

팔꿈치관절 굽힘동작시 작업자세에 따른 동원되는 근육의 활동 변화

Interactions of Elbow Flexors Recruited during Flexion

이면우* · 장성록** · 정의승***

Myun W. Lee*, Seong R. Chang**, Eui S. Jung***

Abstract

There are four flexor muscles at elbow—biceps brachii, brachialis, brachioradialis, pronator teres. Muscle exertion force depends on the following conditions : elbow angle, external workload, and endurance time. The objectives of this study are to investigate the variations of the recruitment patterns of four muscles, and to analyze the changes of the role assigned to each muscle during elbow flexion.

For three elbow angles, the transition point of type F motor unit of each muscle is inferred and the changes of the role assigned due to exertion level are identified by electromyographic analysis. The results showed that the recruitment pattern of biceps brachii is constant but those of other muscles are varied depending on elbow angle and exertion level. An EMG multiplexor is developed and simultaneous measurement of electromyographic signals of four elbow flexors is possible.

1. 연구의 목적 및 필요성

최근 생산공정의 자동화 또는 기계화가 가속화되고 있으나, 정형화되지 못한 물건의 운반, 전자부품 조립, 백화점 계산대 등 상지동작 (arm exertion)을 요구한 manual material handling(MMH) 작업이 산재해 있다[10, 27]. Labor[17]의 통계에 의하면 1990년에 MMH작업에 종사하고 있는 약 1천 9백만명의

작업자가 근골격계 부상(musculoskeletal injury)으로 작업을 제대로 수행하기가 어려우며, 직접, 간접 비용을 산출하면 무려 1000억 달러에 이르는 것으로 밝혀졌다. 이러한 MMH작업에 있어서의 부상 요인으로는 작업부하, 작업시간, 작업빈도, 작업자세 등을 들 수 있다. 따라서 근골격계 부상을 줄이기 위해서는 부상요인을 고려한 MMH 작업설계가 필요하다.

MMH 작업 설계 지침에서 허용 한계 하중 및 작업 시간과 함께 중요한 요인으로 작업자세를 들 수 있다. 근력을 발휘하는 데 중요한 영향을 미치는 요인인 작업 자세의 변화는 근수축력의 변화를 수반하며, 근의 수축 및 피로

* 서울대학교 산업공학과

** 부산공업대학교 산업안전공학과

*** 포항공과대학 산업공학과

에 영향을 미친다.[5] 즉, 동일한 하중을 지지하는 작업을 수행할 때 작업 자세가 변하면 지레팔의 길이가 변하기 때문에 근 자체에서 발휘하는 수축력의 변화가 수반된다. 뿐만 아니라, 근육의 길이에 따라 발휘하는 근력이 변하게 된다.[1, 3, 12, 14]

이러한 작업자세의 변화에 대한 연구로 Rümann과 Schmidtke[27]는 작업 자세에 따라 물건을 들어 올릴 수 있는 최대 하중을 측정하였다. 또, Drury등[9]은 팔꿈치관절 각도를 변화시키는 상자의 손잡이 위치에 따라 작업자가 들어 올릴 수 있는 작업부하를 측정하였다. 생체역학적 모델을 이용하여 작업자세의 변화에 따른 발휘 근력 추정에 대한 연구로 Winters와 Stark[18]는 팔꿈치관절 각도의 변화에 따른 지레팔 길이의 변화와 length-tension 관계를 이용하여 팔꿈치관절 굽힘동작에 작용하는 힘이 한 개의 근육에서 발휘되는 것이 아니라 굽힘동작시 작용하는 상완이두근, 상완근, 원요골근의 합력에 의한 것으로 보고 모형화시킴으로써 각 근육에 부과되는 최대 모멘트를 계산하였다.

이들 연구는 작업 자세에 따라 들어올릴 수 있는 최대 하중을 측정하거나, 인체 동작시 동원되는 각 근육의 두께와 발휘근력이 비례하는 것으로 가정하여 각 근육의 최대근력을 추정하였다. 그러나, 각 근육의 동원정도는 수축강도에 따라 일정한 비율로 이루어지는 것은 아니다.[25] 따라서 동원된 근육의 발휘근력을 정확하게 추정하기 위해서는 작업자세별로 수축강도에 따라 동원되는 근육의 활동변화를 분석하여, 동원된 근육의 역할 분담을 파악하여야 한다.

특히, MMH 작업중 가장 빈번히 일어나는 팔꿈치관절 굽힘동작(elbow flexion)은 주동근인 상완이두근(biceps brachii)뿐만 아니라 상완근(brachialis), 원요골근(brachioradialis), 원회내근(pronator teres)의 합력으로 이루어지며, 작업자세와 수축강도에 따라 각 근육이 발휘하는 수축력은 변한다.[30] 따라서, 팔꿈치관절 굽힘동작시 동원되는 상완이두근, 상완

근, 원요골근, 원회내근을 대상으로 작업자세와 수축강도의 변화에 따른 역할 분담 변화의 종합적인 분석이 필요하다.

본 연구에서는 근전도를 이용하여 팔꿈치관절(elbow joint)의 굽힘동작을 대상으로, 작업자세와 수축강도에 따른 근육의 동원 형태(recruitment pattern)를 분석하고, 동원된 각 근육간의 역할 분담을 파악하고자 한다.

2. 근육활동 분석 방안

근육의 수축은 힘을 발생시키기 위한 근육의 능동적인 작용을 말한다. 특히, 운동을 담당하는 골격근의 수축은 중추신경계(뇌간이나 척수)로부터 운동신경의 지배를 받는다. 중추의 신경세포에서 나온 motoneuron은 근육에 접근함에 따라 많은 가지를 내고, 이 가지의 말단이 근육에 분포하게 된다. 근육과의 접촉부(motor-end-plate)를 통하여 신경으로부터 근육으로 자극이 화학적인 방법으로 전도된다. 근육 수축의 neuromuscular 전도 과정은 그림 1과 같다.

Myoelectric signal은 neuromuscular activation의 전기적 표시이며, 이를 측정할 근전도의 진폭은 근육의 피로-회복 과정을 일관성 있고 효과적으로 설명할 수 있는 방법으로 알려져 있다.[4, 6, 20, 25] 근육 수축시 동원되는 운동단위의 특성과 근전도에 관한 과거 연구는 다음과 같이 요약할 수 있다.

운동단위는 순차적으로 동원(orderly recruitment)된다.[7, 12, 23] 운동단위의 수축력은 다른 종류의 운동단위와는 독립적이다. 운동단위의 tetanus는 t시점에서의 twitch force의 합과 같고, 일정 시점에서의 최대 근력은 동원된 운동단위의 tentani의 합과 같다.[20] Type S 운동단위만으로 지정된 %MVC의 수축이 가능한 경우 type F 운동단위를 동원할 정도의 action potential이 발생하지 않는다[8]. 피로한 운동단위의 action potential은 계속 발생하나 exertion에는 영향을 미치지 못한다.[2, 22]. 동일한 종류의 운동단위는 동일

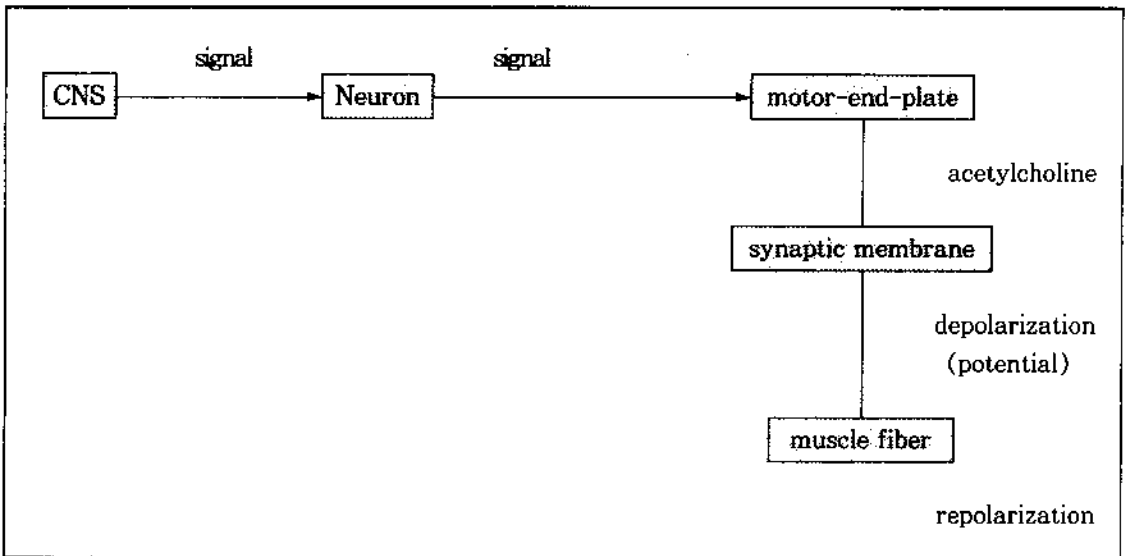


그림 1. 근육 수축의 neuromuscular 전도과정

한 action potential과 근력을 발생시킨다. 즉, exertion의 크기는 운동단위의 종류와 수에 의해 결정된다. 정적 수축시 수축력을 지속하기 위하여 추가로 운동단위가 동원되며 검출되는 EMG 신호는 동원된 운동단위의 종류 및 수와 관계가 있다[20, 21]. 이러한 근육 수축의 특성에 따라 EMG 신호의 변화를 분석함으로써 근육활동을 분석할 수 있고, 개인 근력의 추정이 가능하다.

3. 팔꿈치관절 굽힘동작시 동원되는 근육의 근전도 실험 계획

본 연구에서의 실험계획은 팔꿈치관절 굽힘동작시 작업 자세와 수축 강도에 따른 각 근육의 동원 형태 및 역할 분담을 파악하기 위하여 다음과 같이 설계되었다.

실험변수는 피실험자 개인에 대한 개인변수(subject variable), 작업변수(task variable), 종속변수(performance variable)로 구분하며 이들 변수는 표 1과 같다.

개인변수

개인변수는 피실험자의 생활습관이나 근육의 훈련 등에 의하여 결정되며, 본 연구에서는

표 1. 실험변수

개인변수	작업변수	종속변수
MVC	작업자세 (팔꿈치관절각도) 수축강도	Rectified EMG amplitude

MVC(Maximum Voluntary Contraction)를 개인변수로 설정하였다. MVC는 피실험자 개인별로 작업자세에 각각 일정한 값을 가지는 것으로 가정하였다.

작업자세

작업 자세는 근력을 발휘하는데 중요한 영향을 미치는 요인인데, 생체역학적 요소와 생리학적인 요소로 분류하여 고찰하여야 한다.[5]

생체역학적인 측면에서 보면 사람이 무개를 들거나, 밀고 당길 때, 특정 방향에서 작용하는 힘과 신체 부위의 중량으로 인하여 관절에 모멘트가 발생한다. 따라서, 자세를 유지하기 위해서는 관절에 작용하는 골격근에 의하여 반대 방향의 모멘트가 발생하여야 하며, 이에 필요한 근력은 근육이 작용하는 지레팔의 길이에 의해서 결정된다. 그러나, 작업자세가 바뀔 경우 관절의 각도가 변하며 지레팔의 길이가 변하므로, 동일한 하중을 지지해야 하는 작업을

수행할 때 근 자체에서 발휘하는 수축력의 변화가 수반된다. 따라서, 생체역학적 측면에서의 작업자세는 관절각의 의해 결정되며, 만약 근력이 일정하다면 관절각이 90°일 때 최대 모멘트를 발생시킬 수 있다.

근육의 생리적인 측면에서 보면 골격근이 자극을 받게 되면 즉각 활성화되면서 힘을 발휘하기 위하여 수동적인 조직이 능동적 조직으로 변한다. 팔의 운동방향이나 작용하는 힘에 따라 자극이 지속되면서 근육의 길이가 줄어들거나 늘어나거나 또는 같은 길이로 있을 수 있다.[1] 이러한 관계를 나타낸 것이 근육의 length-tension relation이다. 즉, 근육의 길이에 따라 발휘하는 근력이 변화하게 되므로 작업자세(관절각)의 변화에 의한 근육의 길이 변화는 발휘근력에 영향을 미치게 된다.[11, 14]

본 연구에서는 팔꿈치관절 운동시 동원되는 근육의 동원형태 및 역할 분담을 팔꿈치관절 각도의 변화에 따라 평가하기 위하여 예비실험

결과 최대 근력을 발휘할 수 있는 90°, 최대 근력의 80% 정도를 발휘할 수 있는 60°와 120°에 대하여 실험을 수행하도록 하였다.

수축강도

수축강도는 피실험자가 정해진 각도에서 최대 발휘할 수 있는 힘(MVC : Maximum Voluntary Contraction)에 대한 %비율(% MVC)로 표현할 수 있다.

수축강도에 따라서 피실험자별로 근육의 동원형태를 분석하기 위하여 본 실험에서는 type S, type F 운동단위가 모두 고려될 수 있도록 10%MVC간격으로 최대치인 MVC에 대한 수축까지 행하도록 하였다.

본 실험에 사용되는 기기는 Versatile muscular strength tester, Force monitor, EMG multiplexor, A/D 변환기(IBM/PC), Oscillograph이며, 실험 기기의 functional layout은 그림 2와 같다.

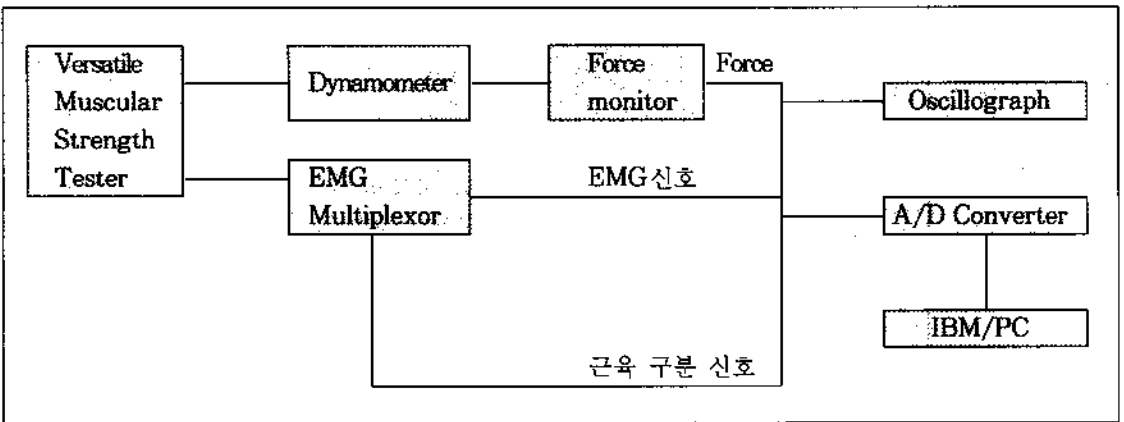


그림 2. 실험 기기의 Functional Layout

피실험자는 근육 및 신경계통의 질환 경력이 없는 건강한 남자 2명으로 선정하였다. 이들에게는 먼저 근육 수축에 대한 내용, 실험의 필요성, 목적, 실험기기 및 측정방법을 설명하여 실험에 대한 이해를 높이고, 실험수행에 따르지 모르는 심리적 부담감을 제거시켜 주고 훈련을 실시하였다. 피실험자의 훈련은 다음의

결과가 모두 얻어질 때까지 계속되었다.

1. 최대근력(MVC)이 더 이상 증가하지 않으며, 이 최대근력을 발휘할 때 기록되는 rectified EMG amplitude가 일정하여 졌을 때.
2. 각각의 % MVC에 대한 근 수축 지속시간(endurance time)이 일정하여 졌을 때.

실험자료는 근전도 신호, 채널변환 신호, 발휘근력이 수집되는데, 근전도 신호는 동원되는 4개의 근육을 동시에 측정하였다. 측정된 실험 결과는 실험과 동시에 A/D 변환기의 3개 채널을 통하여 계수치 자료가 컴퓨터에 저장된다. 구해진 계수치 자료는 EMG multiplexor의 조정시 구한 기준 전위차를 곱한 실제 근전도 전위차로 변환하고 각 근육별로 구분한 후, 각 근육별로 추출된 근전도 4 신호의 값에 절대치를 취하여 1초간의 실험 자료의 평균 전위차를 본 실험에서도 분석 자료로 이용한다.

수축 강도에 따른 각 근육의 동원정도를 분석하기 위하여 근전도 진폭의 표준화 계수(NEMG)를 다음과 같이 구하였다.[19, 28]

$$NEMG(i) = (O(i) - BL(i)) / (MVC(i) - BL(i))$$

i : 근육구분 1~4

O(i) : 정해진 외력발휘시 각 근육의 mean REMG

BL(i) : 작업하중없이 자세를 유지할 때 측정된 각 근육의 mean REMG

MVC(i) : 각 근육에서 측정된 최대 mean REMG

4. 실험결과

본 연구의 실험에서는 EMG multiplexor를 이용하여 팔꿈치관절 굽힘동작시 근육의 동원 형태와 동원된 근육의 역할 분담을 파악하고자 하였다.

작업자세(팔꿈치관절 각도 60°, 90°, 120°) 별로 팔꿈치관절 굽힘동작시 동원되는 근육—상완이두근, 상완근, 완요골근, 원회내근—을 대상으로 수축강도(%MVC)에 따른 수축초기의 근전도를 측정하였다. 팔꿈치관절 각도가 90°일 때 측정된 근전도 실험 결과는 그림 3과 같다.

근전도 측정결과 모든 작업자세에서 동원된 근육이 낮은 수축강도에서는 근전도 값은 기울기가 작은 선형적인 증가를 보이다가 수축강도가 높아질수록 기울기가 급격히 증가하는 추세를 보였다.

이러한 추세를 분석한 결과 동원된 각 근육의 Type F 운동단위의 동원시점을 파악할 수 있다. 팔꿈치관절 각도가 90°일 때, 근육별 type F motor unit의 동원시점을 살펴보면 상완이두근, 상완근은 50~60%MVC, 완요골근은 40~50%MVC, 원회내근은 70~80%MVC인 것으로 분석되었다. 팔꿈치관절 각도가 60°일 경우 상완이두근은 90°일 경우와 같으나, 상완근은 30~40%MVC에서, 완요골근은 50~60%MVC에서 type F 운동단위가 동원되었다. 또 팔꿈치관절 각도가 120°일 경우 상완근 60~70%MVC, 완요골근 50~60%MVC, 원회내근 60~70%MVC에서 type F 운동단위가 동원되는 것으로 분석되었다. 이는 수축 자세가 변함에 따라 각 근육이 동원되는 순서 및 동원 시점이 다른 것으로 보여준다. 또 type F 운동단위가 동원되는 시점에서 측정된 EMG값은 상완이두근 0.79~1.03mV, 상완근 0.30~0.51mV, 완요골근 0.25~0.41mV, 원회내근 0.20~0.37mV이다.

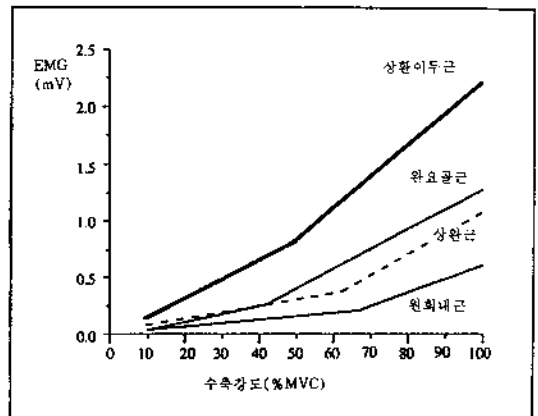


그림 3. 수축강도에 따른 근전도변화 (팔꿈치관절 각도 90°)

추출된 근전도 신호에 영향을 미치는 요인은 근육의 두께, 근육과 측정부위와의 거리, 전극의 특성등이 있다. 이로 인하여 상완이두근, 상완근, 완요골근, 원회내근에서 측정된 근전도 신호는 절대치에 의한 상호 비교를 할 수 없다. 따라서 실험 결과를 이용하여 작업자세와

수축강도에 따른 근육의 역할 분담을 분석하기 위하여 추출된 근전도 신호를 각 근육별로 표준화(normalized EMG)하였다.[19, 28] 근전도 표준화 계수는 함수 형태 변화없이 각 근육이 최대로 동원되는 근전도값을 기준으로 단순히 척도를 바꾼것에 불과하다. 이는 작업부하가 없는 상태에서 자세를 유지하기 위하여 근육이 동원되는 영향을 제거하고 근력 발휘시 근전도 증감량을 분석하여 동원된 근육의 역할 분담을 분석하기 위함이다.

수축강도에 따른 근전도의 증가량을 분석하여 근육의 내재능력에 대한 동원량을 추정하였다. 근전도 표준화 계수를 y , 발휘근력비를 x 라 하면 상완이두근에 대한 근전도 표준화 계수와 근육의 내재능력에 대한 동원량의 관계식은 다음과 같이 추정되었다.

$$y = 0.56x \quad x \leq 0.55$$

$$y = 1.56 - 0.56x \quad x \geq 0.55$$

산출된 관계식의 역함수를 이용하면 측정된 근전도 표준화 계수에 의한 근육의 내재능력에 대한 동원량을 계산할 수 있다. 이를 이용하여

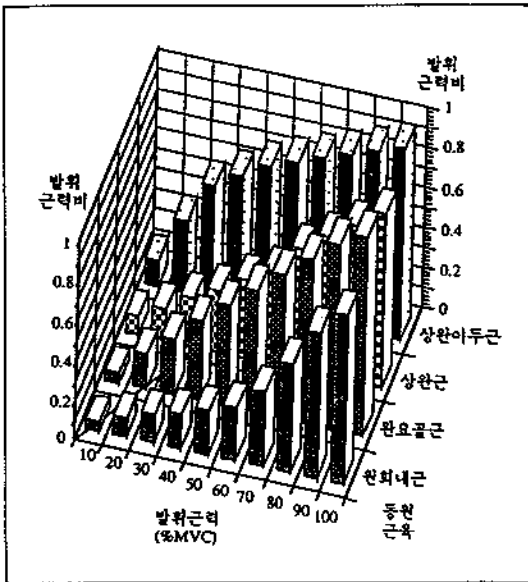


그림 4. 수축강도에 따른 근육별 발휘근력 변화(팔꿈치관절 각도 90°)

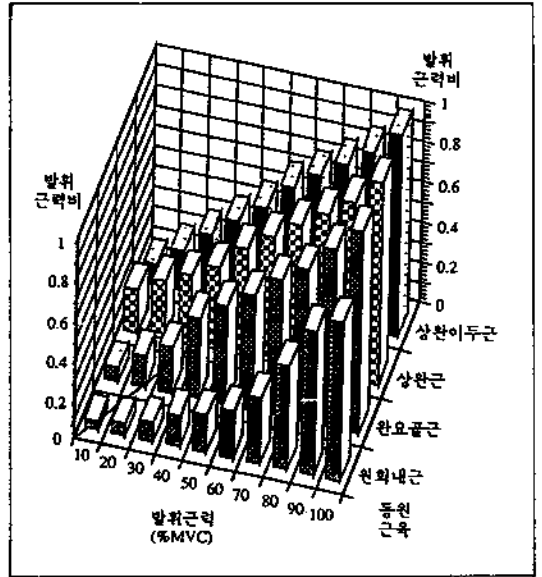


그림 5. 수축강도에 따른 근육별 발휘근력 변화(팔꿈치관절 각도 60°)

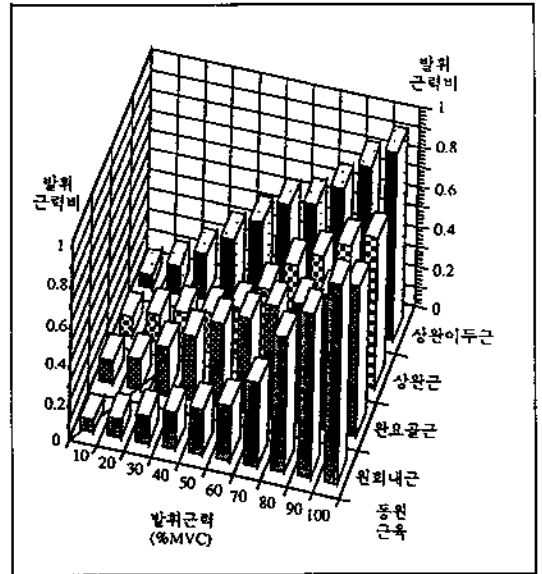


그림 6. 수축강도에 따른 근육별 발휘근력 변화(팔꿈치관절 각도 120°)

팔꿈치 관절의 각도 변화에 따른 수축강도별 근육의 역할 분담은 그림 4~6과 같이 구할 수 있다.

각 근육별 발휘근력비의 증가량은 작업자세

별로 차이가 있는 것으로 나타났다. 이는 작업 자세에 따른 각 근육별 역할 분담이 변하는 것을 나타낸다. 즉, 팔꿈치관절 각도가 90° 일 경우 상완이두근과 완요골근이 역할이 큰 반면, 60° 일 경우 상완이두근과 상완근의 역할이 크고, 120° 일 경우 상완이두근과 원회내근의 역할이 증대되었다.

이를 정리하면 주동근인 상완이두근은 작업 자세에 상관없이 발휘근력비가 일정하게 증가된 반면, 부동근인 상완근, 완요골근, 원회내근은 작업자세에 따라 역할 분담이 변하는 것을 보여준다.

5. 결론 및 추후연구과제

본 연구는 팔꿈치관절 굽힘동작시 근전도를 이용한 실험을 통하여 수축 강도에 따라 동원된 근육의 동원 형태와 역할 분담에 대한 분석을 수행하였다. 실험의 효율을 높이기 위하여 한개의 근전도 transducer를 이용하여 4개 근육의 근전도를 동시에 측정할 수 있는 EMG multiplexor를 이용하여 4개 근육의 근전도를 동시에 측정할 수 있는 EMG multiplexor를 개발하고, 실시간 실험(on-line experiment)이 가능하도록 자료의 수집 및 분석방안을 개발하였다.

수축강도에 따른 근육의 동원 형태는 피실험자와 작업자세에 따라 차이는 있으나, 팔꿈치관절 굽힘 동작시 동원된 상완이두근, 상완근, 완요골근, 원회내근 모두 낮은 강도의 수축에서 측정된 근전도는 기울기가 낮은 선형적인 증가율을 보이다가 수축 강도가 높아짐에 따라 기울기가 급격히 증가하는 추세를 보였다.

본 연구에서는 근육의 역할 분담 분석을 위하여 근전도 신호의 표준화방안을 채택하였다. 각 근육에서 추출된 근전도 신호의 절대치에 의한 근육간 비교를 할 수 없기 때문에 측정된 근전도를 근전도 표준화 계수로 변환하였다. 근전도 표준화 계수의 분산 분석 결과 피실험자 요인을 제거하고 수축강도의 영향에 의한 분석이 가능한 것으로 나타났다. 분석 결과 주

동근인 상완이두근은 수축강도에 관계없이 수축시 역할 분담이 36~45%로 일정한 수준을 유지하지만, 부동근은 수축강도에 따라 역할 분담율이 변했다. 상완근의 경우 수축강도가 낮은 경우에는 35~45%까지 수축력에 영향을 미쳤으나 수축강도가 높은 경우 17~26% 정도로 그 분담율이 줄어든 반면 완요골근의 경우 수축강도가 낮을 경우 분담율이 20% 미만 수준이었으나 수축강도가 높을 경우 25%까지 늘어났다.

본 연구를 수행함에 있어서 주동근인 상완이두근에 대해서는 많은 자료를 참고할 수 있었으나, 부동근인 상완근, 완요골근, 원회내근에 대한 자료가 빈약하여 심도깊은 분석이 어려웠다. 상완근, 완요골근, 원회내근의 MUAP를 알 수 있으면 수축지속시 근육의 역할 분담에 대한 정량적이고 정확한 예측이 가능할 것이다. 또한 각 근육이 최대 근력을 발휘할 때의 근전도 측정이 현실적으로 어렵다. 따라서 부동근의 근전도 표준화 계수가 과대 평가되었을 가능성이 있다. 이러한 이론적인 문제점이 해결되면 장시간 수축을 지속하여 피로가 발생하는 작업을 수행할 때 동원된 근육의 동원 형태나 역할 분담을 정확하게 추정할 수 있을 것이며, 실제 작업 분석에도 이용될 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. An, K.N., K.R. Kaufman and E.Y.S. Chao. 1989. Physiological considerations of muscle force through the elbow joint. *J. Biomechanics*, Vol 22(11) : 1249-1256.
2. Bigland-Ritchie, B., C.G.Kukulka and O. C.J. Lippold. and J.J Woods, 1982. The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contraction, *J. Physiol.* Vol 330 : 265-278.

3. Bouisset, S. 1973. EMG and muscle force in normal motor activities. *New Development in EMG and Clinical Neurophysiology*. Vol.1 : 547-583.
4. Chaffin, D.B., M.Lee and A. Freivalds. 1980. Muscle strength assessment from EMG analysis. *Medicine & science in sports & exercise*. Vol. 12(3) : 205-211.
5. Chaffin, D.B. and G.B.J. Andersson, 1991. *Occupational Biomechanics*, John Wiley & Sons.
6. Dainty, D.A. and R.W. Norman, 1987. *Standardizing biomechanical testing in sports*. Human Kinetics Publishers, Inc.
7. De Luca, C.J. 1979. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Transactions on Biomedical Eng.* Vol. BME 26(6) : 313-325
8. De Luca, C.J., R.S. LeFever, M.P. McCue and A.P. Xenalcis. 1982. Behavior of human motor units in different muscles during linearly varying contractions, *J. Physiol.* Vol 329 : 113-128.
9. Drury, C.G., J.M. Deeb, B. Hartmann, S. Wolley, C.E. Drury and S. Gallagher. 1989. Symmetric and asymmetric manual material handling. *Ergo.* Vol 32 : 467-489.
10. Genaidy, A.M., S.S. Asfour, A. Mital and M. Tritar, 1988. Psychophysical capacity modeling in frequent manual materials handling activities, *H.F.* Vol 30 (3) : 319-337.
11. Gordon, A.M., A.F. Huxley and F.J. Julian, 1966. The variation of isometric muscle tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.* Vol. 264 : 856-879.
12. Grimby, L. and J. Hannerz. 1977. Firing rate and recruitment order of toe extensor motor units in different modes of voluntary contraction. *J. Physiol.* Vol. 264 : 856-879.
13. Karpovich, P.V. and W.E. Sinning. 1971. *Physiology of muscular activity*, 7th ed. W.B. Saunders Company.
14. Kaufman, K.R., K. An and E.Y.S. Chao. 1989. Incorporation of muscle architecture into the muscle length-tension relationship, *J. Biomechanics*. Vol. 22(8) : 943-948.
15. Kelly, D.L. 1971. *Kinesiology : Fundamentals of Motion description*, PrenticeHall.
16. Kumar, S. and D. Garand, 1990. Computerized electromyography for ergonomics. *Advances in industrial ergonomics and safety II* : 167-174.
17. LaBar, G. 1991. Bent out of shape, *Occupational Hazards*, June : 37-39
18. Landjerit, B., B. Maton and G. Peres. 1988. In vivo muscular force analysis during the isometric flexion on a monkey's elbow. *J. Biomechanics*, Vol 21 (7) : 577-584.
19. Lavender, S., G.B.J. Andersson, Y. Tsuang and A. hafezi. 1991. Trunk muscle coactivation : The effects of load asymmetry and load magnitude. *Proceedings of Human Factors Society 35th annual meeting* : 738-742.
20. Lee, M.W. 1979. A stochastic model of muscle fatigue in frequent strenuous work cycles. *Ph. D. Dissertation, Ann Arbor, MI : U.O.M.*
21. Lee, M.W. 1980. A stochastic model of muscle fatigue as a monitor of individual muscle capabilities, *J. of KIIE*, Vol. 6 (1) : 27-38.
22. Merton, P.A. 1954. Voluntary strength and fatigue. *J. Physiol.* Vol 123 : 553-564
23. Milner-Brown, H.S., R.B. Stein and R.

- Yemn, 1973. The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contraction. *J. Physiol*, Vol. 228 : 285-306
24. Milner-Brown, H.S., R.B. Stein and R. Yemn, 1973. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contraction. *J. Physiol*. Vol. 60 (4) : 1169-1185
25. Moritani, T., M. Murs and A. Nagata. 1986. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J. Appl. Physiol*. Vol 230 : 258-265
26. Petrofsky, J.S., R.M. Glaser and C.A. Phillips. 1982. Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue, *Ergo*, Vol. 25(3) : 213-223
27. Rühman, H. and H. Schmidtke. 1989. Human strength measurement of maximum isometric forces in industry. *Ergo*. Vol 32 : 865-879.
28. Seroussi, R.E. and M.H. Hope. 1987. The relationship between trunk muscle EMG and lifting moments in the sagittal and frontal planes, *J. Biomechanics*. Vol. 32 : 865-879.
29. Winters, J.H. and L. Stark, 1988. Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *J. Biomechanic*, 21(12) : 1027-1041.
30. Woodburne, R.T. 1983. *Essentials of Human Anatomy*. 7th ed. Oxford University Press.