

대칭형 상지운동기구를 이용한 손목의  
굴곡/신전 운동 시 근장력과 관절 토크

연세대학교 대학원

의공학과

권 은 진

대칭형 상지운동기구를 이용한 손목의  
굴곡/신전 운동 시 근장력과 관절 토크

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2006년 7월 일

연세대학교 대학원

의공학과

권 은 진

# 권은진의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2006년 7월 일

## 감사의 글

본 논문을 완성하기까지 지도해 주신 김영호 교수님께 감사드립니다. 늘 좋은 방향으로 이끌어 주시고 부족한 모습이지만 이해와 사랑으로 감싸 주신 일들 감사드립니다. 또한 늘 사랑으로 대해주시고 대학원 시절 동안 많은 도움을 주신 김한성 교수님께도 감사드립니다. 같은 과제를 하면서 챙겨 주시고 인격적으로 성숙할 수 있도록 도와주신 송성재 교수님께도 감사드립니다. 지난 학부 과정과 대학원 과정 6년 동안 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 신태민 교수님, 조효성 교수님, 김법민 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님께도 감사드립니다. 그리고 실험을 할 수 있도록 도와주신 재활학과 정혜선 교수님과 학교 생활을 잘 할 수 있도록 도와주신 안종수 선생님과 양명배 선생님, 이현중 선생님, 이미형 선생님, 김경자 선생님과 과제를 하는 동안 가장 정이 많이 들었던 정세은 선생님과 엄소영 선생님 및 모든 연세 의료공학연구원 직원 분들께 감사드립니다.

처음 시작할 때는 앞길이 멀고 험할 것 같다는 생각에 두려움도 많고 힘든 일들이 많았지만 연구실 생활을 잘 헤쳐 나갈 수 있도록 도와주시고 학문적으로 지도를 해 준 연구실 선배님들에게 감사드립니다. 졸업한 전성수 선배님, 이기원 선배님, 권치호 선배님, 윤상호 선배님, 김한일 선배님, 장근 선배님, 금영광 선배님, 정임숙 선배님, 김사엽 선배님, 안승찬 선배님을 비롯하여 연구실의 가장 선배로서 자상하셨던 류기홍 선배님, 본 논문이 완성되기까지 가장 많은 도움을 주신 태기식 선배님, 항상 인자한 모습으로 사랑을 베풀어 주신 이진복 선배님, 멀리 있지만 늘 먼저 찾아 주신 강성재 선배님, 저보다 나이는 많지만 연구실 후배이기 때문에 미안했던 선우 오빠와 논문이 완성되기까지 실험과 이론적인 면에서 많은 도움을 준 선홍이 오빠, 인생 선배로서 조언을 아끼지 않은 문곤성 선배님과 마지막으로 저보다 나이는 많지만 동기이기 때문에 힘든 점이 많았지만 늘 이해해 준 희석이 오빠에게 감사드립니다.

같은 연구실은 아니지만 언제나 바른 길로 이끌어준 조승관 선배와 도움이 될

요할 때 항상 마다하지 않고 도와준 명성식 선배님께 감사드립니다. 또한 대학 시절 가장 좋은 친구로서 제 옆에 있어주고 또한 대학원 생활 가운데서도 제게 가장 큰 힘이 되어 준 사랑하는 친구 조은정에게 진심으로 감사드립니다. 그리고 취업할 상태에서도 끝까지 논문을 마칠 수 있도록 배려해 주신 회사분들도 감사드립니다. 이 외에도 저에게 도움을 주신 분들을 모두 열거할 수는 없지만 감사드립니다.

언제나 신앙으로 이끌어 주시고 힘들 때 마다 기도로서 저에게 힘이 되어준 사랑하는 외할머니와 이모와 이모부, 외삼촌들에게 진심으로 감사드립니다. 또한 늘 제 옆에서 함께 있어준 진아, 재정, 채용이에게 감사드립니다.

저에게 있어서 가장 큰 힘이 되어주시고 제가 가야 할 길들을 알려 주시고 조언해 주신 아버지와 늘 무한한 사랑으로 보듬어 주시고 새벽마다 저를 위해 눈물 흘려주신 어머니와 인생의 선배이자 저의 형제이며 또한 대학원 선배로서 저의 버팀목이 되어 준 언니에게 감사드립니다.

마지막으로 저를 연세대학교로 보내 주시고 졸업하게 하시고 졸업 후의 일들을 계획하신 하나님께 감사드립니다.

2006년 7월  
권 은 진 드림

## 차 례

그림 차례 .....	iii
표 차례 .....	v
국문 요약 .....	vi
제1장 서 론.....	1
제2장 방 법.....	4
2.1 대칭형 상지운동기구.....	5
2.1.1 무동력형 대칭형 상지운동기구.....	5
2.2 삼차원 동작분석.....	6
2.2.1 실험 대상.....	6
2.2.1.1 정상 성인군.....	6
2.2.1.2 편마비(Hemiplegic) 환자군.....	7
2.2.2 실험 방법.....	8
2.3 동역학 해석.....	11
2.4 근전도 측정.....	18
제3장 결 과.....	20
3.1 삼차원 동작분석.....	20
3.1.1 정상인 손목 관절의 운동학적 특성.....	20

3.1.2 편마비 환자군 손목 관절의 운동학적 특성	21
3.2 동역학 해석.....	22
3.2.1 정상인 손목 관절의 운동역학적 특성	22
3.2.2 편마비 환자군 손목 관절의 운동역학적 특성	25
3.3 근활성도 분석.....	28
3.3.1 정상인 손목 관절의 근활성도 분석	28
3.3.2 편마비 환자군 손목 관절의 근활성도 분석	29
제4장 결 론.....	31
참고 문헌.....	33
영문 초록.....	37

## 그림 차례

그림 2.1	본 연구의 흐름도.....	4
그림 2.2	대칭형 상지 재활기구 시스템.....	5
그림 2.3	삼차원 동작분석 시스템.....	9
그림 2.4	플러그인 마커세트의 상지 마커세트.....	10
그림 2.5	손목의 굴곡/신전 운동 수행 모습.....	11
그림 2.6	관절 각도와 스프링 토크의 특성.....	12
그림 2.7	근육의 구성.....	16
그림 2.8	마커와 운동수행자와의 관계.....	17
그림 2.9	동역학 해석.....	18
그림 2.10	근전도 측정 근육의 위치 및 전극 부착 위치.....	19
그림 2.11	근전도 측정 예.....	19
그림 3.1	정상인의 손목 관절 굴곡/신전 각도.....	20
그림 3.2	편마비 환자군의 손목 관절 굴곡/신전 각도.....	21
그림 3.3	정상인의 손목 관절 굴곡/신전 토크.....	22
그림 3.4	정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력.....	24
그림 3.5	편마비 환자군의 손목 관절 굴곡/신전 토크.....	26



그림 3.6	편마비 환자의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력.....	27
그림 3.7	정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근활성도.....	28
그림 3.8	횡편마비 환자의 손목 관절 굴곡/신전 시 근활성도.....	29

## 표 차례

표 2.1	정상 성인군의 신체적 특성.....	6
표 2.2	일반적인 MAS(Modified Ashworth Scale) 지수의 평가 정도.....	7
표 2.3	편마비 환자군의 신체적 특성.....	8
표 2.4	생성된 근육.....	13

## 국 문 요 약

### 대칭형 상지운동기구를 이용한 손목의 굴곡/신전 운동 시 근장력과 관절 토크

우리나라에서 암에 이어 사망률 원인 두 번째를 차지하는 뇌졸중은 지속적인 간호와 관리가 요구되며 마비환자의 독립적인 일상생활을 위한 재활치료가 필요하다. 이러한 재활과정의 운동기능 회복을 규명할 객관적인 평가가 필요한데 기존 연구에서는 근장력과 관절 토크의 규명이 미비하였다.

본 연구에서는 정상인 성인 10과 편마비 환자 3명을 대상으로 대칭형 상지운동기구를 이용하여 손목관절의 굴곡/신전 운동을 수행하는 동안 삼차원 동작분석을 시행하고 이를 근골격 모델에 입각한 역동역학적 해석을 통하여 관절 토크 및 근장력을 결정하고 근장력과 근전도의 관계를 규명하였다.

본 연구를 위하여 상체 근골격계 병력이 없는 정상 성인 남성 10명과 만성 편마비 환자 3명을 피검자로 선정하여 삼차원 동작분석, 근전도 측정과 동역학 해석을 수행하였다. 플러그인 마커세트에 입각하여 총 23개의 반사마커를 피검자의 상체에 부착한 후 동작분석시스템(Vicon Motion Systems, UK)을 사용하여 삼차원 동작분석을 수행하였다. 대칭형 상지운동기구는 한쪽 손으로 상지운동기구의 손잡이를 회전시킬 때 반대쪽 손잡이도 대칭적으로 회전되도록 제작되었다. 피검자는 신호에 따라 손목관절 굴곡/신전 운동을 시작하였으며 피검자가 8초 동안 일정한 속도로 최대굴곡에서 최대신전까지 수행하도록 하였으며 총 3번 반복 측정하였다. 근활성도와 동역학 해석을 통하여 얻은 근장력을 비교하기 위하여 근전도를 측정하였다. 본 실험에서는 손목관절의 굴곡/신전에 관여하는 2개의 근육인 요측수근굴근(Flexor Carpi Radialis), 단요측수근신근(Flexor Carpi Radialis)을 선정하였다. 근전도 신호는 1080Hz로 측정하였으며 근전도는 삼차원 동작분석시스템(Vicon Motion Systems, UK)과 동기화 하여 측정하였다. 측정된 근전도 신호는 RMS(root mean square)를 취하여 근활성도로 변환하였다. 삼차원 동작분석으로 얻어진 마커들의 궤적을 이용하여 동역학 해석을 수행하였다. 동역학

해석을 위하여 삼차원 모델링 프로그램인 ADAMS(MSC Software Corp., 미국)와 Lifemod(Biomechanics Research Group Inc., 미국)를 사용하였다. 체절 및 관절, 근육 등을 생성한 후 관절과 근육에 대한 강도와 제동을 설정하여 상지 근골격 모델을 생성하였다. 근육 모델링으로부터 생성된 근육은 스프링-댐퍼 특성을 지니게 되고 생성된 각근육들은 인체 분절의 특정한 위치에 부착되어 근장력 해석을 수행된다. 삼차원 동작분석시스템에서 얻은 마커 위치와 이동경로를 생성된 상지 모델에 인가한 후 반사마커와 운동수행자(motion agent)를 서로 일체화시킨 후 근골격 모델의 해석을 수행하였다. 역동역학 해석(inverse dynamics)을 통해 총 4개의 근육의 장력과 손목관절 토크를 해석하였다. 삼차원 동작분석과 근활성도, 역동역학 해석을 통하여 얻은 결과는 다음과 같다.

1. 손목 관절의 굴곡/신전운동 수행 시 손목 관절의 굴곡/신전 각도는 정상인과 편마비 환자 모두 능동측 손이 수동측 손에 비하여 크며 능동측 손에 비하여 수동측 손의 최대 굴곡/신전 각도가 시간상으로 늦게 발생한다.
2. 손목 관절의 굴곡/신전운동 수행 시 손목 관절의 각도는 정상인은 굴곡/신전 각도가 비슷하게 발생하나 편마비 환자의 경우 굴곡 각도에 비하여 신전 각도가 작으나 수동측 손의 최대 굴곡/신전각도는 시간상으로 늦게 발생한다.
3. 손목 관절의 굴곡/신전운동 수행 시 손목 관절의 토크는 정상인과 편마비 환자 모두 손목 관절의 굴곡/신전 각도와 비례하며 능동측 손이 수동측 손에 비하여 토크의 값이 크며 시간상으로 수동측 손이 능동측 손에 비하여 최대 굴곡/신전토크가 늦게 발생한다.
4. 손목 관절의 굴곡/신전 운동 수행시 손목 관절의 근장력은 정상인과 편마비 환자 모두 손목 관절의 굴곡/신전 각도가 증가하면 커지며 능동측 손이 수동측 손에 비하여 근장력이 크다.
5. 정상인의 경우 근장력과 근활성도를 비교하였을 때 능동측 손목 관절과 수동측 손목 관절 모두 연관이 있음을 알 수 있었으며 편마비 환자의 경우 환자 스스로가 제어 가능한 능동측 손목 관절은 근장력과 근활성도의 연관성을 알 수 있었으나 스스로 제어가 불가능한 수동측 손목 관절은 연관성을 알 수 없었다.

이상의 결과로부터 본 연구에서 수행된 대칭형 상지 운동기구를 이용한 손목 관절의 굴곡/신전 운동수행 시 정상인과 편마비 환자의 운동학적 분석과 직접적인 운동역학적 분석과 근장력과 근활성도의 비교/분석이 가능함을 알 수 있었으며 연구 결과를 토대로 동역학 해석을 통한 직접적인 운동역학적 분석을 통해 편마비 환자의 운동역학적 분석에 적용될 수 있을 것으로 기대한다.

---

핵심되는 말 : 손목 굴곡/신전, 근장력, 근활성도, 손목 토크

## 제 1 장 서 론

뇌졸중은 뇌의 혈액순환 장애에 의하여 일어나는 급격한 의식 장애와 운동마비를 수반하는 증후군으로 뇌출혈과 뇌경색을 일컬어 뇌졸중이라 한다. 뇌졸중은 평균 수명의 연장 및 노령화로 인하여 우리나라에서 암에 이어 사망률 원인의 두 번째를 차지하고 있으며 40대 이후의 장년층에서 그 빈도가 점차 증가하고 최근에는 30대와 20대로 연령대가 점차 낮아지는 추세이다[1]. 뇌졸중 생존자의 10%는 경증으로 분류되어 일상생활에 비교적 쉽게 복귀할 수 있으나 40%는 중등 정도의 장애를 가지고 나머지 50%는 심한 장애를 가지거나 영구적인 간호와 관리를 필요로 한다. 뇌졸중으로 인한 운동기능 마비, 인지기능저하 등의 신체적 장애 뿐 아니라 우울증 등의 정신적인 장애를 동반하게 되며 삶의 질의 저하를 가져오게 된다[2,3,4,5]. 특히 상지기능의 경우 자발적 회복과정은 뇌손상 이후 11주 무렵까지 일어나며, 만약 이 시기에 기능적 회복이 일어나지 않으면 상지의 부가적인 기능 회복은 기대할 수 없다고 하였다[3]. 따라서 마비환자들의 독립적인 일상생활 특히 운동기능 회복에 초점을 맞추어 여러 가지 재활치료들이 연구, 개발되고 있다. 대표적인 방법들로는 약물치료와 초음파 치료, 기능적 전기 자극 치료가 있으며 치료사에 의한 물리치료가 가장 일반화 되어 있다. 기존에는 뇌졸중을 예방하는 차원에서 약물을 사용하였으나 Gastel 등[6]은 1990년부터 약물을 이용하여 뇌졸중의 원인이 되는 혈전을 녹임으로 크기를 작게 함으로써 뇌졸중의 증상을 완화하는 치료법을 수행하였으며 Chen 등[7]에 의하여 1991년 약물 치료가 약물 치료 전에 비하여 약물 치료 후 환자의 언어 능력과 상지와 하지의 운동 수행 능력과 기능의 향상에 도움이 된다는 구체적인 평가가 수행되었다. Tachibana[8]에 의해 초음파를 이용하여 약물 치료 시 초음파가 약물의 체내에서의 흡수 분포와 대사를 도와 혈전의 크기를 줄여 뇌졸중 예방과 치료에 효과적이라는 연구가 수행되었다. 또한 로봇을 이용하여 미리 프로그램을 입력한 후 마비된 상지를 프로그램에 따라 움직이게 하여 운동기능 회복을 돕는 방법에 대한 연구도 진행되고 있다[9, 10]. Chen 등[11]에 의해 마비된 근육에 기능적 전기

자극을 인가하여 마비된 근육을 수축시키는 치료가 연구되고 있으며 Francisco[12]등에 의해 환자 스스로가 필요하다고 생각할 때에만 선택적으로 기능적 전기 자극을 인가하여 마비된 근육을 수축시키는 연구가 진행되고 있다. 하지만 약물에 의한 치료는 모든 환자에게 동일하게 효과가 나타나지 않았으며 약물치료가 효과가 없는 경우에 대하여 아직까지 정확한 원인이 밝혀지지 않았다. 초음파를 이용한 약물 치료는 뇌혈관에 침투한 약의 작용을 도울 뿐 뇌혈관에 직접적으로 영향을 주진 못하며 초음파 발산 시 혈관의 온도를 높이게 되어 오래 사용할 수 없는 단점이 있다[8]. 기능적 전기 치료는 전기 인가 시 환자가 쉽게 피로를 느끼므로 장시간 사용할 수 없는 단점이 있으며 환자 스스로의 의지로 움직일 수 없는 환자들에게는 효과가 좋지 못할 뿐만 아니라 전기 치료를 하는 동안에는 효과가 나타나 전기 치료 후에는 별다른 효과를 보이지 못하였다. 또한 뇌졸중에 의한 편마비 환자들의 상지 재활을 위해 일반적으로 물리치료사에 의해 수동적으로 수행되는 운동치료는 치료사의 부족과 치료사의 과중한 육체적 수고와 이에 따른 운동 효율의 저하, 비용의 문제 등을 초래한다[13].

이를 해결하기 위하여 마비 환자의 잔존 감각을 활용하여 독립적인 일상생활에 필요한 기능을 습득하고 자연스러운 상지운동을 유도할 수 있는 상지운동 시스템이 개발되고 있다. 하지만 이러한 상지운동 시스템들은 대부분 어깨나 팔꿈치에 국한되어 있을 뿐 손에 적용되는 예는 극히 드물다[14]. Rice[15]는 편마비 환자의 상지 재활 훈련 시 한손만 사용하는 것 보다 양손을 사용하여 재활훈련을 실행하는 것이 환자의 운동 기능 회복에 더 도움이 된다고 소개한 바 있다. 또한 김영호 등[16]은 건축 움직임에 따라 환측 상지의 대칭운동을 유도할 수 있는 시스템을 개발하여 만성 편마비 환자에게 적용하였다. Lum 등[17]은 로봇 보조 시스템을 이용한 투영영상(mirror image)에 의한 피드백 조절을 통한 재활 훈련 프로그램을 2개월간 만성 편마비 환자에 적용하였다.

개발된 운동 시스템을 평가하기 위하여 환자의 운동기능 상태를 정확히 측정하고 객관적으로 평가하는 것이 중요하다. 일반적으로 환자의 운동기능의 회복을 평가하기 위해 도수근장력측정(manual muscle test, MMT)와 운동기능평가(Fugl-Meyer motor assessment, FMA), 근긴장도(modified Ashworth scale,

MAS) 기능적 자기공명영상장치(functional magnetic resonance imaging: fMRI) 등이 적용되어 왔다. 김영호 등[18]은 대칭형 상지운동 시스템을 개발하고 이를 뇌졸중에 의한 만성 편마비 환자들에게 6주간의 훈련을 적용시킨 후 운동기능 평가인 도수근장력측정과 운동기능평가, 근긴장도의 향상을 증명하였고 손목의 등척성 운동을 유도하여 근 민첩성을 실험한 결과 근수축 개시 및 지연 시간의 지연이 감소했음을 보고하였다. 또한 Whitall 등[19]은 건측(unaffected hand) 및 환측(affected hand) 양측(bilateral) 운동이 가능한 팔 운동 시스템을 적용하여 환측 손의 등척성 근장력(isometric strength) 및 운동 범위(range of motion)의 향상을 증명하였다. 또한 박병규 등[20]은 운동반응 근전도 분석을 이용한 뇌졸중 환자의 근전도 신호의 반응시간 및 이완시간, 근전도 신호의 RMS(root mean square) 값이 운동기능 장애의 정도와 유의한 상관관계를 나타냄을 보고하였다. 그러나 근전도 검사는 근활동에 대한 데이터를 제공하나 측정 노이즈가 많고 신호처리가 필요하며 이를 직접적으로 근장력 및 토크와 연계할 수 없는 단점이 있다. 근장력(muscle force) 및 토크와 연계하기 위하여 직접 토크 미터를 사용하여 환자의 재활훈련 수행 시 관절의 토크를 측정하는 연구가 수행되었으나 직접적으로 관절에서의 정확한 토크를 측정하는 것은 불가능하였다. 하지만 최근에는 3차원 동작분석시스템을 통하여 편마비 환자의 재활훈련 수행 시 운동학적/운동역학적 분석이 수행되고 있으며 동역학 해석 프로그램을 사용하여 관절과 근육을 모델링하여 상지운동 수행 시 각 관절의 토크를 계산하는 연구가 수행되고 있다. 따라서 재활과정의 운동기능 회복을 좀 더 확실히 규명하고 개선된 치료방법에 접근할 구체적인 자료를 제공하기 위해서는 근육모델에 입각한 동역학적 해석을 통해서 근장력과 관절 토크를 결정하는 것이 중요하다.

본 연구에서는 정상인 성인 10명과 편마비 환자 3명을 대상으로 대칭형 상지운동기구를 이용하여 손목 관절의 굴곡/신전 운동을 수행하는 동안 삼차원 동작분석을 시행하고 이를 근육 모델에 입각한 동역학 해석을 통해서 근장력과 관절 토크를 평가하였다.



## 제 2 장 방 법

그림 2.1은 본 연구의 전체적인 흐름을 보여주고 있다. 먼저 대칭형 상지운동기구를 개발하고, 그 모델을 정상군 및 편마비 환자군에 적용하여 삼차원 동작분석, 동역학 해석, 근활성도 분석을 통하여 개발된 대칭형 상지 운동기구를 이용하여 손목의 굴곡/신전 운동 시 손목 관절 운동기능 회복 메커니즘을 평가하였다.

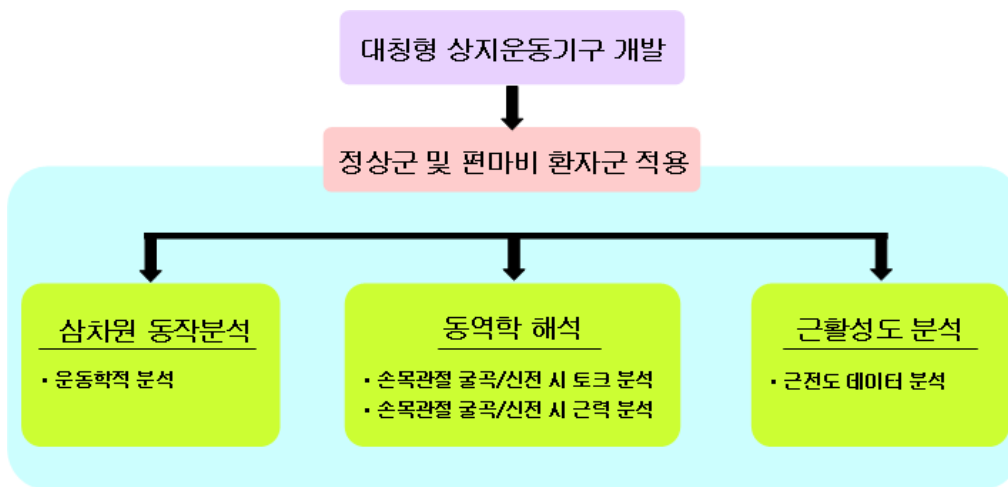


그림 2.1 본 연구의 흐름도

## 2.1 대칭형 상지운동기구

### 2.1.1. 무동력형 대칭형 상지운동기구

그림 2.2는 제작된 대칭형 상지운동기구를 나타내고 있다. 본 연구에서 사용된 대칭형 상지운동기구는 손목의 대칭적 굴곡/신전 운동 수행 가능하도록 설계되었으며 크게 손잡이부, 기어부, 전완고정부, 받침대, 기구고정부로 구성된다.

손잡이부는 2개로 구성이 되었으며 양측 손잡이는 약 180mm 간격으로 기어부에 장착되었으며 손잡이의 크기는 약 90mm이다.

제작된 대칭형 상지운동기구는 내부에 4개의 평기어와 8개의 베어링으로 구성되었으며 4개의 평기어가 두 개씩 맞물려지며, 맞물려진 평기어들이 서로 일직선을 이루면서 정해진 위치에서 양쪽의 손잡이가 대칭적으로 회전하도록 구성되었다. 본 실험에서는 환자의 굴곡 신전 운동 수행 시 손목 관절과 근육의 과도한 굴곡/신을 방지하기 위하여 양측 손잡이의 최대 신전 각도 80도, 최대 굴곡 각도 100도 이하로 조절하였다.

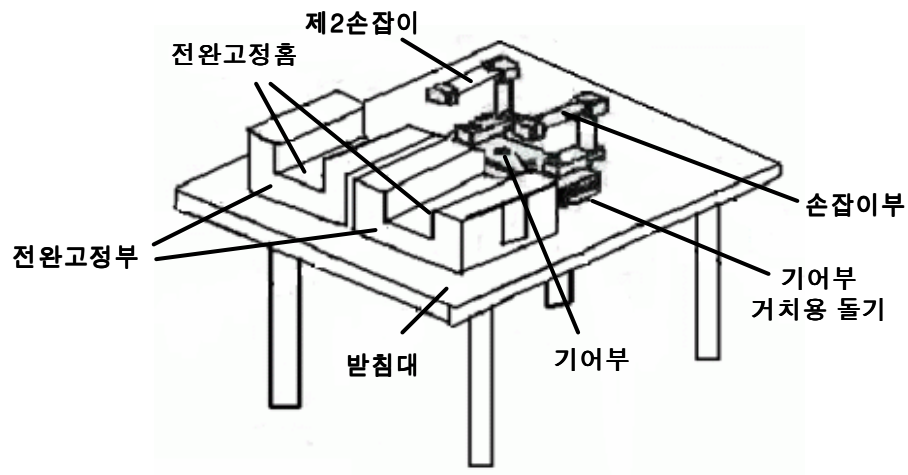


그림 2.2 대칭형 상지 재활기구 시스템

## 2.2 삼차원 동작분석

### 2.2.1. 실험 대상

#### 2.2.1.1 정상 성인군

삼차원 운동분석을 수행하기 위해서 상지에 이상이 없고, 손목에 질병이나 외과적인 상해가 없으며 현재까지 신경 병력이 없고 양측이 정상적인 손목 굴곡/신전 운동이 가능하다고 판단되는 20대 성인 남자 10명을 선정하였다. 실험에 임하기 전에 상지 모델링을 위해 필요한 피검자의 인체 데이터를 측정하였다. 표 2.1은 10명의 정상 성인군 피검자에 대한 인체 측정 데이터이다.

표 2.1 정상 성인군의 신체적 특성

Characteristics		mean	SD
Age (years)		23.6	2.6
Body mass (kg)		67.3	5.0
Height (cm)		174.7	4.6
Shoulder offset (cm)	Left	7.2	1.1
	Right	7.2	1.1
Elbow width (cm)	Left	7.5	0.3
	Right	7.3	0.6
Wrist width (cm)	Left	5.8	0.3
	Right	5.8	0.3
Hand thickness (cm)	Left	2.9	0.4
	Right	3.0	0.3

### 2.2.1.2 편마비(Hemiplegic) 환자군

삼차원 운동분석을 수행하기 위해서 만성 편마비 환자 3명을 선정하였다. 환자의 상태는 MAS 지수로 평가를 하였으며 손목의 굴곡/신전 운동은 가능하나 근긴장도의 증가를 쉽게 관찰하기 위하여 MAS 지수 2 이하의 환자를 선정하였다. 표 2.2는 환자의 상태를 평가한 MAS 지수의 평가와 평가 정도이다.

표 2.2 일반적인 MAS(Modified Ashworth Scale) 지수의 평가 정도[21]

Grade	Condition
0	환측 사지를 운동시킬 때 근긴장도의 증가가 없음
1	환측 사지의 굽힘과 펴짐 운동을 시킬 때 관절 가동범위의 끝 부분에서 약간의 저항이 감지되며, 근긴장도가 약간의 증가를 보임
1+	환측 사지를 움직일 때 관절 가동범위의 1/2 이하에서부터 약간의 저항이 감지되며, 근긴장도가 약간의 증가를 보임
2	대부분의 관절 가동범위에서 현저한 근긴장도의 증가를 보이지만 쉽게 환측 사지를 굽힐 수 있음
3	대부분의 관절 가동범위에서 상당히 많은 양의 근긴장도의 증가를 보이며 수동운동이 어려움
4	환측 사지에 있어서 수동운동이 불가능

표 2.3은 3명의 편마비 환자군 피검자에 대한 인체 측정 데이터이다.

표 2.3 편마비 환자군의 신체적 특성

Characteristics		1	2	3
Age (years)		47	35	53
Body mass (kg)		58.5	60	53
Height (cm)		158	164	161
Shoulder offset (cm)	Left	7.5	7.5	6.8
	Right	7.4	7.5	8.7
Elbow width (cm)	Left	7.2	7.5	5.5
	Right	7.0	7.3	5.3
Wrist width (cm)	Left	5.5	5.3	6.8
	Right	5.7	5.5	6.7
Hand thickness (cm)	Left	2.5	2.2	2.8
	Right	2.4	2.3	2.9
MAS grade		2	2	2

### 2.2.2. 실험 방법

손목 관절의 굴곡/신전 운동에 대한 3차원 동작분석을 위해서 그림 2.3과 같이 해상도 1280X1024인 여섯 대의 근적외선 카메라(MCam2, VICON motion systems Ltd., 영국)를 삼차원 동작분석 시스템(Vicon 612, VICON motion systems Ltd., 영국)과 연동하여 사용하였다. 근적외선 카메라는 120Hz로 데이터를 획득하였고, 상용프로그램인 Excel 2000(Microsoft, 미국)을 이용하여 분석하였다.

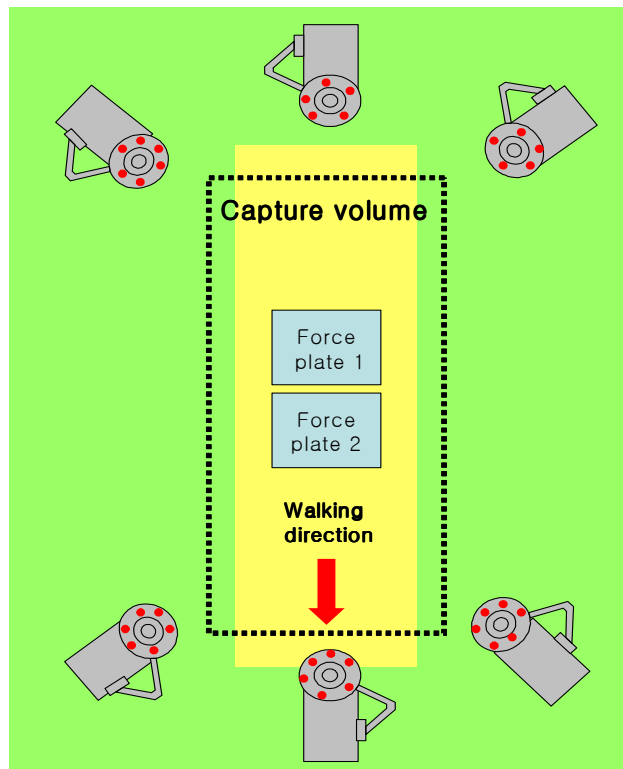


그림 2.3 삼차원 동작분석 시스템

각 피검자당 외부의 영향을 최소화하고 자연스럽게 손목의 굴곡/신전 운동을 수행 할 수 있도록 유도하고 충분한 훈련 후 마커의 움직임에 최대한 놓치지 않기 위해서 측정 범위(capture volume) 중앙에서 동작분석을 수행하였다. 그림 2.4는 플러그인 마커세트의 상지 마커세트를 나타낸 것이다[22]. 본 연구에서는 플러그인 마커세트를 사용하여 피검자의 상지에 총 23개의 마커를 부착하였다.

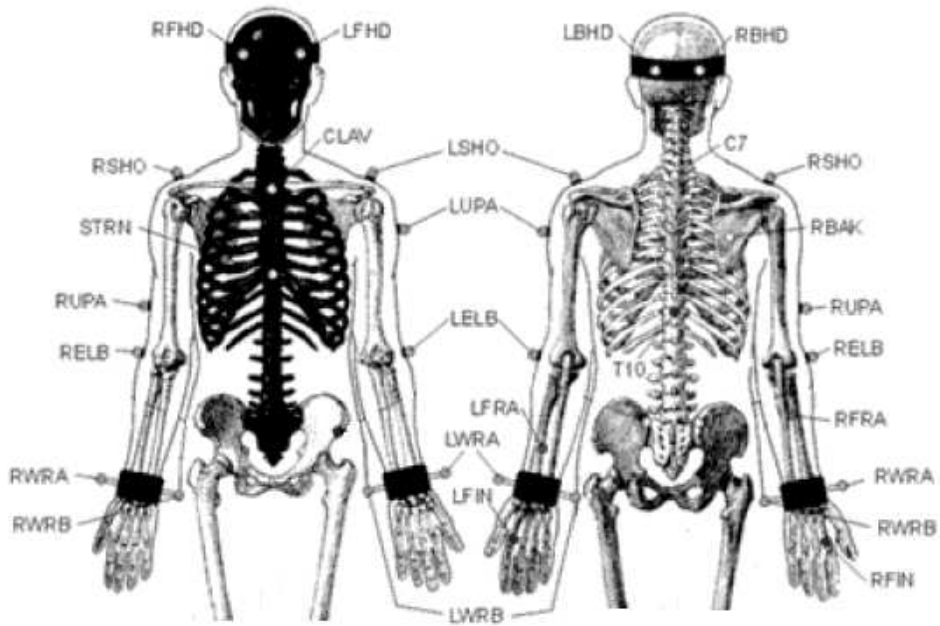


그림 2.4 플러그인 마커세트의 상지 마커세트

제작된 상지 운동 기구를 사용하여 손목의 굴곡/신전 운동을 수행하기 전 해부학적 자세를 취한 후 정적인 상태에서 3초 동안 측정을 하였다. 제작된 상지 운동 기구를 사용하여 정상인 피검자의 경우 8초 동안 최대 굴곡/신전 운동을 한 번 수행하였고 편마비 환자의 경우 일정한 시간 동안 손목의 굴곡/신전 운동을 제한하는 것이 어려웠기 때문에 편안한 속도로 손목 굴곡/신전 운동을 수행하였으며 최대 굴곡/신전 운동을 두 번 반복 수행하는 것을 측정하였다. 각 피검자 마다 3번의 위와 같은 과정을 반복 수행하였다. 손목의 굴곡/신전 운동 수행 시 정상인의 경우 팔만 고정하여도 굴곡/신전 운동 수행에 어려움이 없었으나 편마비 환자의 경우 팔만 고정할 경우 손목의 굴곡/신전은 제대로 발생하지 않기 때문에 손 또한 손잡이와 단단히 고정해 주었다. 따라서 같은 조건을 부여하기 위하여 정상인의 경우도 손과 손잡이를 단단하게 고정한 후 실험을 수행하였다. 그림 2.5는 플러그인 마커세트를 사용하여 상지에 마커 부착 후 손목의 굴곡/신전 운동을 수행하는 모습이다.



(a)

(b)

그림2.5 손목의 굴곡/신전 운동 수행 모습 (a)정면 (b)측면

## 2.3 동역학 해석

삼차원 동작분석으로 얻어진 마커들의 궤적을 이용하여 동역학 해석을 수행하였다. 동역학 해석을 위하여 삼차원 모델링 프로그램인 ADAMS(MSC Software Corp., 미국)와 Lifemod(Biomechanics Research Group Inc., 미국)를 사용하였다. 동역학 해석은 정해진 순서에 따라 체절 및 관절, 근육 등을 생성한 후 역동역학 해석을 수행하였다. 체절 생성 시 머리, 목, 몸통, 위팔, 아래팔과 손을 생성한다. 체절 생성 시 피검자의 이름, 성별, 인체측정 데이터를 인가하여 주어야 하는데 필요한 데이터들을 인가하면 인체해석 프로그램인 Lifemod에서 피검자의 성별과 인체데이터를 기반으로 체절을 생성하게 된다. 체절을 생성한 후에는 관절을 생성하여 준다. 각각의 관절은 3개의 힌지 조인트로 구성이 되며 각 조인트는 3개의 자유도를 갖게 된다. 또한 각 관절에 따라 각기 다른 관절 한계와 강도, 제동력을 설정해 줄 수 있다. 각 관절의 움직임은 3차원 동작분석시스템에서 얻은 마커 위치와 이동경로를 통해서 움직이게 된다. 관절생성 시 강도와 제동력을 설정해 주어야 하는데 정상인의 경우 관절의 강도는 100,000N/m를, 제동력은



10,000N\*sec/m를 인가하였으며 편마비 환자의 경우 강직이 없는 팔은 정상인과 동일한 강도와 제동력을 인가하였으며 강직이 있는 팔에는 강도는 300,000N/m를, 제동력은 10,000N\*sec/m를 인가하였다. 기존 연구에서 편마비 환자의 강직에 대한 평가로 MAS 지수 평가가 가장 많이 사용이 되었는데 본 연구에 참여한 편마비 환자의 MAS 지수는 2로서 기존 연구에 기반할 경우 MAS 지수 2는 정상인에 비하여 약 3배의 강직이 나타나기 평가되었기 때문에 위와 같이 강직을 설정하였다. 관절에서의 각도와 스프링 토크는 그림 2.6과 같은 특성을 가진다. 일정한 각도 내에서 관절의 운동이 발생할 경우 그에 따른 관절의 스프링 토크는 각도와 선형적인 관계 특성을 가지게 된다.

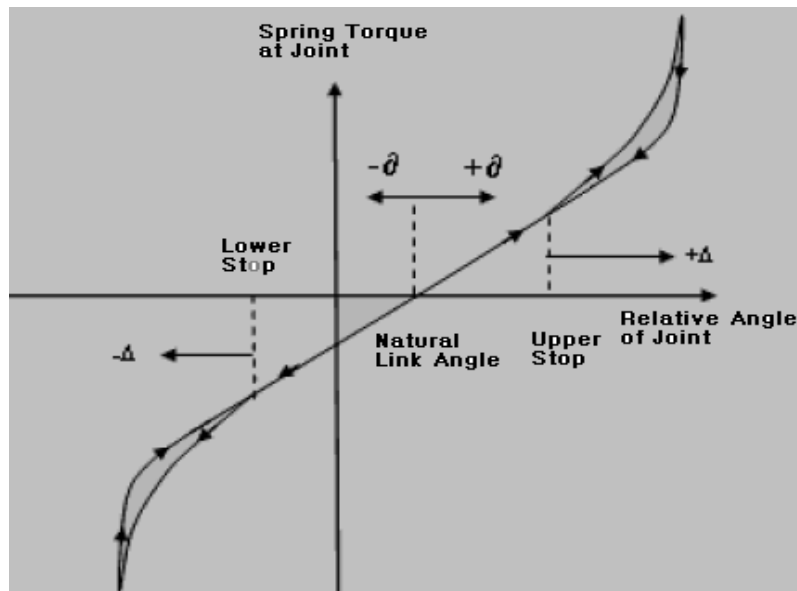


그림 2.6 관절 각도와 스프링 토크의 특성

관절을 생성한 후에는 근육을 생성하는데 근육을 생성하는데 위팔은 총 23개, 아래팔은 총 8개, 목과 몸통에는 11개의 총 42개의 근육이 생성된다. 표 2.은 생성된 근육명과 시작/끝의 위치를 나타내고 있다. 근육을 생성한 후 역동역학 해석을 수행할 경우 생성된 근육의 길이 변화에 따라서 근육의 결과가 산출되게 된다.

각 근육의 요소들은 다음과 같은 특성을 가진다.

표 2.4 생성된 근육

	근육명	시작 위치	끝 위치
목, 몸통	Rectus Abdominis	upper_torso	lower_torso
	Obliquus Abdom	upper_torso	lower_torso
	Scalenus Madius	neck	upper_torso
	Scalenus Anterior	neck	upper_torso
	Stenocleidomastiodeus	head	scapula
	Erector Spinae 2	central_torso	lower_torso
	Erector Spinae 3	upper_torso	central_torso
	Erector Spinae 1	upper_torso	lower_torso
	Scalenus Posterior	neck	upper_torso
	Scalenus Cervicis	head	neck
	Scalenus Capitis	head	upper_torso
위 팔	Biceps Brachii 2	scapula	lower_arm
	Brachioradilis	upper_arm	lower_arm
	Biceps Brachii 1	scapula	lower_arm
	Triceps Brachii 1	scapula	lower_arm
	Pectoralis Minor 3	scapula	upper_torso
	Pectoralis Minor 2	scapula	upper_torso
	Deltoideus 3	scapula	lower_arm

	Deltoideus 1	scapula	lower_arm
	Deltoideus 2	scapula	lower_arm
	Pectoralis Major 1	upper_torso	lower_arm
	Pectoralis Major 4	scapula	lower_arm
	Pectoralis Major 5	scapula	lower_arm
	Trapezius 1	neck	scapula
	Trapezius 2	upper_torso	scapula
	Latissimus Dorsi 1	upper_torso	upper_arm
	Pectoralis Major 2	upper_torso	upper_arm
	Pectoralis Major 3	upper_torso	upper_arm
	trapezius 3	scapula	central_torso
	Latissimus Dorsi 2	upper_arm	central_torso
	Latissimus Dorsi 3	upper_arm	lower_torso
	Triceps Brachii 2	upper_arm	lower_arm
	Pectoralis Minor1	scapula	upper_torso
	Triceps Brachii 3	upper_arm	lower_arm
아래 팔	Extensor Carpi Rad. Longus	upper_arm	hand
	Extensor Digiti Minimi	lower_arm	hand
	Abductor Policis Longus	lower_arm	hand
	Flexor Carpi Radialis	upper_arm	hand

	Flexor Ditorum Profundus	lower_arm	hand
	Flexor Carpi Ulnaris	upper_arm	hand
	Flexor Pollicis Longus	upper_arm	hand
	Pronator Teres	upper_arm	lower_arm

$$F1 = \left\{ \begin{array}{ll} F_{max} & : \text{if } F1 \geq F_{max} \\ P_{gain}(L_{desired}-L_{actual})+D_{gain}(L_{desired}-L_{actual}) & : \text{if } F1 < F_{max} \\ 0 & : \text{if } L_{desired} \geq L_{actual} \end{array} \right\}$$

**$F_i = F_{filter}(F1)$ , where  $0 \leq F_{filter} \leq 200\%$**

근육 모델링으로부터 생성된 근육은 스프링-댐퍼 특성을 지니게 되고 각 근육들은 인체 분절의 특정한 위치에 부착이 된다. 인체 분절의 위치는 각 피검자마다 다른 인체 특성을 지니고 있기 때문에 인체 데이터를 부여하여 체질이 생성되고 관절이 생성된 후 해부학적 특성에 입각하여 피검자 마다 적절한 위치에 근육이 생성된다. 근육의 길이는 역동역학 해석 수행 시 중요한 역할을 하게 된다. 그림 2.7은 근육의 구성을 나타낸다. 근육은 시작점과 끝점으로 나타내어지며 스프링과 댐퍼로 구성되어진다. 근육이 이완하는 동안 과도한 이완으로 인한 상해를 방지하기 위하여 근육의 이완에 반하는 근육이 함께 움직이게 되는데 스프링은 근육의 이완을 돕는 역할이며 댐퍼는 근육의 과도한 이완을 억제하기 위한 역할로 사용이 된다. 근육의 특성을 나타내기 위하여 스프링/댐퍼를 사용한 모델은 여러 가지가 있는데 본 인체해석 프로그램에서는 그림 2.7과 같이 스프링과 댐퍼가 병렬로 구성된 모델을 사용하였다. 근육이 움직이는 동안 근육의 길이의 변화와 스프링/댐퍼 특성을 통하여 역동역학 해석 수행 시 근육의 결과 값이 도출된다.

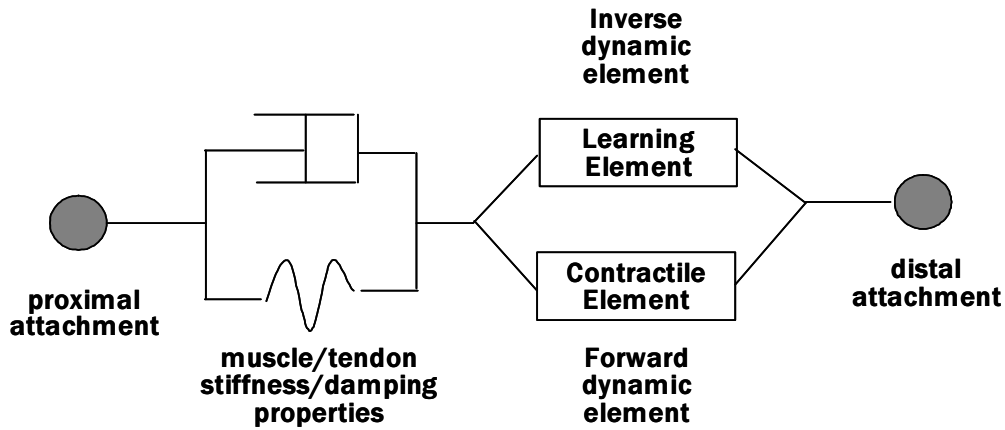


그림 2.7 근육의 구성

본 연구에서는 정상인의 최대 근육 강도는  $1 \times 10^6$ 을 인가하고 편마비 환자의 경우 MAS 지수에 의거하여 최대 근육 강도는  $3 \times 10^6$ 을 인가하였으며 스프링-댐퍼 특성에 의해 근장력이 해석된다.

삼차원 동작분석시스템에서 얻은 마커 위치와 이동경로를 생성된 상지 모델에 인가한 후 반사마커와 운동수행자(motion agent)를 서로 일체화시킨 후 근골격 모델의 해석을 수행하였다. 운동수행자는 삼차원 모델링 프로그램인 Lifemod 프로그램에서 피검자의 인체측정데이터를 인가하였을 때 가장 이상적으로 생각되는 위치라고 판단되는 지점에 생성된다. 그림 2.8은 삼차원 동작분석데이터에서 얻은 마커와 운동수행자와의 관계를 나타낸 것이다. 반사마커와 운동수행자는 같은 위치에 생성되기도 하지만 서로 다른 위치에 생성 될 수도 있기 때문에 반사마커와 운동수행자는 스프링으로 연결되어 있다. 반사마커와 운동수행자가 일치할 경우 역동역학 해석 수행은 더 정확한 값을 가지게 되므로 반사마커와 운동수행자의 스프링 특성을 조절해 줄 수가 있다. 하지만 반사마커와 운동수행자의 일치가 되지 않을 경우에 스프링 강도를 높여주게 되면 관절의 움직임에 제한이 많이 일어나므로 정확한 역동역학 해석이 일어나지 않을 수도 있게 된다. 따라서 정확한 역동역학 해석 수행을 위하여서는 스프링 특성을 조절해 줄 필요가 있고 마

커를 부착할 때 보다 정확한 위치에 부착하는 것이 중요하다.

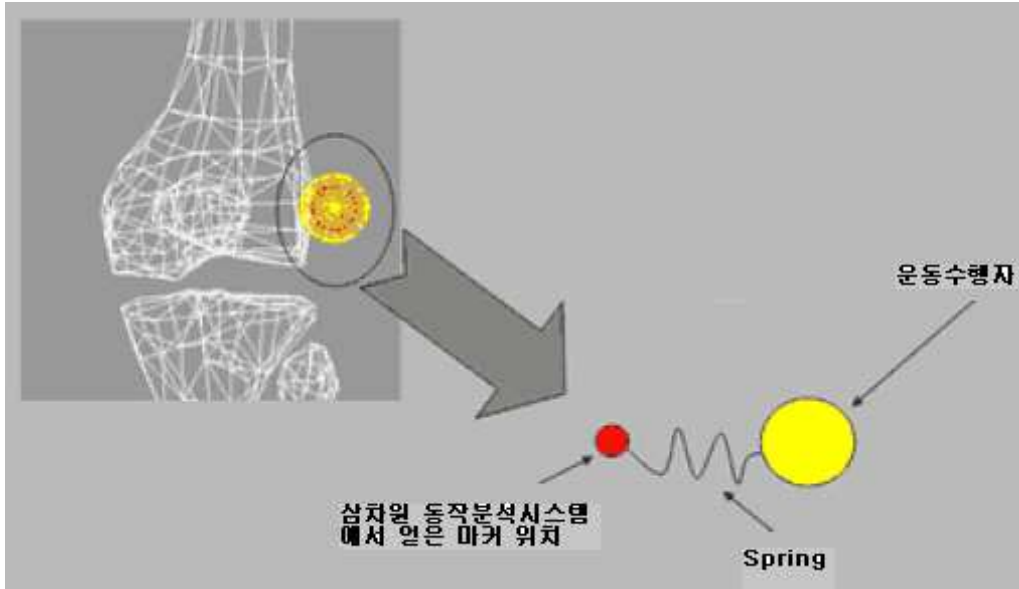


그림 2.8 마커와 운동수행자와의 관계

마커와 운동수행자를 일치시킨 후 역동역학 해석(inverse dynamics)을 통해 총 4개의 근육의 장력과 손목 관절 토크를 해석하였다. 또한 실험 상태와 유사한 모델링을 위하여 골반은 고정 조인트를 사용하여 지면에 고정하였고 양 팔꿈치는 다른 지면과의 접촉 조건을 부여하였으며 중력 조건 또한 부여 하였다. 그림 2.9 는 동역학 해석 수행 시의 모습이다.

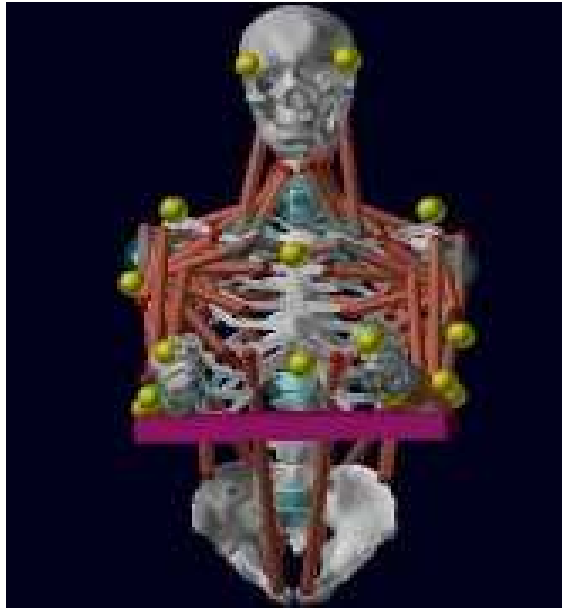


그림 2.9 동역학 해석

## 2.4 근전도 측정

손목의 굴곡/신전 운동 시 손목의 운동과 관련된 근육활동을 측정하기 위해, 근전도 측정시스템(MA300, Motion Lab., 미국)을 동작분석 시스템과 동기화하였으며 상용프로그램인 Matlab(Matlab, 미국)을 이용하여 분석하였다. 근전도 측정은 1080Hz의 샘플링율(sampling rate)로 손목의 굴곡/신전에 중요하게 작용하는 양쪽의 요측수근굴근(Flexor Carpi Radialis)과 요측수근신근(Extensor Carpi Radialis)에서 측정되었다.

그림 2.10과 같이 요측수근굴근은 안쪽위관절용기 아래팔근막에서 시작해서 둘째, 셋째 손허리뼈바닥까지 이어지며 손목의 굽힘 운동을 담당한다. 요측수근신근은 가쪽관절용기위능선의 먼쪽 2/3 가쪽 근육사이막에서 시작해서 둘째 손허리뼈바닥의 등쪽면까지 이어지며 손목의 펴 운동을 주로 담당한다.

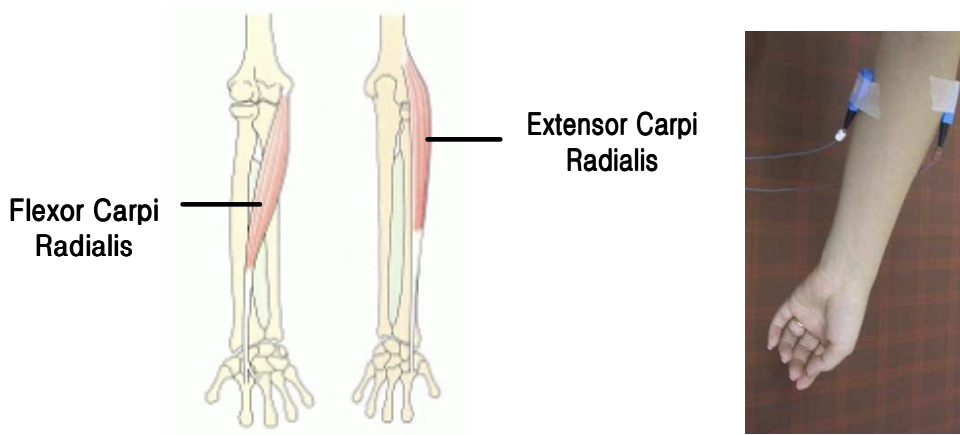


그림 2.10 근전도 측정 근육의 위치 및 전극 부착 위치

측정된 근전도 신호를 30Hz~400Hz의 대역필터(bandpass filter)를 사용하였으며 전기적 간섭을 제거하기 위하여 60Hz의 노치필터(notch filter)를 사용하였으며 결과는 동역학 해석 수행을 통해 얻어진 근장력과 비교하였다.

그림 2.15는 두 근육의 근전도 측정 예이다.

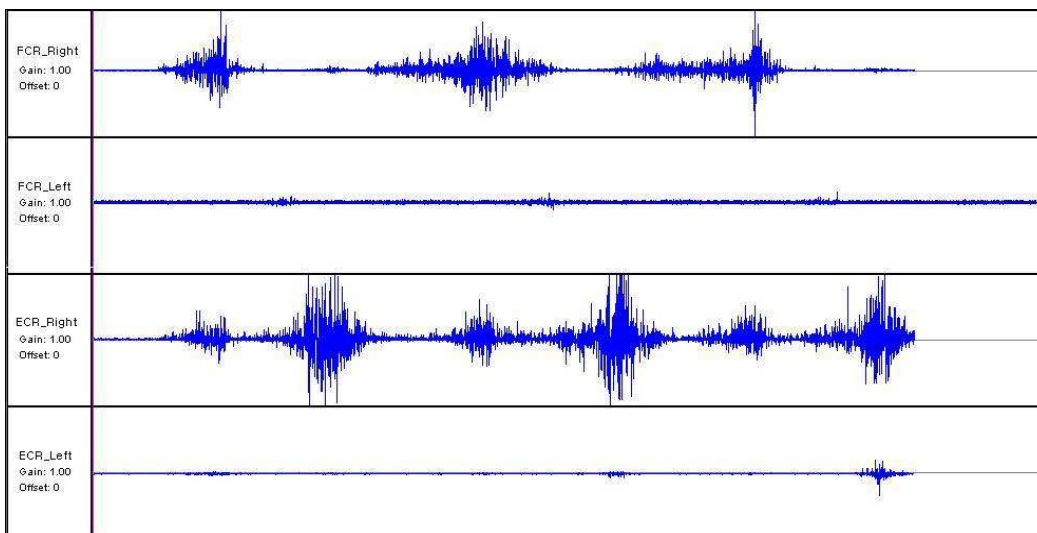


그림 2.11 근전도 측정 예



## 제 3 장 결 과

### 3.1 삼차원 동작분석

#### 3.1.1 정상인 손목 관절의 운동학적 특성

그림 3.1은 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 각도를 나타내고 있다.

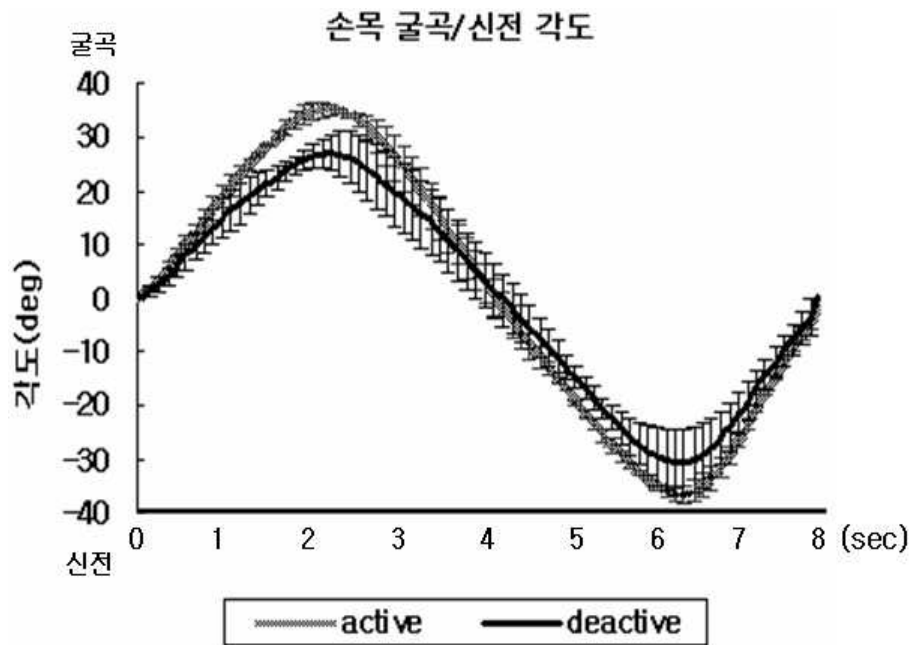


그림 3.1 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 각도

위 그림에 나타난 바와 같이, 정상인의 능동측 손은 최대 굴곡 각도가 약 35도가 발생하였고 최대 신전 각도가 약 38도가 발생하였다. 수동측 손은 대칭형 상지 운동기구를 이용하여 대칭적으로 운동하였으나 최대 굴곡 각도는 약 28도, 최대 신전 각도는 약 30도가 발생하는 것을 알 수 있었다. 능동측을 이용하여 수동측

손을 움직이므로 능동측에 비하여 수동측 손의 최대 굴곡/신전 각도가 시간적으로 더 늦게 나타나는 것을 알 수 있다.

### 3.1.2. 편마비 환자군 손목 관절의 운동학적 특성

그림 3.4는 편마비 환자의 손목 관절 굴곡/신전 각도를 나타내고 있다.

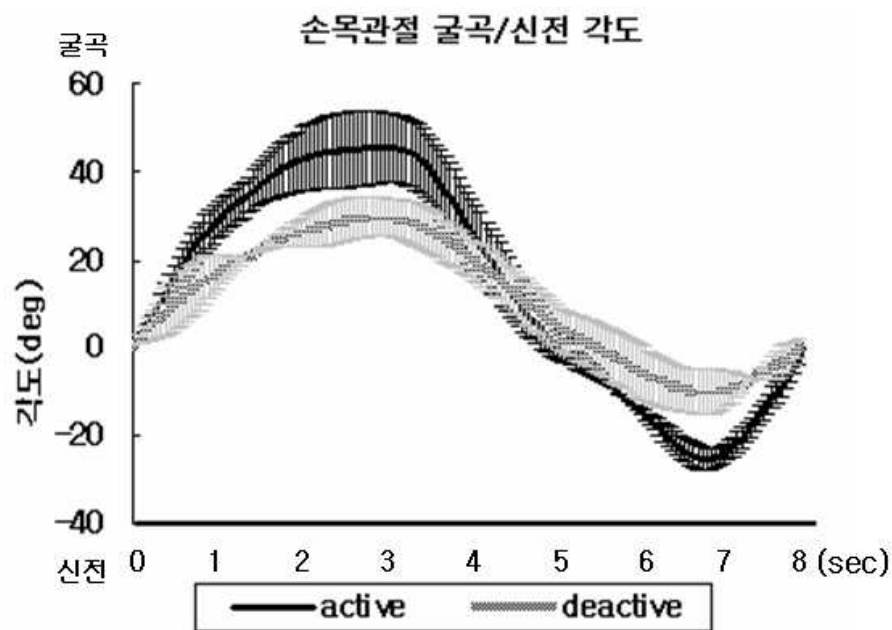


그림 3.2 편마비 환자군의 손목 관절 굴곡/신전 각도

그림 3.2에서 나타난 바와 같이, 편마비 환자의 능동측 손은 최대 굴곡 각도가 약 40도가 발생하였고 최대 신전 각도가 약 30도가 발생하였다. 수동측 손은 대칭형 상지 운동기구를 이용하여 대칭적으로 운동하였으나 최대 굴곡 각도는 약 30도, 최대 신전 각도는 약 10도가 발생하며 정상인에 비하여 최대 굴곡/신전 각도가 두드러지게 나타나지 않는 것을 알 수 있었다. 다만, 편마비 환자의 경우는 비슷한 상태의 환자들을 피검자로 지정하였음에도 불구하고 각 편마비 환자들의 상

태가 매우 다양하며 기복이 심하기 때문에 표준편차가 정상인에 비하여 매우 큰 것을 알 수 있었다.

## 3.2 동역학 해석

### 3.2.1 정상인 손목 관절의 운동역학적 특성

그림 3.3은 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 토크를 나타내고 있다.

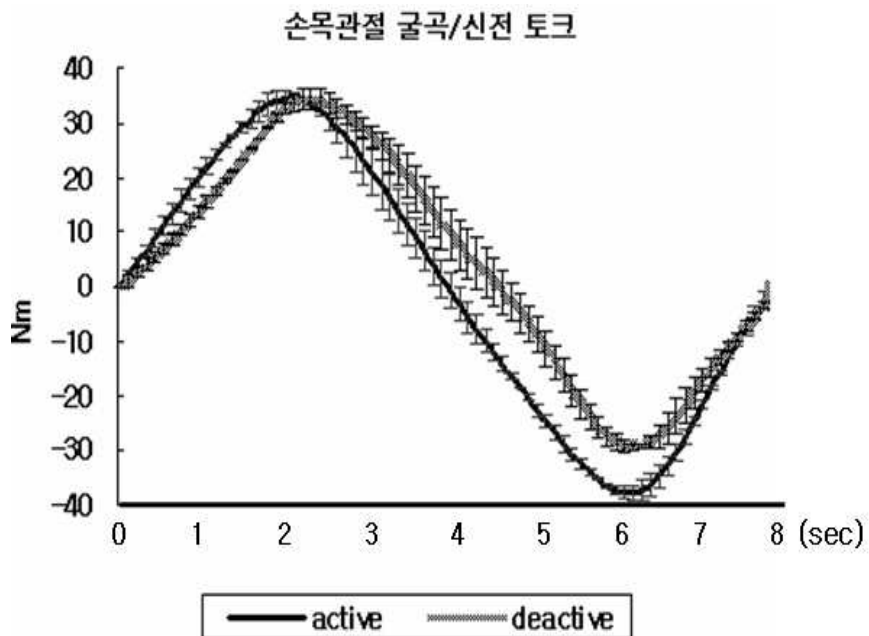
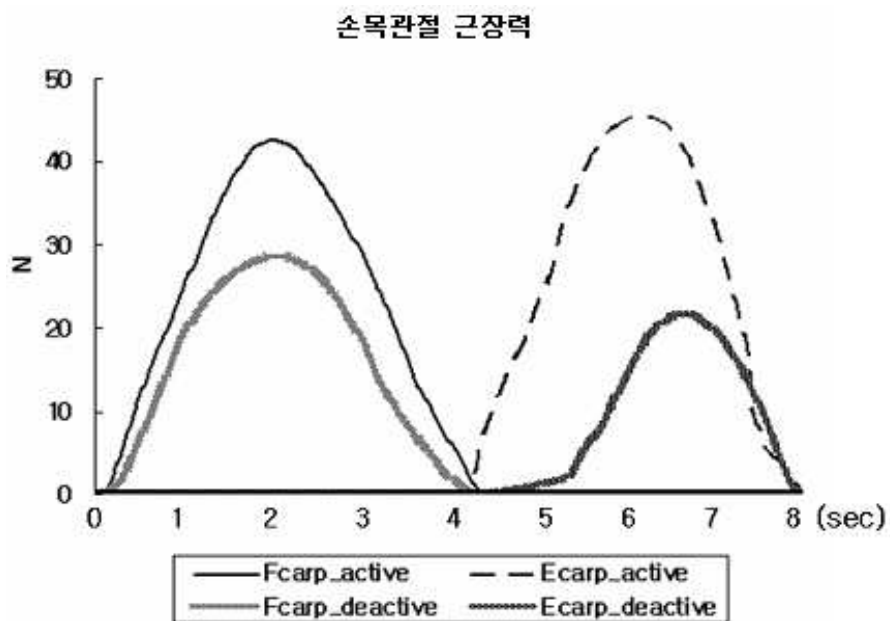


그림 3.3 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 토크

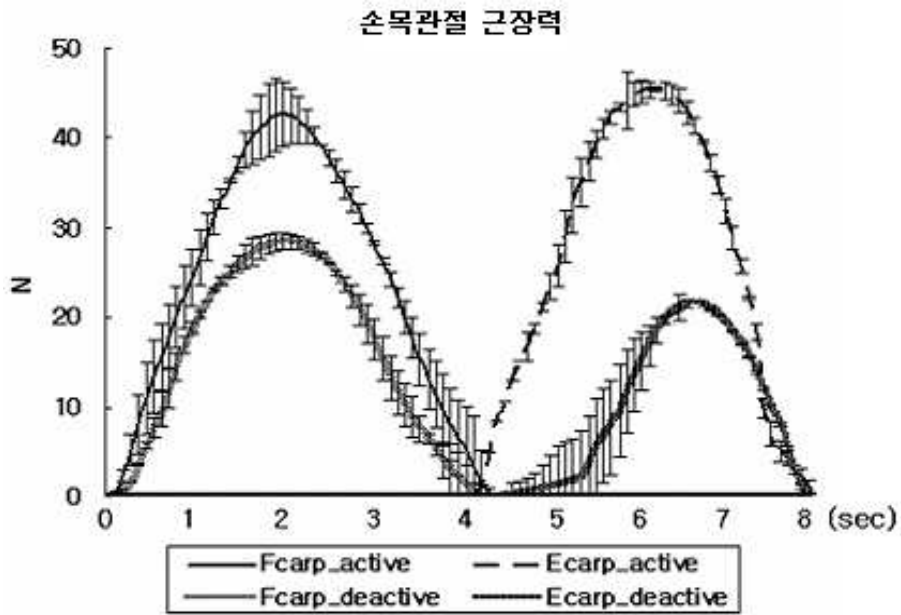
그림 3.3에서 나타난 바와 같이, 정상인의 능동측 손은 최대 굴곡 토크가 약 35Nm가 발생하였고 최대 신전 토크는 약 40Nm가 발생하였다. 수동측 손은 최대 굴곡 토크는 약 35Nm, 최대 신전 토크는 약 30Nm가 발생하여 수동측 손의

최대 신전 토크가 능동측 손의 최대 신전 토크에 비하여 작은 것을 알 수 있었다. 또한 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 각도가 증가함에 따라 토크도 증가하며 손목 관절 굴곡/신전 각도가 감소함에 따라 토크도 감소하는 것을 알 수 있었는데 이는 앞에서 설명한 바와 같이 일정 각도 내에서는 각도의 증가에 따라 관절 토크가 비례하여 증가하는 것이다. 또한 그림 3.1에서 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 운동 수행 시 능동측 손에 비하여 수동측 손의 최대 굴곡/신전 각도가 늦게 발생하는 것과 같이 정상인의 손목관절 굴곡/신전 최대 토크도 시간 축 상에서 느리게 발생하는 것을 알 수 있었다.

그림 3.4는 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 손목 관절 굴곡/신전근의 근장력을 나타내고 있다.



(a) 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력



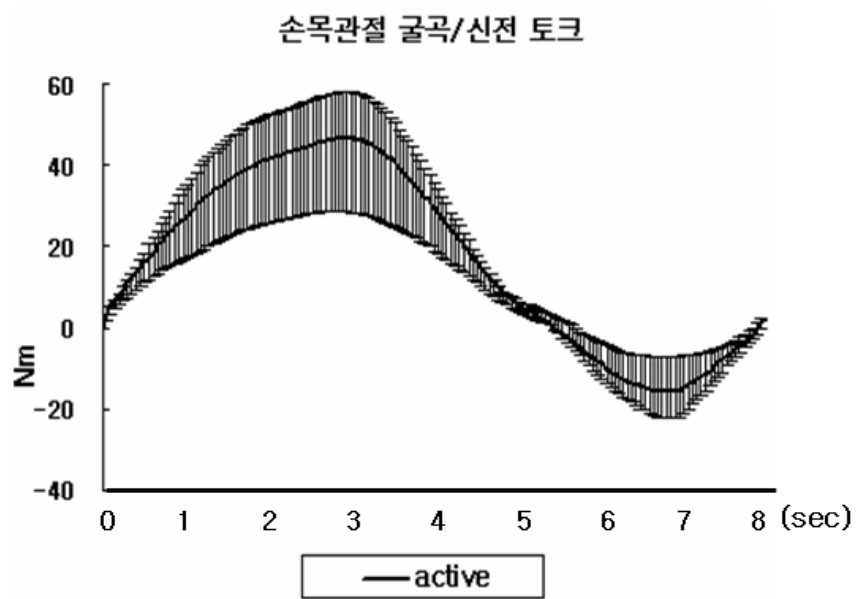
(b) 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력(표준편차 표시)

그림 3.4 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력

위 그림에서 (a)는 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력만 나타낸 것이고 (b)는 표준편차를 함께 표시한 것이다. 위 그림에 나타난 바와 같이, 정상인의 능동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근력은 42N이고 수동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력은 28N으로 능동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력이 수동측 손에 비하여 더욱 크다는 것을 알 수 있었다. 또한 정상인의 능동측 손의 최대 손목 관절 신전시의 근장력은 45N이고 수동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력은 20N으로 능동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력이 수동측 손에 비하여 두 배 이상 크다는 것을 알 수 있었다. 또한 위 그림에서 손목 관절 굴곡/신전 시 모두 능동측 손의 근장력이 수동측 손의 근장력에 비하여 시간상으로 더 빨리 발생하며 굴곡에 비하여 신전 시 능동측 손의 최대 근장력이 더 빨리 발생한다는 것을 알 수 있었다.

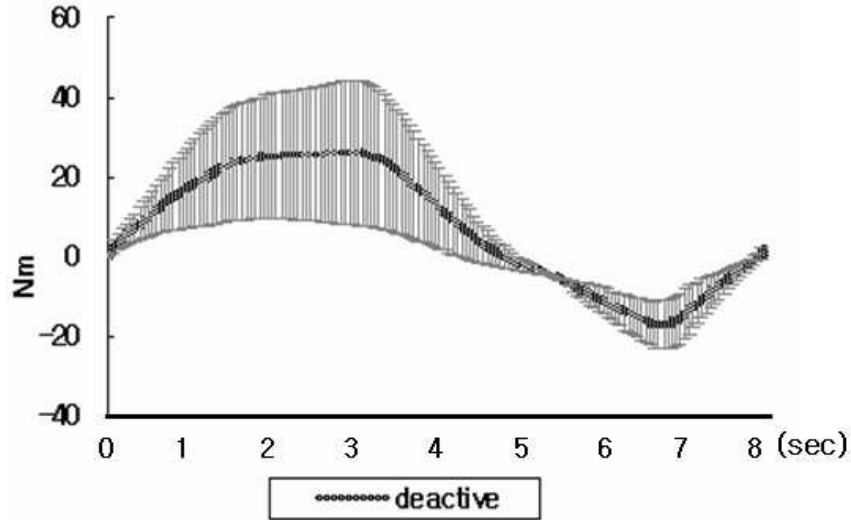
### 3.2.2 편마비 환자군 손목 관절의 운동역학적 특성

그림 3.5는 편마비 환자의 손목 관절 굴곡/신전 토크를 나타내고 있다.



(a) 편마비 환자의 능동측 손목 관절 굴곡/신전 토크

손목관절 굴곡/신전 토크



(b) 편마비 환자의 수동측 손목 관절 굴곡/신전 토크

그림 3.5 편마비 환자군의 손목 관절 굴곡/신전 토크

그림 3.5(a)에 나타난 바와 같이, 편마비 환자의 능동측 손은 최대 굴곡 토크가 약 45Nm가 발생하였고 최대 신전 토크는 약 18Nm가 발생하였다. 수동측 손은 최대 굴곡 토크는 약 23Nm, 최대 신전 토크는 약 18Nm가 발생하여 수동측 손의 최대 신전 토크가 능동측 손의 최대 신전 토크에 비하여 작은 것을 알 수 있었다. 또한 정상인과 다르게 손목 관절 굴곡/신전 각도에서 차이가 많이 남을 알 수 있었다. 편마비 환자의 경우 굴곡 운동은 쉽게 일어나나 굴곡에 비하여 신전 운동은 어려운 것을 알 수 있었다. 또한 정상인과 마찬가지로 편마비 환자도 손목 관절 굴곡/신전 각도가 증가함에 따라 토크도 증가하며 손목 관절 굴곡/신전 각도가 감소함에 따라 토크도 감소하는 것을 알 수 있었다. 또한 손목 관절 각도에서에서 마찬가지로 편마비 환자들마다의 상태가 매우 다양하기 때문에 표준편차가 정상인에 비하여 매우 큰 것을 알 수 있었으며 손목 관절 굴곡/신전 시 능동측 손의 근장력이 수동측 손의 근장력에 비하여 시간상으로 더 빨리 발생하며 굴곡에 비하여 신전 시 능동측 손의 최대 근장력이 더 빨리 발생한다는 것을 알 수 있었다.

그림 3.6은 편마비 환자의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력을 나타내고 있다.

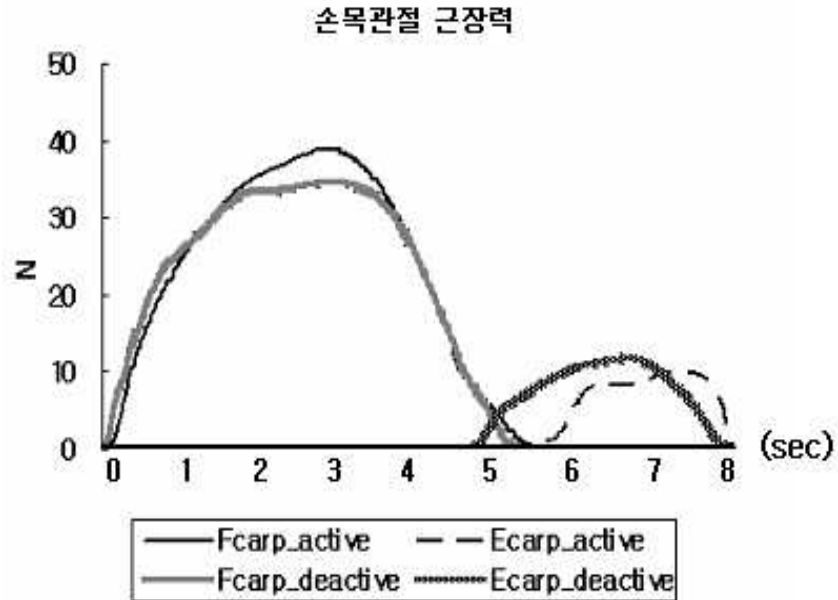


그림 3.6 편마비 환자의 손목 관절 굴곡/신전 시 근장력

위 그림에 나타난 바와 같이, 편마비 환자의 능동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력은 약 40N이고 수동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력은 약 35N으로 능동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력이 수동측 손에 비하여 더욱 크다는 것을 알 수 있었다. 또한 편마비 환자의 능동측 손의 최대 손목 관절 신전시의 근장력은 10N이고 수동측 손의 최대 손목 관절 굴곡시의 근장력은 12N으로 수동측 손이 능동측 손에 비하여 크다는 것을 알 수 있었다. 또한 위 그림에서 손목 관절 굴곡이 신전에 비하여 더 큰 근장력이 발생한다는 것을 알 수 있었다.



### 3.3 근활성도 분석

#### 3.3.1 정상인 손목 관절의 근활성도 분석

그림 3.7은 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근활성도를 나타내고 있다.

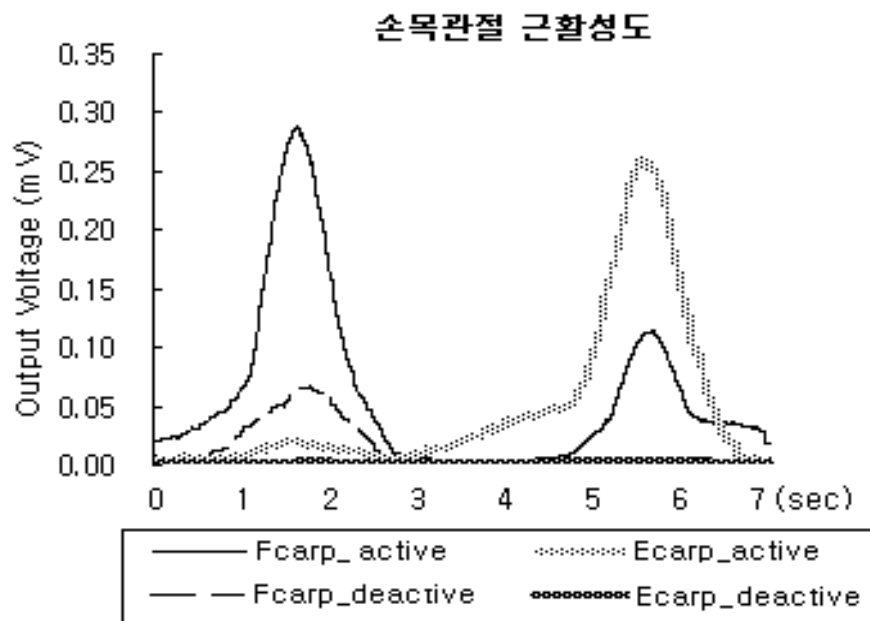


그림 3.7 정상인의 손목 관절 굴곡/신전 시 근활성도

위 그림에 나타난 바와 같이, 정상인의 손목 관절 굴곡 시 능동측 손목의 근활성도는 증가하다 1초와 2초 사이에서 최대로 활성화 되었으며 수동측 손목의 근활성도 역시 증가하다 1초와 2초 사이에서 최대로 활성화 되었다. 또한 정상인의 손목 관절 신전 시 능동측 손목의 근활성도는 증가하다 5초와 6초 사이에서 최대로 활성화 되었으며 수동측 손목의 근활성도 역시 증가하다 5초와 6초 사이에서 최대로 활성화 되었다. 근활성도를 근장력과 비교하였을 때 손목의 굴곡/신전 운

동 수행 시 근장력이 발생할 때 근활성도 역시 활성화 되는 것을 알 수 있었으며 근장력이 최대가 될 때 근활성도 역시 최대값이 나오는 것을 알 수 있었으며 근장력에서 근장력 발생의 능동측 손에 비하여 수동측 손의 시간적 지연이 확인할 수 있었으며 근활성도에서 역시 능동측 손에 비하여 수동측 손의 시간적 지연을 확인할 수 있었다.

### 3.3.2 편마비 환자군 손목 관절의 근활성도 분석

그림 3.8은 편마비 환자군의 손목 관절 굴곡/신전 시 근활성도를 나타내고 있다.

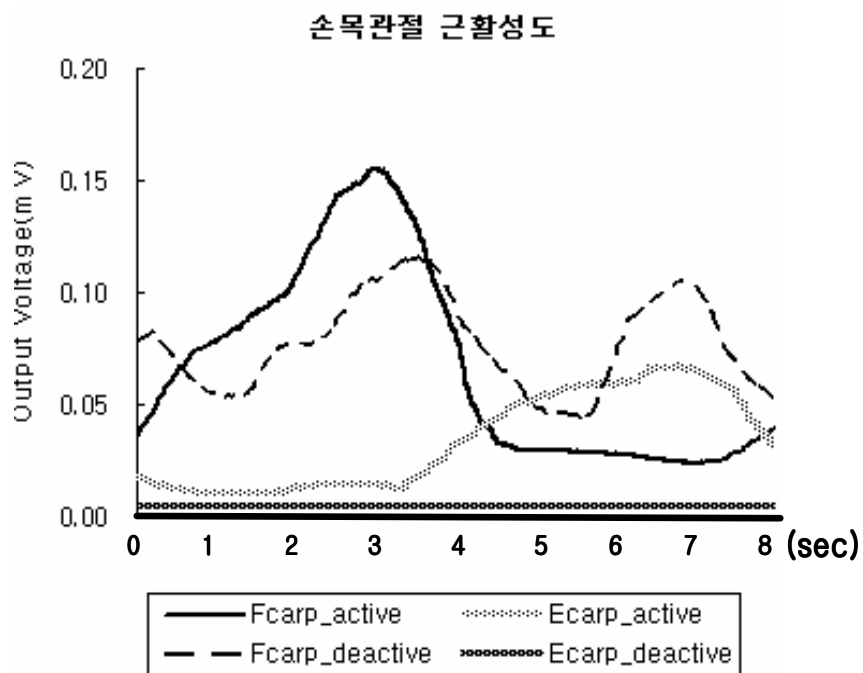


그림 3.8 편마비 환자의 손목 관절 굴곡/신전 시 근활성도

위 그림에 나타난 바와 같이, 편마비 환자의 손목 관절 굴곡 시 능동측 손목의

근활성도는 증가하다 약 3초에서 최대로 활성화 되었으며 수동측 손은 3초와 4초 사이에 활성화가 되었다가 7초 정도에 한번 더 활성화가 되었다. 손목 관절 신전 시 능동측 손목의 근활성도는 증가하다 약 6초와 6초 사이에서 최대로 활성화 되었으며 수동측 손목의 근활성은 나타나지 않았다. 이는 환자의 수동측 손은 근육의 강직이 발생하기 쉬우며 능동측 손에 의하여 움직이긴 하지만 환자의 능동측 손에 의하여 완벽하게 제어가 되진 않는다는 것을 알 수 있었다. 근활성도를 근장력과 비교하였을 때 능동측 손목의 굴곡 운동 수행 시 근장력이 활성화 될 때 근장력 역시 활성화 되는 것을 알 수 있었으며 손목의 굴곡/신전 운동 수행 시 근장력이 최대값이 나타날 때 근활성도 역시 활성화 되는 것을 알 수 있었다. 하지만 편마비 환자의 손목 관절 신전 운동시의 근활성도가 나타나지 않았는데 이는 환자의 수동측 손의 경우 근육의 강직에 따라 손목의 신전 운동에 관여하는 근육이 제대로 활성화 되지 않음을 알 수 있으며 신전 운동을 수동적으로 수행할 경우 강제로 수행하게 되면 신전 운동에 관여하는 근육 뿐 아니라 다른 근육도 손상을 입을 수 있다는 것을 알 수 있었으며 능동측 손의 경우 강직이 발생한 수동측 손을 컨트롤하기 위하여 근활도가 크게 발생한다는 것을 알 수 있었다.

## 제 4 장 결 론

본 연구에서는 개발된 대칭형 상지 운동기구를 이용하여 정상인과 편마비 환자의 손목 관절의 굴곡/신전 운동 시 3차원 동작분석을 수행하고 얻어진 결과를 이용하여 동역학 해석을 수행하였다.

편마비 환자에게 적용하기 위하여 개발된 대칭형 상지 운동기구를 환자에게 적용하기 이전에 정상인에게 먼저 적용하여 운동학적 분석과 동역학 해석 수행의 효용성을 확인하였다. 개발된 대칭형 상지 운동기구는 능동측 손을 사용하여 반대측 손목의 운동을 유발하여 대칭적인 운동이 발생하도록 제작되었다. 또한 손목 관절의 굴곡/신전 운동 시 운동학적 분석을 위하여 플러그인 모델을 사용하여 상지에 총 23개의 반사 마커를 부착한 후 3차원 동작분석을 수행하였다. 3차원 동작 분석에서 얻어진 마커의 위치 데이터와 인체측정 데이터를 사용하여 동역학 해석 프로그램인 ADAMS(MSC Software Corp., 미국)와 인체 해석 프로그램인 Lifemod(Biomechanics Research Group Inc., 미국)를 사용하여 인체 모델을 생성한 후 동역학 해석을 수행하였다.

개발된 대칭형 상지 운동기구를 사용하여 손목의 굴곡/신전 운동 수행 시 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 손목 관절의 굴곡/신전 운동 수행 시 손목 관절의 굴곡/신전 각도는 정상인과 편마비 환자 모두 능동측 손이 수동측 손에 비하여 크며 능동측 손에 비하여 수동측 손의 최대 굴곡/신전 각도가 시간상으로 늦게 발생한다.
2. 손목 관절의 굴곡/신전 운동 수행 시 손목 관절의 각도는 정상인은 굴곡/신전 각도가 비슷하게 발생하나 편마비 환자의 경우 굴곡 각도에 비하여 신전 각도가 작으나 수동측 손의 최대 굴곡/신전 각도는 시간상으로 늦게 발생한다.
3. 손목 관절의 굴곡/신전 운동 수행 시 손목 관절의 토크는 정상인과 편마비 환자 모두 손목 관절의 굴곡/신전 각도와 비례하며 능동측 손이 수동측 손

에 비하여 토크의 값이 크며 시간상으로 수동측 손이 능동측 손에 비하여 최대 굴곡/신전 토크가 늦게 발생한다.

4. 편마비 환자의 손목 관절 굴곡 운동 수행이 신전 운동에 비하여 크기 때문에 굴곡 운동 수행이 신전 운동에 비하여 더 많은 토크가 발생되며 시간상으로 수동측 손이 능동측 손에 비하여 최대 굴곡/신전 토크가 늦게 발생한다.
5. 손목 관절의 굴곡/신전 운동 수행 시 손목 관절의 근장력은 정상인과 편마비 환자 모두 손목 관절의 굴곡/신전 각도가 증가하면 커지며 능동측 손이 수동측 손에 비하여 근장력이 크다.
6. 편마비 환자의 손목 관절 굴곡 운동 수행이 신전 운동에 비하여 크기 때문에 굴곡 운동 수행이 신전 운동에 비하여 더 많은 근장력이 요구된다.
7. 정상인의 경우 근장력과 근활성도를 비교하였을 때 능동측 손목 관절과 수동측 손목 관절 모두 연관이 있음을 알 수 있었으며 편마비 환자의 경우 환자 스스로가 제어 가능한 능동측 손목 관절은 근장력과 근활성도의 연관성을 알 수 있었으나 스스로 제어가 불가능한 수동측 손목 관절은 연관성을 알 수 없었다.

이상의 결과로부터 본 연구에서 수행된 대칭형 상지 운동기구를 이용한 손목 관절의 굴곡/신전 운동 수행 시 정상인과 편마비 환자의 운동학적 분석과 직접적인 운동역학적 분석과 근장력과 근활성도의 비교/분석이 가능함을 알 수 있었다.

따라서, 본 논문에서의 연구 결과를 토대로 기존의 손목 관절의 간접적인 운동역학적 분석에서 벗어나 동역학 해석을 통한 직접적인 운동역학적 분석을 통하여 편마비 환자의 운동역학적 분석은 물론, 다른 여러 환자들과 재활공학 응용분야에 적용될 수 있을 것으로 기대한다.

## 참 고 문 헌

- [1] “1999년 사망원인별 통계보고서”, 통계청, 1999
- [2] F. Luninghake, K. Tillmann and M. Russlies, “Biomechanical Changes Following Surgical Treatment of MTP-I-Osteoarthritis”, *The Foot*, Vol. 12, pp. 171-181, 2002
- [3] 박병규, 이현중, 신용범, 정동근 “운동반응 근전도 분석을 이용한 뇌졸중 환자의 운동기능 회복 평가”, 대한 근전도·전기진단학회지, Vol. 6, pp. 38-44, 2004
- [4] J. Chae, M. Johnston, H. Kim, R. Zorowitz, "Admission motor impairment as a predictor of physical disability after stroke rehabilitation", *Am J Phys Med Rehabil*, Vol. 74, pp. 218-223, 1995
- [5] B. Kopp, A. Kunkel, H. Flor, T. Plantz, U. Rose, KH. Mauritz, "The arm Motor Ability Test: reliability, validity, and sensitivity to change of an instrument for assessing disabilities in activities of daily living", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol, 78, pp. 615-620, 1997
- [6] Gastel, "Stoke therapy in traditional chinese medicine(TCN): prospect for drug discovery and development", *Ann Intern Med*, Vol. 112, pp. 70-72, 1990
- [7] G. F. Chen, "Practical diagnostics and therapeutics of the integration of traditional chinese and western medicine". China Medical and Pharmaceutical Science and Technology Press, pp. 575, 1991
- [8] K. Tachibana, "Ultrasound therapy for stroke and regenerative

- medicine", International Congress Series, vol. 1274, pp. 153-158, 2004
- [9] ML. Aisen, HI. Krebs, N. Hogan, F. McDowell, BT. Volpe, "The effect of robot-assited therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke", Arch Neural, Vol. 54, pp. 443-446, 1997
- [10] BT. Volpe, HI. Krebs, N. Hogan, ORT L. Edelstein, C. Diels, M. Aisen, "A novel approach to stroke rehabilitation : robot-aided sensormotor stimulation", Neurology, Vol. 54, pp. 1938-1944, 2000
- [11] J. Chen, D. Yu, "A critical review of neuromuscular electrical stimulation for treatment of motor dysfunction in hemiplegia", Assist Technol, Vol. 12, pp. 33-49, 2000
- [12] G. Francisco, J. Chae, H. Chawla, S. Kirshblum, R. Zorowitz, G. Lewis, "Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation for improving the arm function of acute stroke survivors: a randomized pilot study", Arch Phys Med Rehabil, Vol. 79, pp. 570-575, 1998
- [13] M. L. Domvony, B. A. Sandok. J. R. Basford, "Rehabilitation for Stroke", Stroke, Vol. 17, pp. 363-367, 1986
- [14] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for rehabilitation of upper-limb motor function after stroke", Arch Phys Med Rehabil, Vol. 83, pp. 952-959, 2002
- [15]M. S. Rice, K. M. Newell, "Upper-limb extremity interlimb coupling in persons with left hemiplgia due to stroke". Arch Phys Med Rehabil, Vol. 85, pp. 629-634, 2004
- [16] 태기식, 김사엽, 송성재, 이소영, 박기영, 손철호, 김영호, "대칭형 상지 운동

- 기구를 이용한 손목 운동 시 뇌 활성화도 패턴”, 한국정밀공학회 추계학술대회, pp. 1303-1306, 2004
- [17] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Mjmundar, M. V der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation for upper-limb motor function after stroke", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 83, pp. 952-959, 2002
- [18] 김영호, 태기식, 송성재, “뇌손상 후 상지 운동 기능 회복 평가: 임상적 평가 및 운동반응 근전도 분석”, 한국전문물리치료학회지, Vol.12, pp. 91-99, 2005
- [19] J. Whittall, S. Waller, H. C. silver, R. F. Maoko, "Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke", Stroke, Vol. 31, pp. 2390-2395, 2000
- [20] 박병규, 양진환, “뇌졸중환자의 운동기능 회복양상”, 대한뇌졸중학회지, Vol. 5, pp. 89-95, 2003
- [21] M. Blackburn, P. van Piet, P. Moore, S. Mockett, "Reliability of the Modified Ashworth Scale in the Assessment of Lower Limb Spasticity in Stroke Patients", Physiotherapy, Vol. 85, pp. 371. 1999
- [22] "Lifemod Manual", Biomechanics Research Group, pp. 390-392, 2005



## **ABSTRACT**

### **Muscle Forces and Joint Torque during Wrist Flexion/Extension Using the Symmetric Wrist Exercise System**

Kwon, Eun Jin  
Dept. of Biomedical  
Engineering  
The Graduate School  
Yonsei University

The stroke that occupies the second place next to cancer in terms of the cause in the death rate in Korea. A rehabilitation is necessary for hemiplegia patients for their independent life. In this regard, it is necessary to have an objective evaluation to examine closely the rehabilitation in exercise function in such rehabilitation process. However, such examination on muscular tension and joint torque was insignificant in the existing study.

In this study, a three-dimensional analysis on movement was performed during the performance of flexion/extension exercise of a wrist joint by using a symmetric upper limbs exercise tool with respect to ten normal adults and three hemiplegia patients. In this regard, the joint torque and muscular tension was determined through a kinetic and mechanical interpretation based on a muscular skeleton model and the relationship between a muscular tension and an electromyogram was examined.

By selecting ten normal male adults having no clinical history in muscular skeleton system in an upper body and three hemiplegia patients as examines for this study, a 3-D motion analysis, EMG measurement and inverse dynamic simulation were performed. Based on a plug-in marker set, 23 reflection markers were attached to the upper body. And a three-dimensional analysis was performed. The symmetric wrist exercise system was manufactured for a

symmetric wrist exercise. The flexion/extension exercise of a wrist joint by a signal flexion/extension and was made to perform from the maximum flexion to the maximum extension in a certain speed for 8 seconds. A measurement was repeated for three times. An electromyogram was measured to compare a muscular tension. In this experiment, Flexor Carpi Radialis and Flexor Carpi Radialis, muscles related to flexion/extension of a wrist joint, were selected. The electromyogram was measured by synchronization with a three-dimensional analysis on movement. The measured electromyogram signal was transformed into a muscular activity by taking RMS. By using a 3-D analysis, a kinetic analysis was performed. For a kinetic analysis, ADAMS and Lifemod, inverse dynamic modeling programs, were adopted. After forming a segment, joint, and muscle, etc. and setting strength and braking on a joint and a muscle, the upper limbs' muscular skeleton model was created. The muscle formed and each muscle so formed is attached to a particular part in human body's segment and performs an muscular tension analysis. After that, a marker position obtained and a movement path from a three-dimensional movement analyzing system, a reflection marker and a motion agent were united and the interpretation on a muscular skeleton model was performed. Through a inverse dynamic analysis, 4 tensions in muscle and wrist joint torque analysis were performed. The result is as follows:

1. In case of performing a flexion/extension exercise of a wrist joint, in terms of a flexion/extension angle of a wrist joint, an affected hand was bigger than a deaffected hand for both an normal subject and a hemiplegia patient. And the maximum flexion/extension angle for a deaffected hand occurs late in terms of time in comparison with an affected hand.
2. In case of performing a flexion/extension exercise of a wrist joint, in terms of a wrist joint's angle, an normal subjects flexion/extension angle occurs similarly. However, in hemiplegia patient, a extension angle is smaller than a flexion angle. But, the maximum flexion/extension angle

for a deaffected hand occurs late in terms of time.

3. In case of performing a flexion/extension exercise of a wrist joint, a wrist joint torque is proportional to a wrist joint flexion/extension angle for both an normal subjects and a hemiplegia patient. An affected hand torque is bigger than deaffected hand. In terms of time, the maximum flexion/extension angle for a deaffected hand occurs late in comparison with an affected hand.
4. In case of performing a flexion/extension exercise of a wrist joint, in terms of a wrist joint's muscular tension, if a flexion/extension angle of a wrist joint increases, both normal subjects and a hemiplegia patient get bigger. An affected muscle tesnion bigger than a deaffected hand.
5. In case of an normal subjects, a wrist joint in affected and a wrist joint in deaffected are all related. In case of a hemiplegia patient, a wrist joint in affected part that a patient can control for oneself has a relation with a muscular tension and a muscular activity. However, the relation could not be found out in case of a wrist joint in deaffected that one cannot control for oneself.

From the above result, it was found out that in case of performing a flexion/extension exercise of a wrist hand by using a symmetric wrist exercise system performed. In this study, a kinematics analysis on an normal subjects and a hemiplegia patient, a direct kinetic analysis, and a comparison/analysis on a muscular tension and a muscular activity were possible. It is expected to be applied to a kinematics analysis on a hemiplegia patient through a direct kinematics analysis via kinetic analysis on the basis of a research result.

---

Key words : wrist flexion/extension, 3-D motion analysis, muscle activities, muscle force, wrist torque