표본 t 검정으로 확인한 결과, 운동 후 A모드 초음파는 약 3.85% 향상했고 B모드 초음파에서 10.45% 향상했다. A모드 및 B모드 초음파는 운동 후 근육 두께가 의미 있게 향상된 것을 표 8에서 통계적으로도 확인할 수 있다. ($p < 0.05$)

표 8. A모드 및 B모드 초음파의 운동 전과 후의 근육 두께 변화

구분	초음파	N	운동 전	운동 후	t	P
근육 두께	A모드	45	8.91±2.91 ^a	9.63±3.60	-2.20	0.03*
	B모드	45	8.09±2.98	9.98±3.31	-17.09	0.00*

Note. ^a평균±표준편차, * $p < 0.05$

나. 운동 전, 후 Muscle Quality 변화

근육층에서의 MQ 값에 관한 결과이다. B모드 영상에서 그레이스케일 값 51.98 이하를 근육, 51.98 초과를 지방으로 임계점을 정했으며 A모드 신호에 서는 진폭 값 0.0021 이하를 근육, 0.0021 초과를 지방으로 임계점을 정해 MQ 를 구했다. 이렇게 구한 피험자들의 왼쪽, 중앙, 오른쪽 MQ 값에 대한 평균을 Y축, 운동 전, 후를 X축으로 표현한 그래프다. 이때, 지방과 근육을 구분 지을 임계점을 찾기 위해 무작위로 추출한 5명은 제외했다.

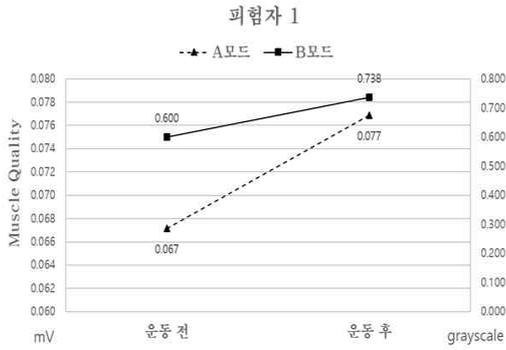


그림 57. 피험자 1 MQ 변화

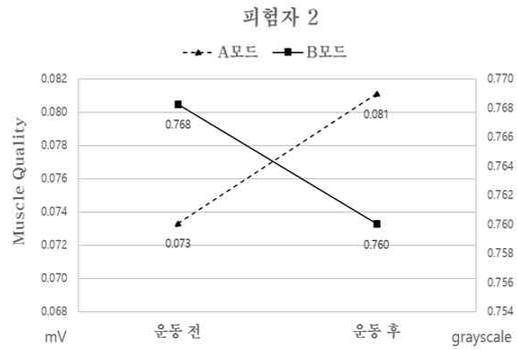


그림 58. 피험자 2 MQ 변화

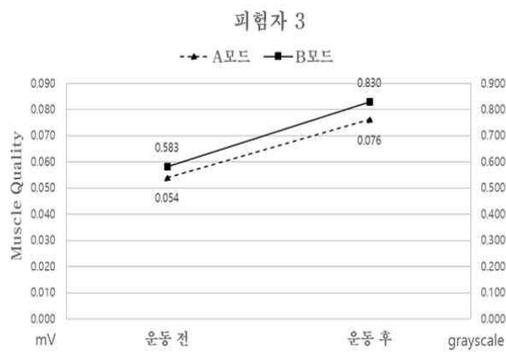


그림 59. 피험자 3 MQ 변화

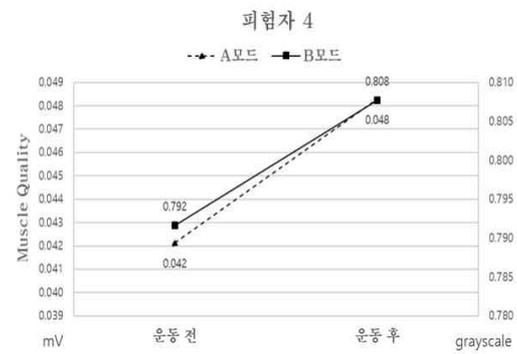


그림 60. 피험자 4 MQ 변화

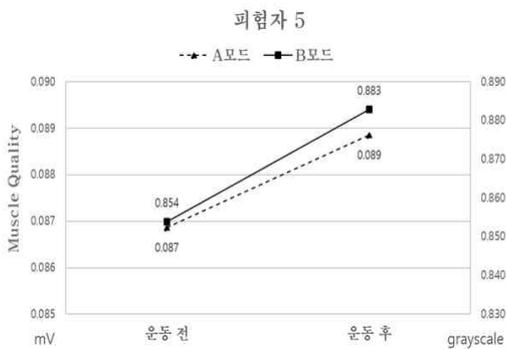


그림 61. 피험자 5 MQ 변화

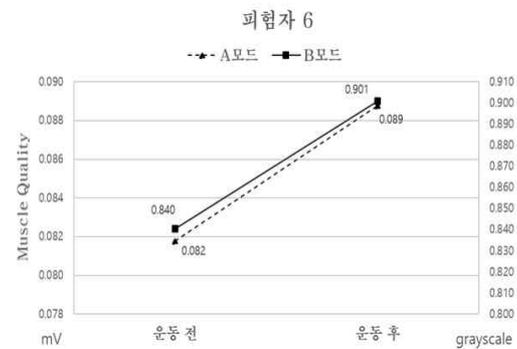


그림 62. 피험자 6 MQ 변화

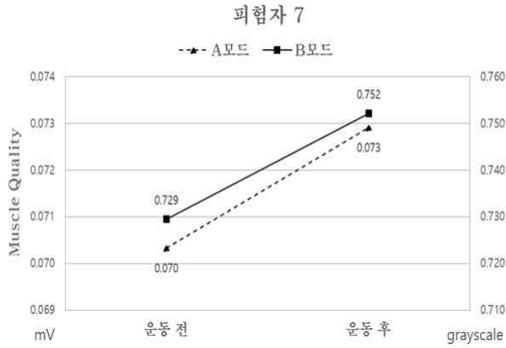


그림 63. 피험자 7 MQ 변화

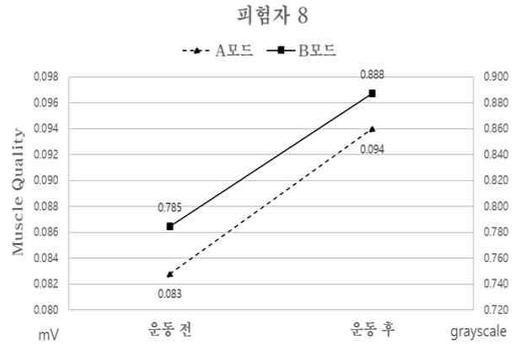


그림 64. 피험자 8 MQ 변화

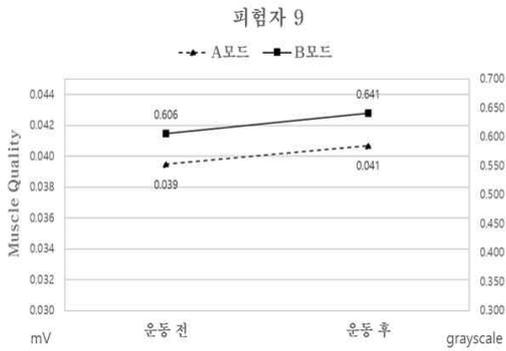


그림 65. 피험자 9 MQ 변화

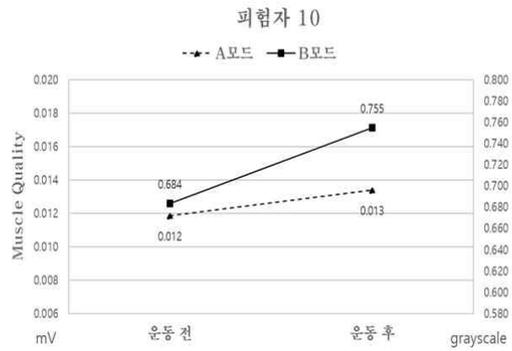


그림 66. 피험자 10 MQ 변화

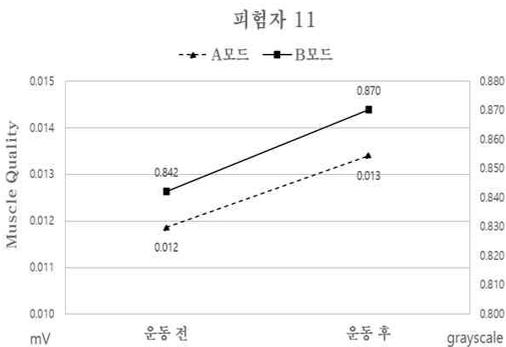


그림 67. 피험자 11 MQ 변화

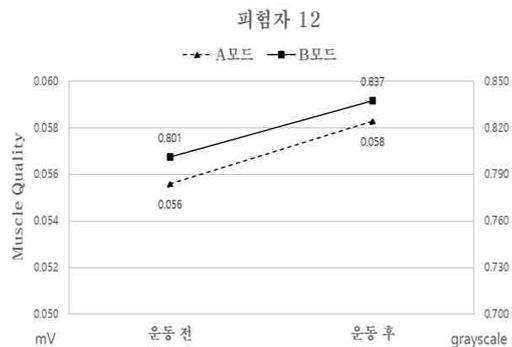


그림 68. 피험자 12 MQ 변화

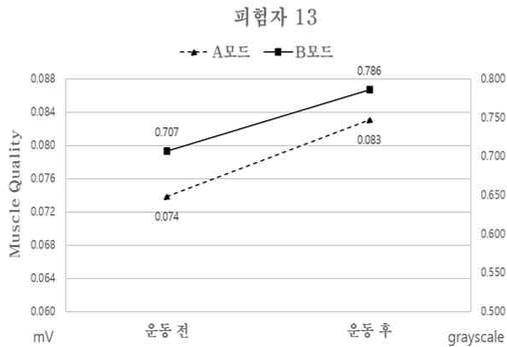


그림 69. 피험자 13 MQ 변화

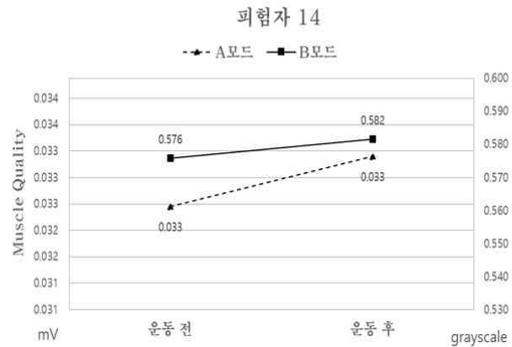


그림 70. 피험자 14 MQ 변화

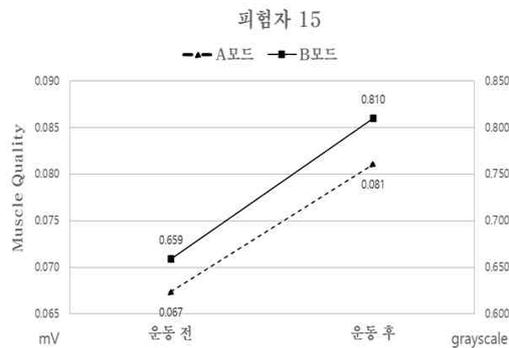


그림 71. 피험자 15 MQ 변화

운동 전과 후의 MQ의 차이가 나타나는지 알아보기 위해 대응표본 t 검정으로 확인한 결과, 운동 후 A모드 초음파는 약 5.3% 향상했고 B모드 초음파에서 4.47% 향상했다. A모드 및 B모드 초음파는 운동 후 MQ 값이 의미 있게 향상된 것을 표 9에서 통계적으로도 확인할 수 있다. ($p < 0.05$)

표 9. A모드 및 B모드 초음파의 운동 전과 후의 MQ 변화

구분	초음파	N	운동 전	운동 후	t	P
Muscle Quality	A모드	45	0.059±0.022 ^a	0.065±0.024	-4.35	0.00*
	B모드	45	0.721±0.099	0.789±0.089	-6.32	0.00*

Note. ^a평균±표준편차, * $p < 0.05$

다. Muscle Quality 증가량(%) 및 급내상관계수(ICC)

B모드 초음파에서 구한 MQ는 그레이스케일 값으로 변환된 데이터이고 A모드 초음파에서 구한 MQ는 ADC 값이기 때문에 두 기기에서 구한 MQ의 단위가 통일되어 있지 않다. 따라서 두 기기가 차원이 다른 데이터이기 때문에 값 비교는 의미가 없으므로 MQ의 증가량(%)의 경향성을 확인하고자 했다. 그림 72는 피험자들의 MQ 증가량에 대해 한눈에 볼 수 있게 정리한 그림이다.

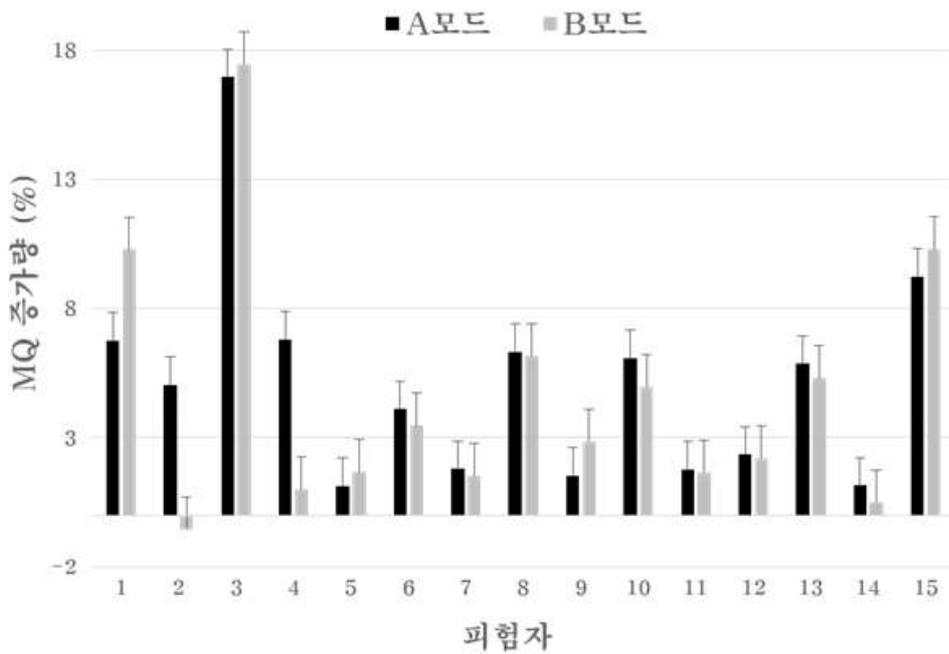


그림 72. 전체 피험자의 A모드와 B모드 초음파 MQ 증가량(%)

A모드 및 B모드 초음파의 MQ 증가량(%)의 경향성이 비슷한지 급내상관계수 (ICC: Intraclass Correlation Coefficient)를 이용해 확인했다. ICC는 0부터 1 사이의 값을 갖는다. 1에 가까울수록 두 측정 방법의 상관관계가 일치한다는 것을 의미하는데, 표 10을 보면 ICC 결과가 0.863으로 두 기기의 상관관계가 매우 높은 일치도를 보여준다.

표 10. A모드 및 B모드 초음파의 MQ 증가량(%) 및 ICC

MQ 증가량 (%)				
피험자	A모드	B모드	ICC(2,1)	95% CI
1	6.766	10.284		
2	5.049	-0.54		
3	16.954	17.452		
4	6.806	1.002		
5	1.133	1.674		
6	4.101	3.473		
7	1.802	1.531		
8	6.33	6.163	0.863	0.647- 0.951
9	1.532	2.851		
10	6.087	4.959		
11	1.775	1.645		
12	2.367	2.204		
13	5.869	5.306		
14	1.149	0.498		
15	9.235	10.296		

Note. ICC ≤ 0.20: Poor, ICC ≤ 0.21 to 0.40: Fair, ICC ≤ 0.41 to 0.60: moderate, ICC ≤ 0.61 to 0.80: good, ICC ≤ 0.81 to 1.00: very good

라. 블랜드-알트만 분석(Bland-Altman analysis)

본 연구에서는 A모드 초음파와 B모드 초음파의 비열등성을 확인하기 위해 MQ 값에 대해 연속형으로 측정된 자료의 일치도 평가 수단으로 널리 사용되는 블랜드-알트만 분석 방법을 사용했다. 블랜드-알트만은 동일한 대상에 대한 서로 다른 두 방법(A모드, B모드)의 측정값에서 짝지은 측정 방법 간의 차이(difference of between each pair of measurements, d)를 Y축, 평균(mean of between each pair of measurements)을 X축으로 하여 그래프로 표현한 산점도인데, 두 검사법 비교 연구에 매우 유용해서 많이 사용된다.⁴⁰⁾

X축과 평행한 3개의 가로선이 있는데, 불일치(bias)의 신뢰구간을 정할 수 있다. 가운데 가로선은 차이의 평균(\bar{d})을 나타내며, 변동은 차이의 표준편차(S_d)를 이용해 두 검사 방법 간의 bias 추정치를 평가할 수 있다. 측정 방법 간의 차이(d)가 정규분포를 따른다면 95%는 차이의 표준편차(S_d)의 1.96배 값을 구하고 평균 차이(\bar{d})에 더하고 뺀 값($\bar{d} \pm 1.96S_d$)을 구해 95% 일치도 한계(limits of agreement, LOA)라고 한다.⁴¹⁾ 따라서 블랜드-알트만 그래프 상에 평균 차이(\bar{d})는 실선으로 표시되며 95% 일치도 한계($\bar{d} \pm 1.96S_d$)는 점선으로 표시된다. 계산 결과 두 측정 방법 간의 차이가 한계 범위 이내에 위치한다면 적절한 것으로 판단되어 진다.

두 측정 방법의 운동 전 MQ의 평균 차이는 0.662이며 95% 일치도 한계는 0.478-0.846으로 나왔으며 운동 후 MQ의 평균 차이는 0.723이며 95% 일치도 한계는 0.567-0.880으로 나왔다. 계산 결과 한계 범위 이내에 위치함으로 적절한 것으로 판단되어 진다. 그림 73과 그림 74에서 확인할 수 있다.

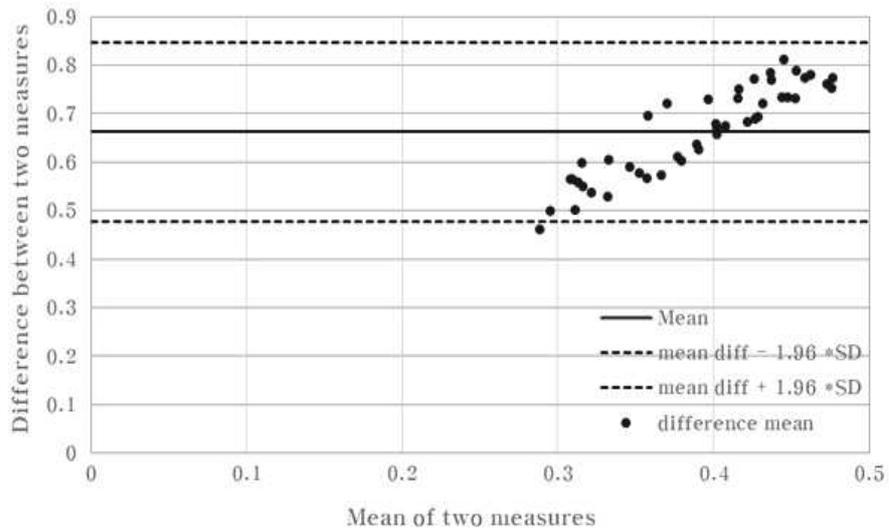


그림 73. Bland-Atman Plot: 운동 전 두 기기로 측정된 MQ

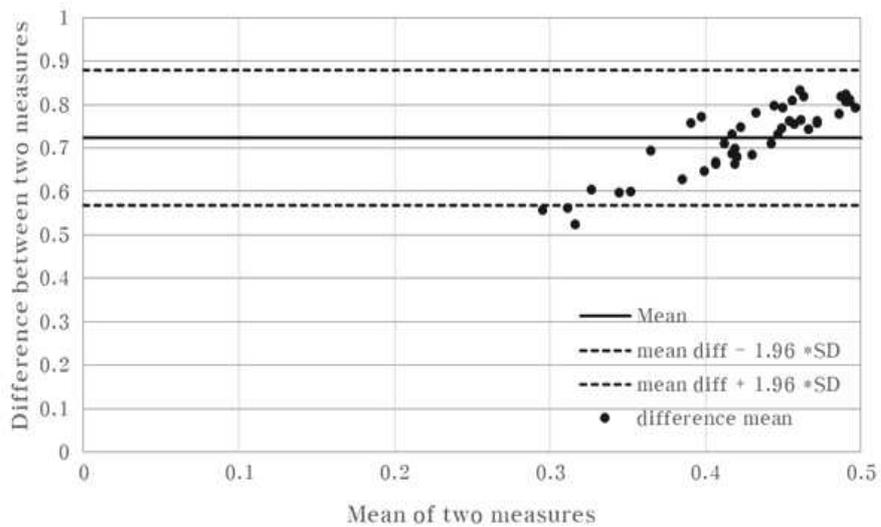


그림 74. Bland-Atman Plot: 운동 후 두 기기로 측정된 MQ

V. 고찰

A모드 초음파와 B모드 초음파에서 획득한 신호와 영상에서 근육층에서의 MQ를 구하기 전 먼저 근육 경계면의 시작점인 첫 번째 경계면과 마지막 부분인 두 번째 경계면의 거리를 왼쪽, 중앙, 오른쪽 3구간으로 나누어 구했다. B모드 초음파는 장비 내에서 제공하는 거리 표시를 사용해서 근육 경계면을 획득해 레퍼런스로 삼았다. A모드 초음파는 B모드 초음파에서 구한 경계면을 기준으로 근육층을 획득했다.

운동을 통해 근육의 두께 차이가 나타났는지 확인한 결과, 두 초음파기기 모두 운동 후 근육 두께가 의미 있게 향상된 것을 표 8에서 통계적으로 확인할 수 있다. ($p < 0.05$)

그러나 A모드 초음파로 운동 전, 후 근육 경계면 측정 시 제한된 환경에서 측정된 것이 아닌 사람이 직접 측정했기 때문에 근육 경계면의 시작 부분과 마지막 부분에서 약 10.22%의 오차가 발생했다. 이는 프로브를 누르는 강도나 각도의 차이 그리고 사람마다 신체 조건이 다르므로 초음파 측정 시 신호가 달라져 이러한 차이가 나는 것으로 사료 된다. 따라서 제한된 환경 내에서 초음파를 측정하기 위해 계측 시 고정장치에 대한 개발을 후속 연구로 제안하고자 한다.

본 연구에서 MQ를 근육의 지방화 정도로써 정의했다. 근육층에서 지방과 근육을 구분 지을 수 있는 임계점을 설정할 때, B모드 영상에서는 피하지방층의 그레이스케일 값의 평균으로, A모드 신호에서는 피하지방층의 진폭 평균으로 임계점을 설정해 근육과 지방을 구분하였다. 그런 다음 식 4.1과 식 4.2로 MQ를 구했다. 운동을 통해 MQ 차이가 나타났는지 확인한 결과, A모드 및 B모드 초음파는 운동 후 MQ 값이 의미 있게 향상된 것을 표 9에서 통계적으로 확인할 수 있다. ($p < 0.05$)

본 연구에서 MQ 값을 측정하는 서로 다른 두 측정 방법이 완벽하게 동일한 결과를 보이는 것으로 기대하긴 어려우므로 두 기기에 의한 측정 결과가 어느 정도 차이를 보이는지 관심 두는 것이 적절하다.⁴²⁾ 그러므로 A모드 초음파와 B모드 초음파의 비열등성 확인을 위해 MQ 값에 대한 일치도 차이 평가 수단으로 블랜드-알트만 분석 방법을 사용했다. 계산 결과 두 측정 방법 간의 차이가 한계 범위 이내에 위치한다면 적절한 것으로 판단되므로 그림 73, 그림 74에서 확인할 수 있듯이 두 장비 간의 체계적인 편향이 없음을 알 수 있다.

그러나 두 기기에서 구한 MQ는 단위가 통일되어 있지 않아 차원이 다른 데이터이기 때문에 값 비교가 의미가 없어 MQ의 증가량(%)의 경향성을 급내 상관관계수(ICC)를 이용해 확인했다. 표 10을 보면 ICC 결과는 0.863으로 두 기기의 상관관계가 매우 높은 일치도를 보여준다. 그러므로 MQ를 측정하기 위한 목적으로 B모드 초음파의 대안으로 A모드 초음파를 사용하는 것이 인정할 만한 수준이라는 결론을 얻는다.

이때, 피험자 2는 그림 58에서 알 수 있듯이 B모드 MQ가 감소하고 표 10에서 확인했을 때 B모드 MQ가 증가량이 아닌 감소량을 나타낸다. 그림 43에서 운동 후 근육층이 늘어난 것을 확인할 수 있었지만, 근육량이 아닌 지방량이 1.74% 늘어났다. 이는 B모드 초음파 측정 시 제한된 환경에서 프로브를 고정화 후 측정한 것이 아닌 사람이 직접 측정했기 때문에 관찰 부위에 오차가 있으며 프로브를 투영하는 각도, 누르는 강도에 따른 차이로 사료된다. 하지만 B모드 MQ 값이 표 9에서 확인할 수 있듯이 운동 후 4.47% 증가했으므로 실험 자체가 잘못된 것은 아니라고 할 수 있다. 따라서 이러한 오차를 줄이기 위해 초음파 측정 시 고정장치에 대한 개발을 후속 연구로 제안하고자 한다.

VI. 결론

본 연구는 근육의 질 측정에 있어 여러 가지 검사 방법 중에서 안전하고 빠르게 측정 가능한 초음파를 사용해 근육의 질을 확인했으며 신호를 획득할 수 있는 A모드 초음파와 영상을 획득할 수 있는 B모드 초음파를 사용했다. 이는 두 기기가 유사하게 근육의 질을 측정한다면 고가의 B모드 초음파의 대안으로 경제적으로 부담이 적은 A모드 초음파가 유용하다는 점을 증명하기 위함이다. IRB를 통해 20명의 피험자를 모집했고 신호와 영상 데이터 수집 시 A모드 초음파가 B모드 초음파만큼의 평가를 제공하는지 확인하기 위해 운동이라는 변인을 추가했다. 두 초음파에서 얻은 신호와 영상을 비교 및 분석하여 이를 바탕으로 근육의 질에 관한 추정식 4.1과 4.2로 MQ를 구했다. 두 측정 방법이 유사한 MQ를 구했는지 확인하였고 그 결과를 다음과 같이 나타냈다.

첫 번째로 운동 후 근육 두께와 MQ의 변화를 확인한 결과, 근육 두께 및 MQ 값이 운동 후 의미 있게 향상된 것을 표 8과 표 9에서 통계적으로 확인하였다. ($p < 0.05$) 이는 운동을 통해 근육의 두께와 MQ 값이 향상한다는 점을 의미하며 여러 상부 승모근 강화 운동이 있지만 본 연구에서 수행한 덤벨 슈러그 운동이 근육 두께와 MQ 변화에 효과적이었다는 것을 의미한다.

두 번째로 A모드 및 B모드 초음파로 측정한 MQ의 비열등성 비교를 위해 블랜드-알트만 분석 방법을 사용했다. 분석 결과, 두 측정 방법 간의 체계적인 편향이 없는 것을 의미했다. (운동 전: $\bar{d}=0.662$, LOA= 0.478-0.846 /운동 후: $\bar{d}=0.723$, LOA= 0.567-0.880) 이는 그림 73, 그림 74에서 확인할 수 있다.

세 번째로 두 기기의 운동 후 MQ의 증가량(%)의 경향성을 확인한 결과, 두 측정 방법의 상관관계가 매우 높은 일치도를 나타낸다는 점을 표 10에서 확인하였다. (ICC=0.863) 따라서 MQ를 측정하기 위한 목적으로 B모드 초음파

의 대안으로 A모드 초음파를 사용하는 것이 인정할만한 수준이라는 결론을 얻었다.

그러므로 B모드 초음파가 더 일반적으로 사용되는 장비이고 근조직의 구별이 쉬운 인터페이스를 제공하지만 A모드 초음파가 근육의 질을 측정하는데 더 저렴하고 경제적이며 휴대성이 좋은 대안으로 제공될 수 있다고 말할 수 있다.

향후 과제로는 다양한 인체 부위를 측정해 제안한 근육의 질에 대한 평가 방법 및 추정식의 보완이 필요하다. 본 연구는 상부 승모근의 중간지점만 측정해 근육의 질을 확인했으므로 다른 근조직 부위의 실제 생체 신호를 이용해 근육의 질 확인 및 보완을 위한 실험이 추가로 필요하다.

A모드 초음파 측정 시 제한된 환경에서 초음파 측정을 진행한 것이 아니었기 때문에 프로브를 누르는 강도, 각도에 따라서 초음파 신호가 갖는 근본적인 한계인 신호의 감쇠, 흡수 등에 의한 신호의 왜곡은 불가피하다. B모드 초음파 측정 시에도 프로브의 투영하는 각도에 따라서 오차 발생이 일어나게 된다. 그러므로 추가 실험 시 제한된 환경을 구축한 후 측정해 오차를 줄여야 한다. 근육의 질을 정확하게 측정하기 위해서는 운동 프로토콜을 수정하고, A모드 초음파 측정 후 데이터 수집 부분에서 관련도가 높은 신호를 수집해야 한다. 또한, 다양한 데이터를 분석하기 위해 피험자를 추가 모집해 충분히 실험할 필요가 있다. 본 연구의 실험 데이터는 모두 정상인에 대한 데이터이므로 근육질환자와 같은 환자군에 대한 실험이 추가로 이루어져 보완되어야 한다. 정상인과 환자군의 실험 데이터를 충분히 분석한다면 근육의 질을 객관적으로 평가할 수 있을 것으로 사료된다. 본 연구가 제시하는 방법이 정확한 근육의 양을 측정할 순 없지만, 근육 변화에 대한 치료의 방향성을 제시할 수 있을 것이라 사료된다. 이러한 추가 연구를 통해서, 향후 A모드 초음파 장비가 국내 의료기기 분야에 도움이 되기를 기대한다.

참고문헌

1. Kim, Hong-Kyu, et al. "Longitudinal changes of body composition phenotypes and their association with incident type 2 diabetes mellitus during a 5-year follow-up in Koreans." *Diabetes & metabolism journal* 43.5 (2019): 627-639.
2. '질 좋은 근육' 많을수록 고혈압, 당뇨병 위험 낮아 건강, 메디칼이코노미, 2021-09-02(목) 18:01 수정, 2021-09-03(금) 12:11 접속, 출처: <http://www.medical-economy.com/news/articleView.html?idxno=1878>
3. Seo, Mi Hae, et al. "2018 Korean society for the study of obesity guideline for the management of obesity in Korea." *Journal of obesity & metabolic syndrome* 28.1 (2019): 40.
4. Prevalence of Obesity and Incidence of Obesity-Related Comorbidities in Koreans Based on National Health Insurance Service Health Checkup Data 2006-2015 (*J Obes Metab Syndr* 2018;27:46-5)
5. Vieira, A., Siqueira, A. F., Ferreira-Junior, J. B., Pereira, P., Wagner, D., & Bottaro, M. (2016). Ultrasound imaging in women's arm flexor muscles: intra-rater reliability of muscle thickness and echo intensity. *Brazilian journal of physical therapy*, 20, 535-542.
6. McGregor, R. A., Cameron-Smith, D., & Poppitt, S. D. (2014). It is not just muscle mass: a review of muscle quality, composition and metabolism during ageing as determinants of muscle function and mobility in later life. *Longevity & healthspan*, 3(1), 1-8.
7. 김병성. (2016). 근골격계 초음파 바로알기. 경희대학교 의과대학교 가정의학교실, *Korean J Fam Pract.* Vol. 6, No. 5 Suppl
8. Stringer, H. J., & Wilson, D. (2018). The role of ultrasound as a diagnostic tool for sarcopenia. *The Journal of frailty & aging*, 7(4), 258-261.

9. 이윤홍, 이인자, & 양형진. (2012). DEXA 를 이용한 골밀도 측정시 검사자의 ROI 변화에 따른 골밀도 측정값의 오차에 관한 연구. 방사선기술과학, 35(1), 1-7.
10. 배장한, 김영민, 김근호, & 김재욱. (2013). 생체 전기 임피던스 분석의 한 의학적 적용을 위한 연구동향. 동의생리병리학회지, 27(6), 717-729.
11. Peetrons, P. (2002). Ultrasound of muscles. European radiology, 12(1), 35-43.
12. Wagner, Dale R., et al. "Comparison of A-mode and B-mode ultrasound for measurement of subcutaneous fat." Ultrasound in medicine & biology 46.4 (2020): 944-951.
13. 김민주, 이진수, 고성진, 강세식, 김정훈, 김동현, & 김창수. (2013). ATS-539 다목적 팬텀과 SNR 을 이용한 초음파 영상평가. 한국콘텐츠학회논문지, 13(8), 284-291.
14. Foster B, Rampure J, Kiss Z, Anderson J. Ch. 9 Principles of diagnosis: Investigations including imaging. In: Brukner P, Khan K. Clinical sports medicine. 3rd Ed., Sydney: McGraw-Hill, 2009:120-127.
15. 최민주(2000). 초음파를 이용한 진단법의 기본 원리 및 의학적 유용성. 소음진동, 10(5), 729-742
16. Lee, Y. J., & Lee, H. H. (2017). 진단 의료영상 분야에서의 초음파 적용 및 최신동향. The Magazine of the IEIE, 44(3), 40-50.
17. Chan VWS. 문동연 박휴정 김영훈 역 Ultrasound imaging for regional anesthesia.:서울 메디안북, 2010:11-36.
18. 김지영, & 안국진. (2007). 초음파의 기본 물리와 허상. J. of Clinical Otolaryngology, 18, 135-143.
19. Bianchi, S., & Martinoli, C. (2007). Ultrasound of the musculoskeletal system. Springer Science & Business Media.
20. Chivers, R. C., & Parry, R. J. (1978). Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues. The Journal of the Acoustical Society of America, 63(3), 940-953.
21. 신상진 and 정병진. (2013). 초음파 영상의 원리 및 이해. 대한정형외과학회지, 48(5), 325-333.

22. 길명선, 김범수, 문양세, & 김진호. (2011). 왜곡 제거 시계열 서브시퀀스 매칭에서 빠른 인덱스 구성법. 정보과학회논문지: 데이터베이스, 38(6), 367-380.
23. 'detrend signal c source code', ryanclaire.blog, 2020-04-22 (수) 작성, 2021-09-08 (수) 13:56 접속, 출처:<https://ryanclaire.blogspot.com/2020/04/detrend-signal-c-source-code.html>
24. 팜 쑤언 풍. "버터워스 함수를 이용한 고차 대역통과 필터설계." 국내석사학위논문 부산외국어대학교 일반대학원, 2019. 부산
25. Savitzky, A., & Golay, M. J. (1964). Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Analytical chemistry*, 36(8), 1627-1639.
26. 김혜정. "Savitzky-Golay 필터를 이용한 플라즈마 공정 실시간 모니터링 및 아크 검출." 국내석사학위논문 명지대학교 대학원, 2013. 서울
27. 조현태, 배효철, 김민욱, & 윤경로. (2014). 무인 항공기 촬영 동영상을 위한 실시간 안정화 기법. 반도체디스플레이기술학회지, 13(1), 27-33.
28. 서원호. "보간 동적 시간 왜곡을 활용한 제스처 동작인식 알고리즘 기반의 휴대용 HCI 디바이스 설계." 국내석사학위논문 단국대학교 대학원, 2019. 경기도
29. 유선화. "이산 푸리에 변환과 고속 푸리에 변환 알고리즘." 국내석사학위논문 水原大學校, 2001. 경기도
30. 강민규, 이현소, 황성호, & 김경석. (2009). Short Time Fourier Transform 알고리즘을 적용한 효율적인 스펙트럼 센싱 기법. 한국방송미디어공학회 학술발표대회 논문집, 375-378.
31. 이현소, 강민규, 문기탁, & 김경석. (2010). STFT 기법을 적용한 스펙트럼 센싱 모듈 구현. 한국콘텐츠학회논문지, 10(1), 78-86.
32. Tomazic, S., & Znidar, S. (1996, May). A fast recursive STFT algorithm. In *Proceedings of 8th Mediterranean Electrotechnical Conference on Industrial Applications in Power Systems, Computer Science and Telecommunications (MELECON 96)* (Vol. 2, pp. 1025-1028). IEEE.
33. Lu, W. K., & Zhang, Q. (2009). Deconvolutive short-time Fourier transform spectrogram. *IEEE Signal Processing Letters*, 16(7), 576-579.

34. 정파중. (2008). 초음파기기의 이해 및 이용. 대한내분비외과학회지: 제, 8(1).
35. Carovac, A., Smajlovic, F., & Junuzovic, D. (2011). Application of ultrasound in medicine. *Acta Informatica Medica*, 19(3), 168.
36. Jeong, M. K., & Kwon, S. J. (1998). 초음파 의료영상에서 매질의 평균음속도 측정방법에 대한 연구. *의공학회지*, 19(3).
37. Ismail, C., Zabal, J., Hernandez, H. J., Woletz, P., Manning, H., Teixeira, C., & Harris-Love, M. O. (2015). Diagnostic ultrasound estimates of muscle mass and muscle quality discriminate between women with and without sarcopenia. *Frontiers in physiology*, 6, 302.
38. Adigozali, H., Shadmehr, A., Ebrahimi, E., Rezasoltani, A., & Naderi, F. (2019). B mode, Doppler and ultrasound elastography imaging on active trigger point in women with myofascial pain syndrome treated by dry needling. *Muscles, Ligaments & Tendons Journal (MLTJ)*, 9(3).
39. Wagner, D. R., Teramoto, M., Judd, T., Gordon, J., McPherson, C., & Robison, A. (2020). Comparison of A-mode and B-mode ultrasound for measurement of subcutaneous fat. *Ultrasound in medicine & biology*, 46(4), 944-951.
40. Kim, C. H., Chung, C. K., Hong, H. S., Kim, E. H., Kim, M. J., & Park, B. J. (2012). Validation of a simple computerized tool for measuring spinal and pelvic parameters. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 16(2), 154-162.
41. Bartlett, J. W., & Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 31(4), 466-475.
42. 박선일, & 오태호. (2011). 검사법의 일치도 평가를 위한 분석기법. *한국임상수의학회지*, 28(1), 108-112.

Abstract

Assessment for usefulness of A-mode sonography for muscle change after training

Mi Won Song

Department of medical device engineering and management
The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor **Sung Uk Kuh, Won Seuk Jang**)

The more fat in the muscles, the more significantly the quality of the muscles decreases. This study confirmed the quality of muscles using sonography, which can be safely and quickly measured, among various equipment methods for measuring muscle quality. A-mode sonography (MKC, XTR-2020, 5MHz single probe) that can acquire a signal and B-mode sonography (Siemens, ACUSON X300 PE, 5.3 MHz linear probe) that can acquire an image were used.

This is to prove that if the two sonography devices measure muscle quality similarly, A-mode sonography, which is economically less burdensome, is useful as an alternative to expensive B-mode sonography. A variable called training was added to determine whether A-mode sonography provides as much evaluation as B-mode sonography. Therefore, considerations and methods for determining muscle quality are proposed by comparing and analyzing

signals of before and after training obtained by A-mode sonography and images of before and after training obtained by B-mode sonography.

As a result of checking muscle changes using both measurement methods, it was confirmed that there was a very high correlation and there was no systematic bias between the two measurement methods. Based on these results, it was concluded that it was acceptable to use A-mode sonography as an alternative to B-mode sonography.

Through this study, it is expected that A-mode sonography will be used as a medical device that can suggest the direction of treatment for muscle changes in the future and will be helpful in the field of domestic medical devices.

Key Words: A-mode sonography, B-mode sonography, muscle quality, muscle change, training