

고출력 레이저 치료를 통한 근강직 완화의 실시간 모니터링 연구

홍정선 · 윤종인

대구가톨릭대학교 의료과학대학 의공학과

Development of Real-time Monitoring System for Muscle Tension by High Intensity Laser Therapy

Jungsun Hong and Jong-In Youn

Department of Biomedical Engineering, College of Medical Science, Catholic University of Daegu

(Received June 20, 2012. Accepted September 12, 2012)

Abstract: Currently, high-intensity laser therapy (HILT) is increasingly used in various muscle disorders like muscle tension. Our proposed study includes the development of the real-time monitoring system using a myotonometer for HILT. The developed system consists of a piezoelectric sensor and laser distance sensor for muscle stiffness monitoring during the treatments. The results demonstrated that the level of muscle tension was rapidly decreased after 3 minutes of the high-intensity laser treatment when compared to the control group. The combined HILT and real-time muscle tension monitoring system may help to evaluate the therapeutic procedure and efficient treatments for various muscle pains.

Key words: HILT, myotonometer, muscle tension, muscle pain, real-time monitoring

1. 서 론

근육 긴장(Muscle tension)은 불수의근의 지속적이고 수동적인 수축 상태 또는 근육의 기계적 탄성 특성이 반영된 수동적 신장(passive stretch)에 대한 저항으로 정의된다. 일반적으로 과도한 긴장이 근육 긴장을 증가시키며 통증을 유발하게 되는데 통증은 몸 속 에너지 수요의 증가와 에너지 공급 감소 사이의 불균형 관계에서 나타나는 현상이다 [1,2]. 과도한 긴장으로 인한 근강직 및 근통증과 관련된 질병으로는 일반적 이상증과 유전적 이상증이 있다. 일반적인 이상증으로는 근육을 조절하는 뇌신경 장애로 인한 뇌성마비, 근경직현상의 파킨슨병, 신체 각 부위의 국소적 근육 긴장현상의 근긴장이상증 등이 있으며, 유전적 이상증으로는

근소포체로 칼슘이 흡수되는 것을 악화시켜 칼슘이 근소포체로부터 과도하게 방출되게 함으로써 에너지 불균형을 일으켜 근육에 강직 및 통증을 유발시키는 근부종과 rippling muscle syndrome이 있다[3-9].

근육 긴장도를 평가 및 측정할 수 있는 기존의 방법에는 MAS(Modified Ashworth Scale), TAS(Tone Assessment Scale), EMG, 공진주파수(resonance frequency)변화 등이 있다. MAS와 TAS는 특수척도를 이용한 근긴장도 평가 방법으로 특히 뇌졸중환자와 편마비환자를 대상으로 환자의 운동수행능력에 따른 근육의 긴장도 변화를 평가하는 연구에 많이 사용되고 있으나 단일관절만 평가할 수 있고 강직을 평가하기에 신뢰할 만한 도구로는 부족하다는 의견도 있다[10,11]. EMG는 근육의 활동상태(muscle activity)와 근육 피로(muscle fatigue)와 같은 다양한 정보를 측정할 수 있는 장비로 근육의 강직에 따른 피로도에 따라 중앙주파수 감소 및 EMG신호의 국소 푸리에 변환과 웨이블릿 해석 등을 통해 주파수 천이 현상이 나타난다. 근피로도가 높을수록 EMG신호는 고주파에서 저주파로 천이 현상이 나타나는데, 이는 근육활동전위의 전도속도가 감소하기 때문에 나타난다.

Corresponding Author : 윤종인
Department of Biomedical Engineering, College of Medical Science, Catholic University of Daegu
Tel: +82-53-850-3445 / Fax: +82-53-850-3292
E-mail: jyoun@cu.ac.kr

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No.2011-0004662).

공진주파수 변화를 이용한 측정법은 측정부위에 진동체를 적용하여 생체의 물리적 임피던스의 변화를 통해 근육의 강직도를 측정하는 방법이다. EMG와 공진주파수 변화를 이용한 방법은 측정이 피부표면에서 이루어지기 때문에 피부 표면에 부적절한 부착으로 인해 나타나는 잡음 및 반사작용으로 되돌아오는 주변 신호의 영향에 대한 문제가 발생할 수 있다[12-15].

Myotonometer는 근긴장도검사기로 근육의 안정상태나 수축상태에 나타나는 긴장도와 경도(stiffness)를 측정하는 장비로 기존의 측정법들의 문제들을 보완하는 방법이다. 측정기 끝으로 조직을 누를 때 내측 실린더가 조직이 압박되는 만큼 외측 실린더 내부로 들어가면서 조직의 저항에 따라 두 실린더 간의 거리가 변하고, 이렇게 측정된 조직 저항의 전기적 신호는 전산화를 통해 강직도를 나타내는 수치로 표현될 수 있다. Myotonometer를 이용한 연구들로는 해외에서 정상인의 근긴장도나 근력의 비교, 두통 환자나 상위신경원 손상환자 등 다양한 대상자들로 실시한 사례들이 보고된 바 있으나 국내에서는 많이 이루어지지 않은 상태이다[16-18].

한편 근육 긴장을 치료하는 방법으로는 약물치료, 보톡스 주사치료, 전기치료, 수술치료 등이 있다. 보편적으로 시행되는 약물치료법의 효과를 보지 못했거나 약물의 부작용이 심해 더 이상 약물을 투여하지 못하는 환자들에게는 수술법이 주로 시행되며, 이 방법은 정상적인 근육의 기능까지 저하시킬 수 있는 위험성 때문에 최근에는 널리 사용되지 않는다[8,19,20].

최근 레이저가 의료분야에 널리 적용되면서 비침습적으로 근육 강직과 통증을 완화시킬 수 있는 저출력레이저 치료법(Low Level Laser Therapy, LLLT)이 주목을 받고 있으며, 또한 근육의 강직 및 피로로 인한 통증을 가진 피실험자를 대상으로 다양한 파장대의 저출력레이저를 이용한 LLLT를 적용하여 강직된 근육이 효과적으로 완화되는 임상연구 결과가 보고된 바 있다[21,22]. 그러나 LLLT에 사용되는 레이저 광원은 Nascimento RX 등의 연구에서와 같이 0.1~2.0 W/cm²의 낮은 준위의 power density를 가져 조직의 광학적 특성에 따라 달라지는 조직 투과 깊이 및 생리학적 여러 현상들을 검증하는데 어려움이 있을 뿐만 아니라 깊은 조직까지 도달하기 어려운 약한 에너지로 인해 적용할 수 있는 부위에 있어서 제한이 있다. 하지만 HILT(High Intensity Laser Therapy)에서는 10~80 W/cm²의 광원을 사용하여 LLLT에 비해 높은 power density를 가지고 그 값은 최고 1,000배까지의 차이를 보인다고 한다. 높은 파워의 레이저를 피부에 바로 적용하면 화상과 같은 손상을 입을 수 있지만, HILT는 레이저 빔의 직경을 넓게 조정하여 세포손상을 방지하면서 LLLT에 비해 높은 에너지 제공이 가능한 지점에서 작용하게 된다. HILT의 높은 power density는 조직

깊숙한 곳까지 에너지를 침투시켜 염증반응을 완화시키고 손상된 조직의 치유시간을 단축시키면서 인체 각 부분의 통증을 완화시킨다. 또한 치료에 필요한 충분한 열감을 깊은 조직까지 전달하여 열에 의한 조직의 이완작용을 가져오면서 일정온도 이상에는 도달하지 않아 피부에 화상 등의 외상을 일으키지 않는다[23,24].

레이저의 침투 깊이는 광선의 파장에 의해서 가장 많은 영향을 받는다. 200~400 nm의 자외선 영역 단파장은 조직에서 대부분 산란되어 0.1 mm 이하로 얇게 침투하지만 600~1300 nm의 적색과 근적외선 파장영역은 피부 조직 내에서 산란과 자연 발생단에 의한 흡수가 약하게 일어나기 때문에 2 mm 이상까지도 침투가 가능하여 피부 조직의 병변을 치료하는데 좋은 파장영역이며 피부의 optical window영역이라고도 한다[25,26]. 특히 800 nm 영역대는 근육조직까지의 투과성이 높고 레이저 fluence가 높은 특성을 가져 기존에 상용화된 HILT(LCT-1000)에서도 808 nm 레이저 파장을 사용하고 있다[23].

따라서 본 연구에서는 HILT에 따른 근육 강직 및 통증 완화 효과를 관찰하기 위해 myotonometer와 HILT를 융합하여 실시간 모니터링이 가능한 시스템을 개발하였다. 연구 대상으로는 자발적인 운동으로 재현된 근육 강직상태의 건강한 피실험자로 808 nm 레이저 다이오드를 이용하여 HILT를 적용하며 강직의 이완 정도를 실시간으로 측정하여 정량화함으로써 치료 효과를 규명하고자 한다.

II. 재료 및 방법

본 연구는 근골격계 질환이 없는 20대 정상적인 피실험자 10명을 대상으로 수행하였다. 모든 피실험자들은 전완근 운동을 통해 근강직 및 통증을 유도하게 되며, 전완근 운동으로 정상상태의 근육에 비해 근절(sarcomere)이 짧아져 근육의 강직도가 높아지고, 근육 팽창(swelling) 및 통증(pain)이 발생되어 근골격계 질환을 가진 환자의 비정상적인 근육상태가 재현된다[27,28]. 강직된 근육의 상태는 개인에 따라, 오른팔과 왼팔, 그리고 측정위치에 따라 큰 차이를 나타내기 때문에 정확한 HILT 효과를 관찰하기 위해서 동일한 위치에서 근강직을 측정하였다. 따라서 본 연구에서는 10명의 피실험자를 대상으로 하여 control과 active 실험을 진행하였으며 각 피실험자에 대해 두 실험이 모두 적용되었다.

먼저 control그룹으로 피실험자의 전완근의 muscle trigger point를 측정부위로 선정하여 운동 전인 before 데이터를 얻는다. 출력 신호는 호환성을 고려하여 로드셀과 레이저 변위센서 모두 100 sample/sec으로 동일하게 한다. Before데이터 측정 후 2 kg의 아령으로 손목의 스냅만을 이용하여 전완근의 수축과 이완을 유도한다. Control그룹은

근육 긴장 및 통증을 회복시킬 때 생체의 자가회복 능력을 이용하기 때문에 운동 후 편안한 상태를 유지하면서 3분 간격으로 나누어 근육 긴장 정도를 측정한다. Active그룹은 강직된 근육이 자가회복만으로 단시간에 본래의 before까지 회복되기 어려우므로 control 그룹 보다 적은 횟수의 전완 근운동을 추가하여 myotonometer로 근강직 레벨을 측정하여 control그룹 측정 시와 동일한 상태로 유지하도록 하였다. 조절 후 레이저 다이오드를 실시간으로 조사하면서 control그룹과 동일하게 근육 긴장상태를 3분 간격으로 나누어 측정한다.

본 연구에서 개발한 모니터링 시스템은 HILT에 의한 강직된 근육의 치료와 강직의 정도를 측정하는 myotonometer의 원리가 융합되어 간편하게 실시간으로 근육의 치료와 진단이 가능한 시스템이다. 모니터링 시스템의 전체적인 구성과 Laser-myotonometer 시스템은 그림 1과 그림 2에 도식화하여 나타내었다. 그림 1에서 moving motor와 moving controller는 근육 강직 측정 시 환부위를 수직방향으로 움직이는 myotonometer의 이동 속도를 선형적으로 유지 및 제어하기 위해 사용되었다. 또한 DAQ board와 Interface ADC로 각 센서로부터 나오는 출력 신호를 PC와 연결하여 소프트웨어를 통해 전체적인 신호를 조작하였다. 본 연구에서 사용한 레이저 다이오드는 808 nm 파장의 0.07 cm²의 spot size와 4.28 W/cm²의 높은 power density를 가지며 레이저 다이오드 프로브를 통해 조사된다. 그림 2에서 myotonometer가 피실험자의 환부를 수직으로 눌렀을 때 로드

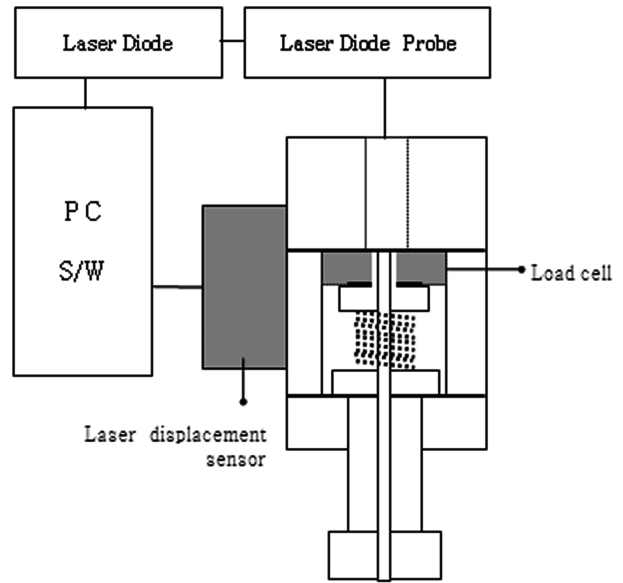


그림 2. 레이저-myotonometer 시스템 설계도
Fig. 2. Laser-myotonometer system schematic design

셀(FUTEK LTH3000)이 그 압력을 측정하게 되고 동시에 본체 측면에 부착된 레이저 변위센서(OMRON ZX-LD40)가 거리를 측정하게 되면서 누르는 힘에 따른 거리 변화의 상대적인 비율을 통해 근육 긴장도를 측정하게 된다. 근긴장도 측정 시 본체의 압력센서가 피부표면에 가까워지면 주위에 concave depression이 발생하게 되며, 이때 생기는 오차를 줄이기 위해 압력센서와 변위센서의 간격을 5 cm로 두

130

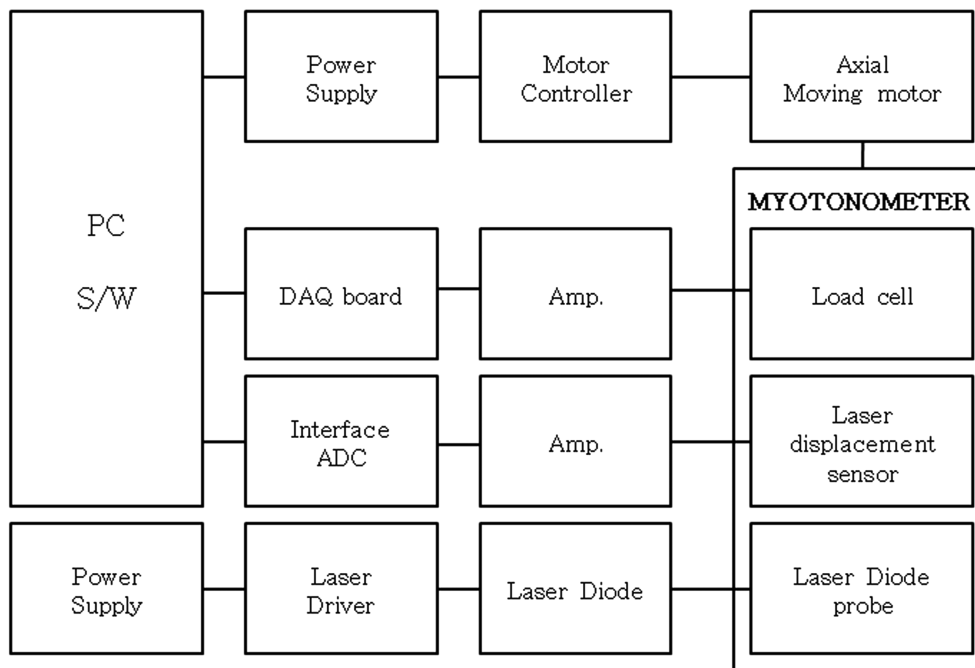


그림 1. 개발된 모니터링 시스템의 구성
Fig. 1. Composition of developed monitoring system

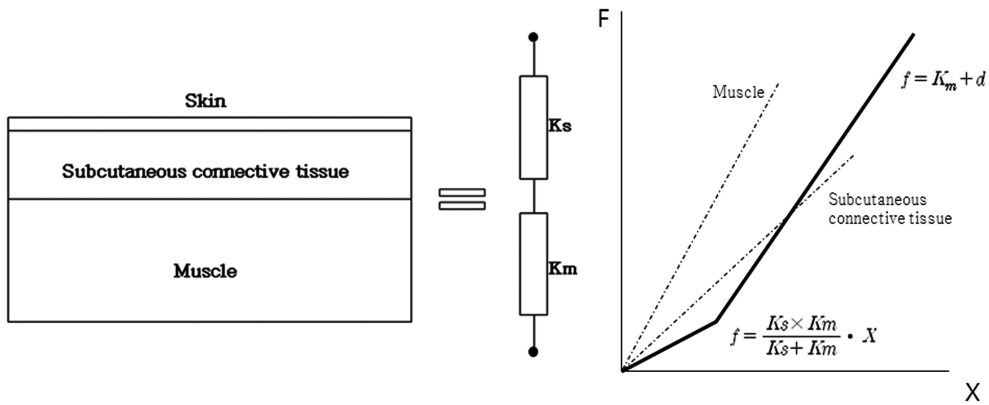


그림 3. (a) 인체 탄성 조직의 도식과 두 조직층의 스프링 모델, (b) 피하조직과 근육조직의 강직도 그래프
 Fig. 3. (a) Schema of elastic tissues in the human body and two-layer spring model, (b) hardness of subcutaneous and muscle tissue

었다[29]. Myotonometer로 피부 표면을 눌러서 발생한 압력은 조직의 subcutaneous connective tissue와 muscle tissue 두 부분으로 구분되어 적용되게 되는데 이것은 M. Horikawa 등의 연구에서 two-layered spring model을 통해 증명된 바 있다(그림 3)[29]. 그림 3(a)의 two-layered spring model에서 K_s 는 진피와 피하조직을 포함하는 표피의 정도, K_m 은 근육과 근막의 정도를 나타내고, 그림 3(b)의 그래프에서 후반부인 $f = K_m \cdot x + d$ 의 식을 통해 후반부 데이터의 기울기가 근육의 정도(K_m)를 나타낸다[29]. 이러한 근육의 긴장도 측정은 본 시스템의 중앙부를 관통하는 고출력 레이저를 이용한 치료와 동시에 수행할 수 있다.

근육 강직의 정도를 분석하는 방법은 힘-변위 그래프의 기울기와 muscle hardness value(E)를 이용한다. Muscle hardness value(E)는 Mitsuyoshi 등의 연구에서 제시한 $E = Id(1 - \mu^2)(y \cdot x^{-1})$ 의 식으로 나타낼 수 있다. 여기서 E 는 muscle hardness, I 는 influence coefficient(0.85), d 는 myotonometer rod의 직경(15 mm), μ 는 푸아송 비(0.5), x 는 변위(mm), y 는 힘(kg)이다. 식에서 $y \cdot x^{-1}$ 이 근육 조직만의 hardness value인 K_m 을 의미한다[30]. 근육의 긴장에 따른 변화 지표와 강직도의 변화 데이터의 통계적 분석은 T-test를 이용하였으며 모든 실험은 유의 수준 $p < 0.02$ 의 기준에서 실험결과의 유의성(significance)을 판단하였다.

III. 결 과

근육 긴장 측정 시 힘의 변화를 측정하는 센서인 로드셀의 voltage 값을 force(kg)로 변환시키기 위해 calibration을 수행하였다. Calibration 실험은 10번의 반복과정을 거쳐 force(kg)와 voltage(V) 사이의 선형적인 관계를 바탕으로 linear equation을 얻을 수 있었다.

그림 4와 5는 근육강직 완화에 대한 HILT의 효과를 확

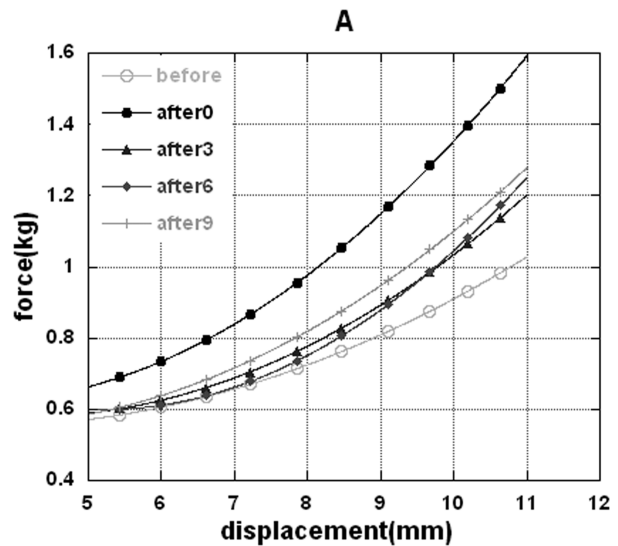


그림 4. Control 그룹의 근긴장도 변화
 Fig. 4. Muscle tension change of control group

인하기 위해 control그룹과 active그룹 각각의 대표적인 데이터를 나타낸 그래프이다. 그림 4는 control그룹의 근긴장도 변화를 나타낸 것이다. 운동 전인 before에서 운동 직후로 현저하게 기울기가 커져서 근육 강직이 제대로 재현된 것을 볼 수 있다. Laser를 조사하지 않은 상태로 3분 간격으로 9분 동안 측정하였을 때 시간에 따라 기울기가 조금씩 줄어들어 강직상태가 천천히 풀리고 있는 것을 볼 수 있으나 9분까지도 before의 수준까지 완벽하게 회복이 이루어지지 않았음을 알 수 있다. 그림 5는 active그룹의 근긴장도 변화를 나타낸 것이다. Control그룹과 다르게 운동 후부터 지속적으로 laser를 조사한 상태로 운동 후 3분부터 기울기가 급격하게 떨어져 지속적으로 감소하면서 9분 후에는 before와 거의 비슷한 수준을 나타내며 효과적인 근육 이완에 따른 강직 완화 효과를 보여주고 있다.

IV. 고찰 및 결론

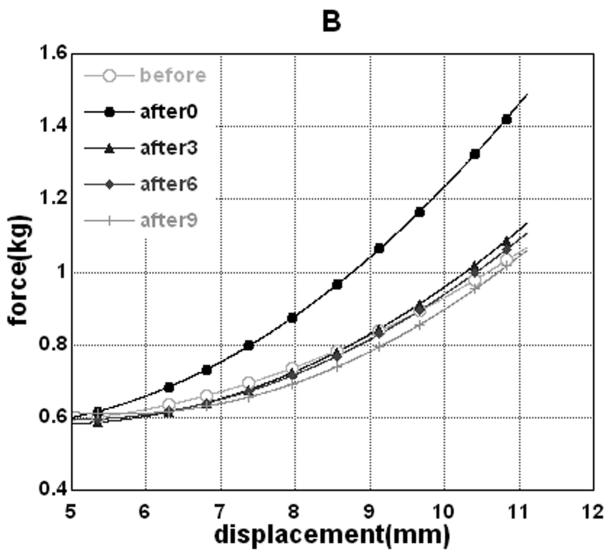


그림 5. Active 그룹의 근긴장도 변화
Fig. 5. Muscle tension change of active(LD) group

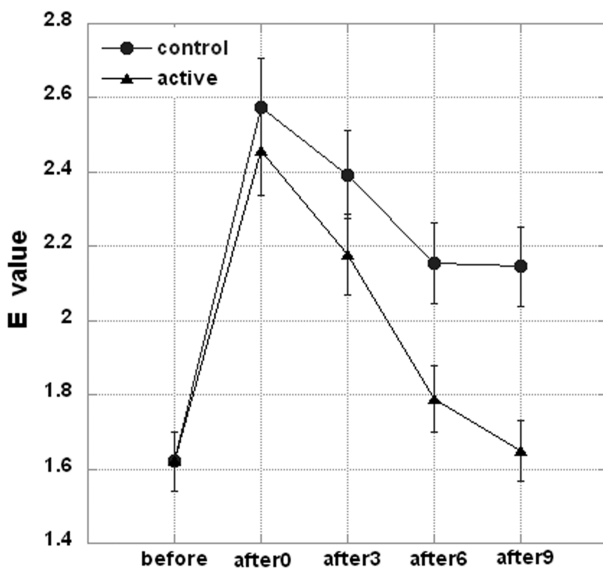


그림 6. 두 그룹의 근 경도(E) 변화
Fig. 6. Muscle hardness(E) changes of the two groups

근육 긴장도의 변화는 E를 통해 정량적 수치로 표현할 수 있다. 그림 6은 Mitsuyoshi 등의 실험에 따라 근육 강직 정도를 E 값으로 나타낸 것으로 전체 피실험자의 실험값의 평균을 이용해 값을 구하고 각각의 Standard Error 값을 표현한 것이다. 앞선 결과 값과 마찬가지로 레이저 on/off시점인 운동 직후를 기점으로 control그룹에 비해 레이저를 조사한 active그룹의 E value가 현저하게 떨어지는 것을 볼 수 있다. 운동 후 9분에서 control그룹은 더 이상 근강직도가 떨어지지 않았으나 active그룹은 지속적으로 근강직도가 떨어지면서 before 수준까지 근육이 회복되는 것을 볼 수 있다.

근육의 과도한 긴장으로 인한 강직의 원인은 명확하게 밝혀지지 않았지만, Rose 등의 연구에서 강직 환자의 근육 조직을 생검하여 조직화학적으로 분석한 결과 환자의 근육 섬유가 정상인에 비해 더 짧은 근절(sarcomere)길이와 더 높은 탄성율을 가지는 차이를 보여주는 세포단위의 연구 결과도 보고된 바 있다[28]. 이러한 생물학적 차이에 근거해 나타나는 근육의 강직현상 및 근통증을 치료하는 방법으로 최근 조직 깊은 곳까지 충분한 열감을 전달하여 비침습적이면서 높은 치료효율을 나타내는 고출력레이저 치료(HILT)가 높은 관심을 받고 있으며, 그 효과를 진단하는 방법들 중 근육의 경도와 긴장도의 선형적 비례관계를 정량적으로 측정할 수 있는 myotonometer가 있다. Myotonometer의 이용은 F. Sakai 등의 연구에서는 경직성 두통을 가진 환자를 대상으로 myotonometer를 사용하여 환자가 취하는 자세에 따른 승모근(trapezius muscle) 및 후방 목근육의 강직도의 차이를 측정함으로써 myotonometer가 근육의 강직도를 정량적으로 제시할 수 있음을 밝힌 바 있다. 또한 B. D. Steinberg와 G. KATO 등의 연구에서 정상인을 대상으로 근육의 강직도를 정량적으로 측정하기 위해 특정한 물리적 압박 또는 운동에 따른 상완근의 강직도를 myotonometer로 측정하였다[16,31]. 기존에 사용되고 있는 myotonometer는 두 개의 실린더가 유동적으로 교합된 상태에서 생체 표면에 가해지는 압력에 따라 두 실린더 간의 움직임 거리 차이를 이용하여 조직의 강직도 측정에 이용하였으나 본 연구에서는 레이저 변위센서를 이용하여 높은 민감도로 생체 표면과 직접적인 거리 변화를 측정하였다. 또한 기존의 myotonometer는 근강직 치료와 같은 다른 기술과 동시 사용에 어려움이 있어 시술 후의 효과진단을 위해 독립적으로 사용하였으나 본 연구에서는 치료 시스템과 융합하여 치료에 따른 효과를 실시간으로 측정할 수 있도록 하였다[16,31,32].

이에 본 연구에서는 근육 강직성 환자를 대상으로 고출력 레이저치료를 따른 효과를 실시간 및 정량적으로 관찰하기 위해 HILT와 myotonometer의 융합시스템을 개발하여 자발적으로 근육 강직을 재현한 정상인 피실험자를 통해 레이저치료와 진단을 동시에 수행함으로써 실시간으로 근육의 긴장상태를 측정하였다. 또한 myotonometer의 데이터를 통한 근육 긴장도(Km)와 muscle hardness value(E)의 분석을 통해 레이저치료를 따른 효과를 정량적으로 도출하고자 하였다.

근긴장 및 강직과 같은 생체활동을 측정하는데 보편적으로 사용하는 EMG는 치료와 진단이 동시에 이루어지는 본 시스템에서 치료용 레이저와의 cross-talk으로 과도한 잡음의 발생이 주요 문제가 되었다. 그러나 myotonometer는 압

력에 따라 늘려지는 거리 변화를 이용하여 생체 조직의 근긴장도를 측정하므로 전기적인 cross-talk의 염려도 없을 뿐만 아니라 높은 감도(sensitivity)를 가져 본 연구의 HILT system과의 기술 접목에 높은 안정성과 적합성을 가진다.

근긴장도 변화 결과 그래프에서 레이저를 사용하지 않는 control 그룹은 운동 직후 3분에는 근육 강직도가 크게 감소하였다가 그 후부터는 거의 감소하지 않으면서 9분 후까지도 before 상태까지 회복하지 못한 것을 볼 수 있다. 이는 레이저에 의한 치료효과 없이 오직 근육세포의 자가회복 작용만으로 나타난 결과이다. 그러나 레이저를 사용한 active 그룹은 운동 직후 3분만에 before 상태와 비슷한 수준으로 강직도가 완화된 것을 볼 수 있으며 9분에 까지 이르렀을 때 완벽하게 근육이 정상상태로 회복된 것을 볼 수 있다. 이는 근육의 자가회복과 함께 레이저의 열치료 효과가 복합되면서 나타난 결과로, 본 연구에서 사용한 고출력레이저 파라미터가 강직된 근육을 단시간에 정상상태의 근육으로 회복시킬 수 있음을 입증함으로써 고출력레이저 치료에 적합한 지표로 사료된다.

근육 강직의 변화를 muscle hardness value(E)로 표현한 그래프는 고출력레이저 치료에 따른 근육 강직 완화 효과를 더욱 뚜렷하고 명확하게 표현할 수 있는 이점이 있다. 본 실험은 동일한 피실험자의 동일한 부위를 대상으로 각 그룹별 근육 긴장 측정이 이루어지기 때문에 각 그룹의 운동 직후의 근긴장도는 동일한 레벨로 적용되어야 한다. 하지만 두 그룹에서 운동 직후의 근긴장도는 동일한 운동을 통해 재현하더라도 실험환경적인 요인과 비선형적인 생체조직의 특성으로 인해 완벽하게 동일한 레벨로 맞추기에 어려움이 있다. 이에 따라 앞선 muscle tension change의 결과 그래프에서는 큰 차이를 볼 수 없었던 강직도의 차이를 E 값의 정량적 수치로 표현하게 되면서 각 그룹의 운동 직후의 근긴장도 레벨에 차이가 드러났다. 그러나 실험 시 각 그룹의 운동 직후 근육 강직 레벨을 선행 실험그룹에 맞추어 조율하였기 때문에 그 차이가 서로의 표준오차(standard error) 범위 내에 속하여 결과에 큰 오류는 발생시키지 않았지만 실험의 정확성을 위해서 최소한의 오차를 통해 실험 결과의 신뢰성과 타당성을 높일 필요성이 있다.

본 연구에서 수행한 레이저 치료는 지름 3 mm의 0.07 cm²면적의 국소적인 부위의 치료로 광원의 광자(photon)에 의해 생체조직 속 미세크기의 미토콘드리아를 자극하여 그 활동성을 증가시켜 ATP, RNA, 단백질 합성의 증가를 유발함으로써 세포의 신진대사가 활발해지는 광화학적 반응을 유도하게 된다. 레이저의 생체자극에 따른 세포 신진대사의 증가는 단색광에 대한 미토콘드리아의 빛 감수성(photoreception)으로 인해 세포의 호흡대사를 증가시킴으로써 나타난다. 이는 섬유세포의 증식, 콜라겐 합성, 대식세포 자극, 세

포외 기질의 생성을 유발하여 조직손상(wound)의 치유와 면역기능을 증가하게 하며 근섬유모세포의 분화와 같은 세포 변조(modulation)를 유발하여 국소적 레이저 조사 시 높은 에너지 밀도에 의해 근육 이완의 치료효과도 기대할 수 있다[33,34]. 그러나 과도한 레이저 열 에너지가 축적되면서 발생할 수 있는 경미한 세포 손상의 위험은 무시할 수 없다. 현재 병원과 같은 전문기관에서 수행되고 있는 고출력레이저 치료는 레이저의 에너지를 높게 하는 대신 레이저 빔의 사이즈를 넓혀서 그 위험성을 최소화하고 있다. 따라서 본 연구에서도 현재의 myotonometer를 리모델링하여 레이저의 spot size를 확장시키는 방향으로 기술을 보완한다면 보다 넓은 근육 조직 부위에 치료 레이저를 조사함으로써 효과도 극대화 할 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서는 HILT와 myotonometer의 융합시스템을 개발하여 고출력레이저 치료를 통한 근육 강직 완화를 실시간으로 모니터링하면서 효과를 정량적으로 분석하였다. 생체 조직에서 수직으로 가해지는 압력에 따라 늘려지는 피부 표면 거리변화의 비율은 세부조직들 각각의 강직도를 모두 포함하고 있으며, 이에 따라 본 연구에서는 근육조직만의 강직도를 산출하여 고출력레이저를 적용한 경우와 하지 않은 경우의 비교를 통해 레이저치료에 따른 효과를 실시간 및 정량적으로 나타냈다. 본 연구는 현재 다양하게 사용 중인 레이저를 이용한 근육치료에서 실시간으로 근육의 상태를 파악하여 치료 효과를 정량적으로 표현하는데 도움이 될 것으로 사료된다. 향후 근육 강직성 환자를 대상으로 본 개발 시스템을 적용하여 고출력레이저 치료에 따른 근육 긴장의 완화 정도를 관찰하는 연구를 수행하고자 한다.

참고문헌

- [1] D.G. Simonsa, S. Menseb, "Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain," *Pain*, vol. 75, pp. 1-17, 1998.
- [2] C.T. Leonard, J.U. Stephens, S.L. Stroppel, "Assessing the Spastic Condition of Individuals With Upper Motoneuron Involvement: Validity of the Myotonometer," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, pp. 1416-1420, 2001.
- [3] N. Napier, C. Shortt, S. Eustace, "Muscle Edema: Classification, Mechanisms, and Interpretation," *Semin Musculoskelet Radiol*, vol. 10, pp. 258-267, 2006.
- [4] Paneth N., Leviton A., Goldstein M., Bax M., Damiano D., Dan B., Jacobsson B., "Definition and classification of cerebral palsy," *Developmental medicine and child neurology*, vol. 49, no. 8, pp. 8-14, 2007.
- [5] Burleigh A, Horak F, Nutt J, Frank J., "Levodopa reduces muscle tone and lower extremity tremor in Parkinson's disease," *Can J Neurol Sci.*, vol. 22, no. 4, pp. 280-285, 1995.
- [6] J. Jankovic, S. Leder, D. Warner, K. Schwartz, "Cervical dystonia; Clinical findings and associated movement disorders," *Neurology*, vol. 41, no. 7, pp. 1088-1091, 1991.

- [7] A.B. Scott, R.A. Kennedy, H.A. Stubbs, "Botulinum A Toxin Injection as a Treatment for Blepharospasm," *Arch Ophthalmol*, vol. 103, no. 3, pp. 347-350, 1985.
- [8] J. Jankovic, K. Schwartz, D. T. Donovan, "Botulinum toxin treatment of cranial-cervical dystonia, spasmodic dysphonia, other focal dystonias and hemifacial spasm," *Journal of Neurology; Neurosurgery; and Psychiatry*, vol. 53, pp. 633-639, 1990.
- [9] A. Priori, A. Pesenti, A. Cappellari, G. Scarlato, S. Barbieri, "Limb immobilization for the treatment of focal occupational dystonia," *Neurology*, vol. 57, no. 3, pp. 405-409, 2001.
- [10] J.M. Gregson, M. Leathley, A.P. Moore, A.K. Sharma, T.L. Smith, C.L. Watkins, "Reliability of the Tone Assessment Scale and the Modified Ashworth Scale as Clinical Tools for Assessing Poststroke Spasticity," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 80, no. 9, pp. 1013-1016, 1999.
- [11] C.S. Park, S.H. An, "The Effects of Postural Control on ADL, Muscle Tone, Performance Function of Upper Extremity in Chronic Stroke Patients," *The Journal of Korean Society of Occupational Therapy*, vol. 14, no. 2, 2006.
- [12] N. Strimpakos, G. Georgios, K. Eleni, K. Vasilios, O. Jacqueline, "Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, pp. 452-465, 2005.
- [13] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonkovic, S. Ostojic, "Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics, Clinical Biomechanics," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. vol. 24, pp. 327-340, 2009.
- [14] Sparto, P.J., Parnianpour, M., Barria, E.A., Jagadeesh, J.M., "Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue," *IEEE TRANSACTIONS ON Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 433-436, 2000.
- [15] K. Jang, Y.H. Kim, "Muscle Fatigue Analysis by Median Frequency and Wavelet Transform During Lumbar Extension Exercises," *J. Biomed. Eng., Res.*, vol. 74, no. 5, pp. 377-382, 2004.
- [16] F. Sakai, S. Ebihara, M. Akiyama, M. Horikawa, "Pericranial muscle hardness in tension-type headache; A non-invasive measurement method and its clinical application," *Brain*, vol. 118 no. 2, pp. 523-531, 1995.
- [17] D.H. Worledge, B.B. Chu, J.P. Gaertner, W.R. Sugnet, "Practical reliability engineering applications to nuclear safety," *Nuclear Engineering and Design*, vol. 89, no. 2, pp. 425-436, 1985.
- [18] S.Y. Kim, "Intra-Rater and Inter-Rater Reliability of the Myotonometer in the Assessment of Biceps Brachii and Quadriceps," *Korean Academy Of University Trained Physical Therapy*, vol. 14, no. 2, 2007.
- [19] H.W. Park, Z.I. Lee, Y.S. Lee, M, "The Effect of Intensive Functional Electrical Stimulation on the Gait in Chronic Hemiplegic Patients," *Korean Society for Clinical Neurophysiology*, vol. 7, no. 1, pp. 13-16, 2005.
- [20] B. Knost, H. Flor, N. Birbaumer, M.M. Schugens, "Learned maintenance of pain: Muscle tension reduces central nervous system processing of painful stimulation in chronic and sub-chronic pain patients," *Psychophysiology*, vol. 36, pp. 755-764, 1999.
- [21] R.Á.B. Lopes-Martins, R.L. Marcos, P.S. Leonardo, A.C. Prianti, M.N. Muscará, F. Aimbire, L. Frigo, V.V. Iversen, J.M. Bjordal, "Effect of low-level laser (Ga-Al-As 655 nm) on skeletal muscle fatigue induced by electrical stimulation in rats," *Journal of Applied Physiology*, vol. 101, pp. 283-288, 2006.
- [22] Leal Junior EC, Lopes-Martins RA, Dalan F, Ferrari M, Sbabo FM, Generosi RA, Baroni BM, Penna SC, Iversen VV, Bjordal JM, "Effect of 655-nm low-level laser therapy on exercise-induced skeletal muscle fatigue in humans," *Photomed Laser Surg.*, vol. 26, no. 5, pp. 419-24, 2008.
- [23] B.A. Pryor, Class IV Laser Therapy Interventional and case reports confirm positive therapeutic outcomes in multiple clinical indications, *LiteCure LLC*, 2009, pp. 1-6.
- [24] Nascimento RX, Callera F., "Low-level laser therapy at different energy densities (0.1-2.0 J/cm²) and its effects on the capacity of human long-term cryopreserved peripheral blood progenitor cells for the growth of colony-forming units," *Photomed Laser Surg.* vol. 24, no. 5, pp. 601-604, 2006.
- [25] M. Meinhardt, R. Krebs, A. Anders, "Wavelength-dependent penetration depths of ultraviolet radiation in human skin," *Journal of Biomedical Optics*, vol.13, no. 4, pp. 044030, 2008.
- [26] B.C. Wilson, E.M. Servick, M.S. Patterson, B. Chance, "Time-dependent optical spectroscopy and imaging for biomedical applications," *IEEE*, vol. 80, no. 6, pp. 918-930, 1992.
- [27] J.N. HOWELL, G. CHLEBOUN, R. CONATSER, "MUSCLE STIFFNESS, STRENGTH LOSS, SWELLING AND SORENESS FOLLOWING EXERCISE-INDUCED INJURY IN HUMANS," *Journal of Physiology*, vol.464, pp. 183-196, 1993.
- [28] J. Friden, R.L. Lieber, "Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells," *Muscle & Nerve*, vol. 27, no. 2, pp. 157-164, 2003.
- [29] Horikawa, S. Ebihara, F. Sakai, M. Akyama, "Non-invasive measurement method for hardness in muscular tissues," *Med. & Biol. Eng & Comput.*, vol. 31, pp. 623-627, 1993.
- [30] Mitsuyoshi M., Kazunori N., Tsugutake Y., Kazutoshi M., "Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise," *Eur J App Physiol*, vol. 82, pp. 361-367, 2000.
- [31] B.D. Steinberg, "Evaluation of limb compartments with increased interstitial pressure. An improved noninvasive method for determining quantitative hardness," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 1629-1635, 2005.
- [32] G. KATO, P.D. ANDREW, H. SATO, "RELIABILITY AND VALIDITY OF A DEVICE TO MEASURE MUSCLE HARDNESS," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 4, no. 2, pp. 213-225, 2004.
- [33] E.C.P.L. Junior, R.Á.B.L. Martins, L. Frigo, T.D. Marchi, R.P. Rossi, V.D. Godoi, S.S. Tomazoni, D.P. Silva, M. Basso, P.L. Filho, F.D.V. Corsetti, V.V. Iversen, J.M. Bjordal, "Effects of Low-Level Laser Therapy (LLLT) in the Development of Exercise-Induced Skeletal Muscle Fatigue and Changes in Biochemical Markers Related to Postexercise Recovery," *J Orthop Sports Phys Ther.*, vol. 40, no. 8, pp. 524-532, 2010.
- [34] A.R.A.P. Medrado, L.S. Pugliese, S.R.A. Reis, Z.A. Andrade, "Influence of Low Level Laser Therapy on Wound Healing and Its Biological Action Upon Myofibroblasts," *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 32, pp. 239-244, 2003.