

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 이용허락조건 을 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 🖃





체육학 박사학위논문

뇌졸중 환자의 신체 기능 회복에 따른 체간 기능 및 근육 모드 변화

2019년 8월

서울대학교 대학원 체육교육과 구 도 훈

뇌졸중 환자의 신체 기능 회복에 따른 체간 기능 및 근육 모드 변화

지도교수 박재범

이 논문을 체육학 박사학위논문으로 제출함 2019년 5월

서울대학교 대학원 체육교육과 구 도 훈

구도훈의 박사학위논문을 인준함 2019년 6월

- 위 원 장 <u>김 선 진 (인)</u>
- 부위원장 안 주 은 (인)
- 위 원 <u>곽 창 수 (인)</u>
- 위 원 <u>은 선 덕 (인)</u>
- 위 원 <u>박재범(인)</u>

국문초록

뇌졸중 환자의 신체 기능 회복에 따른 체간 기능 및 근육 모드 변화구

구 도 훈서울대학교 대학원체 육 교 육 과

뇌졸중으로 인한 뇌손상은 뇌와 연결된 운동, 감각 통로에 장애를 발생시킨다. 손상된 운동 신경 경로는 편마비뿐만 아니라 근력 약화, 근육 강직, 비정상적 움직임을 야기한다. 뇌졸중의 회복은 손상 직후부터 관찰되며 손상 후 3개월이내에 대부분의 회복이 나타난다고 보고되고 있지만, 손상 정도나 재활에 따라 6개월 이후에도 회복이 관찰된다. 뇌졸중 환자들의 회복 속도와 경향은 모두 다르게 나타나지만, 앉기, 서기, 걷기와 같이 일정한 신체 기능 회복 단계를 거친다. 이처럼 뇌졸중 환자들은 발병 후 비선형적이지만 재활 훈련을 통해 운동 제어, 근력 강화, 강직 감소 등의 발달로 단계적 신체 기능 회복을 보인다. 본 연구는 뇌졸중 환자들의 재활 초기부터 회복 안정기까지 뇌졸중 환자들을 신체 기능 수준에 따라 구분하고, 이들의 움직임 및 운동 제어 전략의 차이를 체간 움직임 분석을 통해 비교하는데 그 목적이 있다.

본 연구에 참여한 뇌졸중 환자들은 재활에 따른 신체 기능 회복 단계에 따라 앉은 자세 가능 집단(집단명: G1, 나이: 62.14±3.34세, 신장: 161.29±9.93cm, 체중: 60.14±7.29kg, 발병기간: 3.71±2.21개월, n=7), 앉기 서기 가능 집단 (집단명:

G2, 나이: 58.10±10.58세, 신장: 167.90±9.92cm, 체중: 66.30±14.05kg, 발병기간: 6.00±2.71개월, n=10), 독립 보행 가능 집단(집단명: G3, 나이: 54.67±9.98세, 신장: 167.25±6.00cm, 체중: 63.75±5.93kg, 발병기간: 7.58±4.03개월, n=12)으로 구분하였다. 비장애인 집단(집단명: G4, 나이: 47.20±13.60세, 신장: 169.20±9.77cm, 체중: 65.20±10.56kg, n=10)을 비교군으로 선정하였다. 집단 간 체간 기능과 근육 제어 기전을 비교하기 위하여 TIS(Trunk Impairement Scale), PASS(Postural Assessment Scale for Stroke), 균형평가(압력중심 표준편차), 움직임 일관성과 정확성, 체간과 두부 분절의 가동범위, 근육모드(muscle mode)를 분석하였다. TIS와 PASS 측정은 면허를 소지한 물리치료사가 실시하였다. 압력중심의 표준편차는 앉은 자세 시 정적 자세 유지과제를 20초간 3회 실시하여 평가하였다. 움직임 일관성과 정확성, 분절의 가동범위, 근육 모드는 최대 움직임의 70% 범위의 크기로 체간의 전후 흔들기 동작 시 3차원 동작분석과 근전도 자료 수집을 통해 이루어졌다.

TIS, PASS, 압력중심의 표준편차 분석 결과 신체 기능 수준이 높음에 따라체간 기능이 높다는 결과가 나타났다. 체간 전후 흔들기 동작 시 움직임의 일관성과 정확성은 G2 집단이 다른 집단에 비하여 수준이 낮은 것으로 나타났고, G4 집단이 가장 높은 움직임의 일관성과 정확성을 보였다. 두부, 상부 체간, 하부 체간의 가동범위를 분석한 결과 두부와 상, 하부 체간에서는 G3, G4 모두 굴곡/신전 움직임이 내전/외전, 회전 움직임보다 크게 나타났다. 그러나 G2는 상부 체간의 움직임에서 내전/외전 움직임이 다른 집단에 비해 상대적으로 크게 나타나면서 굴곡/신전 움직임과 차이를 보이지 않았다. G1은 두부와 상부체간 분절의 움직임에서 굴곡/신전, 내전/외전, 회전의 움직임에서 차이가 나타나지 않았다. 근육 모드에서는 신체 기능 수준에 따른 보조적 근육 모드의 차이, 주된 근육 모드에 포함된 주변 근육의 작용의 차이, 과제 수행을 위한 주된 근육 모드의 유사성의 특성이 나타났다.

본 연구를 통해 2가지 결론을 도출하였다. 첫 번째 결론은 뇌졸중 환자의 신체 기능이 회복됨에 따라 체간의 기능이 향상된다는 것이다. 두 번째 결론은 뇌졸중 환자는 신체 기능이 회복됨에 따라 체간 근육 모드가 변한다는 것이다. 첫 번째 연구 결론을 통해 신체 기능이 향상됨에 따라 체간의 기능이 높아진다는 기존 이론을 확인할 수 있었다. 두 번째 결론은 뇌졸중 환자들이 신체 기능 수준이 높아짐에 따라 근육 모드 변화가 나타나는 3가지 특성을 밝혀냈다. 3가지특성은 과제 수행을 위한 주된 근육 모드의 유사성, 주된 근육 모드에 포함된 주변 근육의 작용, 신체 기능 수준에 따른 보조적 근육 모드의 변화이다.

결론적으로 이러한 체간 기능과 근육 모드 변화의 의미는 뇌졸중 회복이 움직임에 관여하는 주요한 근육 모드 변화에 의한 것이 아니라, 움직임을 보조하는 근육 모드 변화의 관찰에 의해 확인할 수 있다고 사료된다.

주요어 : 뇌졸중, 신체 기능 수준, 근육 모드

학 번: 2013-31101

목 차

I	•	서론 ····································	
	1.	연구의 목적	7
	2.	연구 가설	3
	3.	연구의 제한점)
	4.	용어의 정의1()
П	. •	이론적 배경11	-
	1.	체간 기능11	L
	2.	근육 모드15	3
	3.	장애인의 근육 모드15	5
Ш	[.	연구방법17	7
	1.	실험참여자 선정 기준 및 집단 구분17	7
	2.	실험참여자 일반적 특성19)
	3.	실험 장비20)
	4.	실험 절차	2
	5.	분석 변인20)
	6.	통계 분석	5

IV. 연구결과 ······	······ 36
1. TIS, PASS 체간 기능 평가 결과 ······	36
2. 정적 앉은 자세 유지 능력	40
3. 전후방 흔들기 움직임	······ 42
4. 두부와 체간의 움직임 가동 범위	45
5. 근육 모드	49
V. 논의	······ 58
1. 뇌졸중 신체 회복에 따른 체간 기능 변화	58
2. 뇌졸중 신체 회복에 따른 근육 모드 변화	······· 61
VI. 결론 및 제언 ··································	······ 64
1. 결론	64
2. 제언	65
IV. 참고문헌 ····································	······ 66
부록	······74
별첨 1. Trunk Impairment Scale ······	······· 74
별첨 2. Postural Assessment Scale for Stroke Patients	······ 76
별첨 3. 실험참여자 진단명······	80

<표 차례>

표 1. 집단 별 피험자의 일반적 특성19
표 2. 실험 장비20
표 3. 적외선 반사 마커 부착 위치(좌우 동일 위치 부착)23
표 4. 표면근전도 전극 부착 위치(좌우 동일 위치 부착)24
표 5. 집단 별 TIS 결과 ···································
표 6. 집단 별 PASS 결과 ··································
표 7. 정적 균형 과제 시 COP 표준편차 ····································
표 8. 움직임의 일관성43
표 9. 움직임의 정확성44
표 10. 전후방 흔들기 동작 시 머리 분절 가동범위45
표 11. 전후방 흔들기 동작 시 상부체간 분절 가동범위46
표 12. 전후방 흔들기 동작 시 하부체간 분절 가동범위47
표 13. PC의 고유값50
표 14. PC의 설명력 ···································
표 15. G1집단의 PCA 부하 계수 ···································
표 16. G2집단의 PCA 부하 계수 ···································
표 17. G3집단의 PCA 부하 계수 ···································
표 18. G4집단의 PCA 부하 계수 ···································
표 19. PCA 부하 계수의 유사성 분석 결과 ···································

<그림 차례>

그림 1. 신체 기능 회복 패턴1
그림 2. 제어부, 근육, 근육 모드와 움직임의 관계4
그림 3. 뇌졸중 환자의 신체 기능회복과 근육 모드 변화6
그림 4. 체간 움직임과 근육 동원 패턴12
그림 5. 신체 기능 회복 패턴과 신체 기능수준에 따른 피험자 구분 …18
그림 6. 실험 장비 준비22
그림 7. 피험자 기본자세25
그림 8. 체간 기능 평가 과제 모습과 실시간 피드백26
그림 9. 성공한 과제 수행과 실패한 과제의 실시간 피드백 예시28
그림 10. TIS 평가 결과 ···································
그림 11. PASS 평가 결과 ···································
그림 12. COP 표준 편차 ···································
그림 13. 전·후방 움직임 일관성 분석 결과 ···································
그림 14. 전·후방 움직임 정확성 분석 결과 ···································
그림 15. 두부, 상부, 하부 체간의 분절 가동 범위48
그림 16. 주성분의 자유도 결정을 위한 고유값50
그림 17. 동작을 구성하는 근육 설명력51
그림 18. 집단 별 근육 모드 부하 계수 비교53
그림 19. 근육 모드 유사성57

I. 서론

뇌졸중(stroke)은 뇌혈관이 파열되어 뇌 조직에 출혈이 발생하는 뇌출혈(hemorrhagic)과 혈관이 막혀 뇌에 혈액 공급이 중단되는 뇌경색(ischemic)으로 구분된다. 뇌출혈과 뇌경색으로 인한 뇌의 손상은 뇌와연결된 운동, 감각 통로에 장애를 발생시킨다(Sharp & Brouwer, 1997). 뇌졸중은 성인 장애를 유발하는 가장 흔한 원인 중 하나이며, 뇌졸중 환자 70-85%는 편마비 장애를 동반한다(Dobkin, 2003). 뇌졸중으로 인한운동 경로의 손상은 편마비 뿐 아니라 근력 약화, 근육 장직, 비정상적움직임을 야기하여, 보행, 계단 오르기 등 기본적인 일상생활 동작에도부정적인 영향을 미친다(E. Mavo et al., 1999).

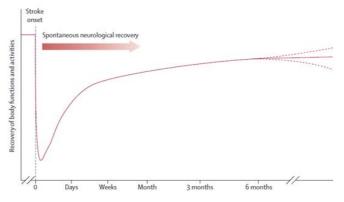


그림 1. 신체 기능 회복 패턴(Langhorne et al., 2011)

뇌졸중 후 신경의 회복은 비선형적 패턴을 보인다(Langhorne, Bernhardt, & Kwakkel, 2011)<그림 1>. 뇌졸중 후 대부분의 회복은 뇌졸중 후 3개월 이내에 일어나고(Wade, Langton-Hewer, Wood, Skilbeck, & Ismail, 1983), 이후에는 점진적인 회복만이 나타난다(Carey, Matyas,

& Oke, 1993; Hatem et al., 2016; Yekutiel & Guttman, 1993). 뇌졸중후 6개월이 경과된 환자 중에도 약 60%는 화장실 가기, 가까운 거리 이동과 같은 일상생활활동(ADL: Activities of Daily Living)에서 기능적 회복이 나타난다(Jørgensen et al., 1995; Patel, Duncan, Lai, & Studenski, 2000). 이처럼 손상 6개월 이후에도 뇌졸중 환자들의 회복은 계속해서 관찰되며, 뇌졸중 후 수년이 지나도 상지와 손의 기능이 회복되었다는 연구가 보고되었다(Carev et al., 1993; Yekutiel & Guttman, 1993).

뇌신경 손상 후 지속적인 경험에 의해 뇌신경 경로들의 재연결 (rewiring)로 인하여 나타나는 신경회복 현상을 신경가소성 (neruoplasiticiy)이라 한다(Dobkin, 2003). 신경가소성은 뇌졸중 환자의신체 기능 회복을 설명하는 이론 중 하나이다. 중추신경(CNS: Central Nerve System)에서는 새로운 기술이나 기억을 학습할 때 새로운 신경 활동이 발생되는데(Hihara et al., 2006), 뇌 손상이 발생했을 때도 손상된 뇌 영역을 보완하려는 새로운 뇌신경 연결 구조가 생성된다 (Dancause et al., 2005). 뇌졸중 환자의 신체 기능 회복도 이러한 신경 구조의 재배열로 인하여 나타나며, 뇌졸중 환자 재활은 신경 재배열을 촉진하기 위해 여러 방안을 적용하는 것이라고 할 수 있다.

뇌졸중 후 기능 회복은 선형적이지는 않으나 단계적으로 나타난다 (Langhorne et al., 2011). 신경 회복은 손상 정도, 신경 재배열 속도, 회복 기간 등에 따라 다르게 나타나지만, 임상 현장에서 관찰되는 뇌졸중 환자들의 신체 기능 회복은 일정한 단계를 따른다. 뇌졸중 직후에는 신체 기능의 급속한 저하로 기립은 물론이고, 어떠한 신체 움직임도 발휘하기 어렵다. 초기 재활단계에서는 침대에 누운 자세에서 몸을 돌리는 정도만 가능하다가, 이후 누워서 앉기 동작이 가능해지고, 기립, 보행이 순차적으로 가능해진다. 이처럼 모든 뇌졸중 환자가 동일한 수준의 기능 회복 정

도를 보이는 것은 아니지만, 뇌졸중 직후 일상생활 동작이 가능할 때까지 장애인들은 일정한 신체 기능 회복 단계를 거친다고 할 수 있다.

체간은 신체 중 가장 큰 질량을 가지는 분절로 움직임에 중요한 역할을 한다(Ryerson, Byl, Brown, Wong, & Hidler, 2008). 뇌졸중 환자의체간 근육은 다른 사지와 마찬가지로 건측과 환측 근육이 불균형하게 작동하는 비정상적인 패턴을 가지고 있다(E. Mayo et al., 1999). 환측과건측의 불균형은 체간의 무게중심을 기저면(base of support) 위에 유지하는 능력과 자세유지에 필요한 정위반응(posture alignment), 평형반응(equilibrium)을 감소시켜 일상생활의 기본이 되는 자세 조절에 심각한장애를 발생시킨다(Ikai, Kamikubo, Takehara, Nishi, & Miyano, 2003). 뇌졸중 환자들은 체간의 근육이 약화되는 특성을 보이는데, 이는 균형의안정성을 저하하고, 자세 제어 시 체간 기능을 상실하는 원인이 된다(Karatas, Çetin, Bayramoglu, & Dilek, 2004). 뇌졸중 환자들이 움직임장애를 극복하고 일상생활동작을 다시 발휘하기 위해서는 체간의 재활이매우 중요하다(Bohannon, 1992).

뇌졸중의 체간 근육은 비정상적인 발현 특성을 지니고 있다(Cresswell, Oddsson, & Thorstensson, 1994; Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004; Pereira et al., 2011). 뇌졸중은 체간 굴곡/신전 움직임 rectus abdominals의 EMG(electromyography) 활성도에서 비정상적인 근활성 변화가 나타나는데, 이는 편마비로 인한 비정상적인 움직임을 보상하려는 운동 제어 전략의 변화 때문에 나타나는 것이다(Pereira et al., 2011). 뇌졸중 환자들이 팔을 들어올리는 동작 실시할 때 체간의 APA(anticipatory postural adjustment)가 나타나야 하지만 latissimus dorsi, external oblique, rectus abdominals에서 발견되지 않은 비정상적 특성이 발견되었다(Dickstein et al., 2004). 비정상적 근육 제어를 극복하

기 위한 재활이 뇌졸중에게 필요하다(Dickstein et al., 2004). 위의 연구들은 뇌손상 장애를 가진 장애인들은 체간 동작이 비정상적으로 나타나며, 이와 함께 근육 제어의 방법 또한 달라짐을 시사한다(Clark, Ting, Zajac, Neptune, & Kautz, 2009).

인체는 수많은 근육으로 구성되어 있기 때문에 동작을 제어할 때 사용하는 근육의 자유도는 매우 크다(Ferdjallah, Harris, Smith, & Wertsch, 2002; Latash, Scholz, & Schöner, 2007; Woollacott, Shumway-Cook, & Nashner, 1986). 인간의 신경운동계(neuromotor system)는 동작을 수행할 때 수 많은 근육의 조합 중 특정한 하나의 솔루션을 선택하여 움직임을 제어하는 것으로 간주된다(Latash et al., 2007). 수많은 요소들 (elements), 즉 근육을 제어하기 위해서 움직임 제어부(controller)는 동작의 특성에 따라 요소들을 집단화(grouping) 한다(Krishnamoorthy, Latash, Scholz, & Zatsiorsky, 2004). 인체 시스템에서 움직임 제어를 위해 집단화된 요소들, 즉 집단화된 근육들을 근육 모드(muscle mode)라고 한다(Krishnamoorthy et al., 2004)< 그림 2>.

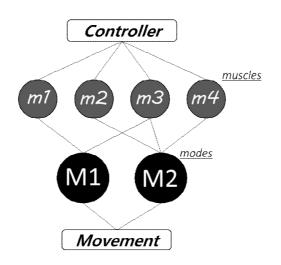


그림 2. 제어부, 근육, 근육 모드와 움직임의 관계

근육 모드는 PCA(principal component analysis), NMF(non-negative matrix factorization), ICA(independent component analysis), SVD(singular value decomposition) 등의 다양한 산출 방법을 통해서 결정할 수 있다. 언급한 근육 모드 분석 방법 중 신경 생리학적 유사성이 가장 높은 분석 방법은 NMF와 PCA라고 보고되었다(Tresch, Cheung, & d'Avella, 2006). NMF와 PCA는 특정 동작을 수행할 때 근육의 집단화를 이해하기 위해 운동 제어 분야에서 근육 모드를 결정하는데 주요한역할을 해왔다(Roh, Rymer, Perreault, Yoo, & Beer, 2012).

Torres-Oviedo and Ting (2007)는 기립 자세유지 과제를 수행 할 때 여러 방향으로 동요가 발생하여도, 몇 가지의 근육 모드만으로 여러 자 세 조절 제어 기전을 설명할 수 있다고 하였다. 이는 중추신경계가 자세 조절에 필요한 몇 가지 특정 전략을 가지고 있다고 판단할 수 있는 결과 로 해석할 수 있다. 뇌졸중 환자의 움직임 조절 기전 연구에도 근육 모 드 개념이 적용된다. Roh et al. (2012)은 뇌졸중 환자의 상지 근육 모듈 (muscle module)을 NMF(non-negative matrix factorization) 분석 방법 을 통해 연구하였고, 뇌졸중 환자가 팔을 움직일 때 비장애인과는 다르 게 삼각근이 대흉근 활성화에 의해 지배되는 근육 모듈을 발견하였다. 연구 결과는 뇌졸중 환자가 가지고 있는 비정상적인 근육 모듈이 뇌졸중 환자가 가진 비정상적인 움직임과 밀접한 관련이 있을 수 있음을 의미한 다(Roh et al., 2012). Clark et al. (2009)는 보행 시 뇌졸중 환자의 환측 과 건측 사지의 근육모드를 분석하였는데, 뇌졸중 환자는 환측과 건측의 근육 모드가 다르게 나타났고, 환측에 비해 건측의 근육 모드 패턴이 복 잡해졌다고 보고하였다. 이들은 뇌졸중 장애로 인한 손상 유무에 따라 보행 시 사지 근육의 제어 방법이 달라진다고 하였다. 이렇듯 뇌졸중 환 자는 뇌손상으로 인한 중추신경계의 장애로 인하여 동작 제어를 위한 비 정상적인 운동 제어 전략과 근육 모드를 가지고 있다(Tasseel-Ponche, Yelnik, & Bonan, 2015).

앞서 살펴본 선행 연구들을 종합하면 뇌졸중 환자들은 발병 후 단계적인 신경학적, 기능적 회복을 보이고, 근육 발현 및 근육 모드의 변화의가능성이 제기된다<그림 3>. 뇌졸중 회복과 회복 단계에 따른 변화를이해하기 위해서는 회복이 시작되는 뇌졸중 초기부터 이들의 움직임과근육에 대한 관찰이 요구된다. 하지만 회복 초기의 뇌졸중 환자의 신체적 기능은 매우 한정적이기에 회복 단계에 따라 뇌졸중 변화를 관찰할수 있는 동작은 체간과 같은 근위부로 한정된다. 때문에 회복단계에 따른 뇌졸중 환자의 기능 수준을 비교하기 위해서는 재활 초기부터 그 중요성이 강조되고 있는 체간의 특성을 비교해야 한다. 따라서 본 연구는 뇌졸중 회복 단계에 따라 체간의 기능과 근육 모드를 비교 분석하여 뇌졸중 회복 특성을 밝혀내는데 그 목적이 있다.

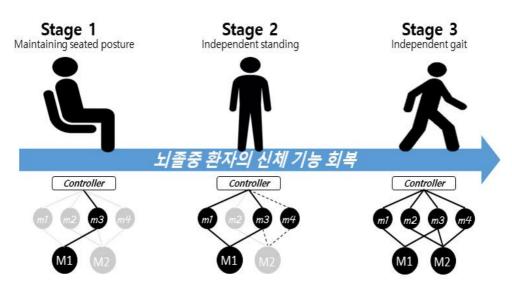


그림 3. 뇌졸중 환자의 신체 기능회복과 근육 모드 변화

1. 연구의 목적

본 연구는 뇌졸중 환자와 비장애인의 앉은 자세 조절 과제 시 균형 능력과 체간 움직임의 특성을 분석하여, 신체 기능 수준에 따라 어떠한 차이가 나타나는지를 조사하는데 그 목적이 있다. 이를 위해 앉은 자세 시압력 중심(COP, Center of Pressure)의 움직임, 체간과 두부의 움직임, 체간 조절 과제 수행력, 근육 모드를 정량화하여 비교하였다. 이러한 연구 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 세부목표를 설정하였다.

- 1) 뇌졸중 신체 기능 회복 수준에 따라 앉은 자세 조절 과제 시 체간의 기능에 어떠한 차이가 있는지를 확인한다.
- 2) 뇌졸중 신체 기능 회복 수준에 따라 앉은 자세 조절 과제 시 체간 근육 모드에 어떠한 차이가 있는지를 확인한다.

2. 연구 가설

본 연구의 가설은 다음과 같다.

가설1. 뇌졸중 환자는 신체 기능이 회복됨에 따라 체간의 기능은 향상될 것이다.

- 1) 뇌졸중 환자는 앉은 자세 정적 균형 유지 과제 시 압력 중심의 변화는 신체 기능이 회복됨에 따라 낮아지고, 비장애인보다 높을 것이다.
- 2 뇌졸중 환자는 앉은 자세 동적 자세 제어 과제 시 움직임의 일관성 과 정확성은 신체 기능이 회복됨에 따라 높게 나타날 것이고, 비장 애인보다는 낮게 나타날 것이다.
- 3) 뇌졸중 환자는 앉은 자세 동적 자세 제어 과제 시 두부와 체간의 가동 범위는 신체 기능이 회복됨에 따라 크게 나타날 것이고, 비장 애인보다는 작을 것이다.

가설2. 뇌졸중 환자는 신체 기능이 회복됨에 따라 근육 모드가 변할 것이다.

1) 뇌졸중 환자의 신체 기능 수준과 장애 유무에 따라 근육 모드가 다르게 나타날 것이다.

3. 연구의 제한점

본 연구를 수행하는데 다음과 같은 제한점을 갖는다.

- 1) 본 연구에 참여하는 모든 환자들의 뇌손상 부위, 손상 유형(뇌출혈, 뇌경색), 손상 정도를 통제하지 않았다.
- 2) 분석한 체간의 근육들은 환측과 건측 각 6개 쌍 총 12 근육으로 모두 표면근육으로 제한되었다.
- 3) 본 연구에서 과제 수행 시 발생하는 체간의 움직임은 측정한 근활 성화 반응으로 설명할 수 있음을 가정한다.
- 4) 모든 피험자는 실험 과제 동작이 일관적으로 나타날 때까지 연습을 실시하였기 때문에, 피험자들의 연습시간을 통제하지 못하였다.
- 5) 장애인 연구 참여자들의 신체 기능 수준의 변화를 추적 관찰하고, 선별검사(screening)를 통해 신체 기능이 회복된 피험자들을 대상으로 연구를 수행하지 못 하였다. 본 연구에 참여한 뇌졸중 환자 피험자들은 신체 기능이 회복 중에 있음을 가정하여, 신체 기능 수준의 차이는 회복 수준의 차이임을 가정하였다.

4. 용어의 정의

본 연구에서 사용하는 대표적인 용어들의 정의는 다음과 같다.

1) 뇌졸중 환자의 신체 기능 수준

본 연구에서 정의한 뇌졸중 환자의 기능 수준은 앉은 자세 유지 가능 수준, 독립적 기립 가능 수준, 독립 보행 가능 수준으로 구분하였다.

2) 근육모드(muscle mode)

동일한 과제를 수행 시 동원되는 근육의 집단을 의미한다. 이를 산출하기 위해 표면근전도로부터 획득한 EMG 신호를 PCA 분석을 통해 구분된 근육 집단을 근육 모드로 정의하였다.

3) 뇌졸중 환자의 체간 기능

뇌졸중 환자의 체간 기능을 평가하는 임상평가 도구와 앉은 자세 시 정적 균형 평가, 동적 자세 제어 평가 결과에 의해 구분되는 피험자들의 체간 기능을 의미한다.

4) 뇌졸중 환자의 체간 제어

동일한 동적 체간 제어과제를 수행할 때 움직임의 일관성과 정확성, 근육 모드 특성의 차이로 구분되는 피험자의 체간 기능을 의미한다.

Ⅱ. 이론적 배경

본 연구의 목적은 뇌졸중 환자들이 장애 수준에 따라 체간 기능과 체간 근육 모드의 차이에 대하여 조사하는 것이다. 본 장에서는 연구 목적 달성을 위하여 이론적 배경이 체간 기능, 근육 모드, 장애인 근육 모드와 관련된 선행연구들을 요약하였다.

1. 체간 기능

체간은 척추의 요추와 흉부 부분이 포함되므로 두 부위의 움직임이 함께 고려된다. 체간의 움직임은 여러 척추 분절의 복합적인 움직임이 결합되어 굴곡, 신전, 측면 구부림, 회전을 발생시킬 수 있다. 체간의 굴곡은 척추 기둥의 요추와 흉부 부분이 전방으로 구부러질 때 발생하며 반대 방향으로의 움직임을 신전이라고 한다. 이 두 움직임은 기능적으로 상당히 중요하며 고관절의 굴곡과 신전에도 영향을 미친다. 측면 굴곡은 체간의 좌우측 기울임 동작을 의미한다. 측면 기울임 동작에서 기울이는 방향의 근육은 서로 밀접하게 수축되며 반대편 근육들은 스트레칭 되면서 근육간의 거리가 멀어진다. 몸통의 회전은 어깨 높이를 유지하면서 몸통을 오른쪽이나 왼쪽으로 꼬아 놓을 수 있게 해 주는 개별 척추의 종합적인 움직임에 의해 발생한다. 다음은 굴곡, 신전, 회전, 측면 굴곡에 관여하는 체간의 주요 근육들이다<그림 4>(Palastanga, Field, & Soames, 2006).

- 1) 굴곡: Rectus abdominis, External oblique, Internal oblique, Psoas minor, Psoas major
- 2) 신전: Quadratus lumborum, Multifidus, Semispinalis, Erector spinae

- 3) 회전: Multifidus, Rotatores, Semispinalis, Internal oblique, External oblique,
- 4) 측면 굴곡: Quadratus lumborum, Intertransversarii, External oblique, Internal oblique, Rectus abdominis Rectus abdominis, Erector spinae, Multifidus

Trunk	Trunk Motions				
Muscles	Flexion	Extension	Rotation	Lateral Flexion	
Rectus abdominis	+			+	
External oblique	+		+	+	
Internal oblique	+		+:	+	
Psoas minor	+				
Psoas major	+				
Quadratus lumborum		+		+	
Multifidus		+	+)	+	
Semispinalis		+	+:		
Erector spinae		+		:+	
Rotatores			+)		
Intertransversarii				+	

그림 4. 체간 움직임과 근육 동원 패턴(Palastanga, Field, & Soames, 2006)

체간의 근육들은 자세 유지 및 동적 안정성을 확보하기 위하여 신체 중심을 잡아주고, 근골격계 구조를 안정적으로 유지시켜 주는 역할을 한다(Brill & Couzens, 2008). 균형 유지 시 중력에 저항하며 정적인 자세를 유지하고, 사지의 움직임이 발생할 때에도 안정된 자세를 유지시키며, 신체 이동이 발생할 때에는 중심이동을 원활히 하여 새로운 자세로 쉽게움직이도록 하는 역할을 수행하기도 한다(Prentic, 2003; Ryerson & Levit, 1997). Granata and England (2006)는 체간 근육의 동시 수축은

척추 안정화에 기인하며, 동요 회복에도 중요한 역할을 한다고 하였다. 균형, 보행, 상/하지의 운동 기능은 체간 조절 능력과 유의한 관련이 있고, 이는 기능적 수행 능력 증진과 불가분의 관계에 있는 중요한 변수이기 때문에 뇌졸중 환자의 체간 조절 수행 능력에 대한 재활 훈련이 강조되고 있다(Davies, 1990; 안승헌, 정이정, & 박세연, 2010).

2. 근육 모드

인간의 움직임을 설명하기 위해서는 근육, 뼈, 신경, 세포 등의 다양한 요인들이 고려되어야 한다. 특정 움직임을 발현하는 다양한 요인들을 동시에 제어해야 하고, 제어해야 하는 조합 수는 무한에 가깝다. 움직임 생성에 필요한 최소한의 요소의 조합보다 훨씬 많은 요인들이 움직임에 관여하게 되면 제어 체계(control system)에 운동 과잉(motor redundancy)의 문제가 발생하게 된다(Bernstein, 1967).

초기 연구진들은 CNS(center nervous system)가 운동 과잉 문제를 해결하기 위해 특정 기준을 가지고 해결책을 찾는다고 가정하고, 기계적, 심리적, 신경물리학적 변수에 기초한 최적화 기법을 적용하여 이 문제를 해결하려 하였다(Prilutsky, 2000). 그러나 이와는 다른 관점으로 운동과잉 문제를 해결하는 연구가 주목되고 있다. I. Gelfand (1966)는 많은 요소들(elements)의 복합된 행동을 묘사하기 위하여 최소한의 상호작용 원리를 도입했다. 이 원리에 따르면 각 요소는 다른 구성 요소, 환경, CNS와의 상호작용을 최소화하기 위해 노력한다고 하였다. 각 요소들은 그들의 공통된 행동을 수행하기 위해 최소한의 상호 작용을 이루는 축을 중심으로 제어되고, 이러한 제어가 특정한 운동 과제(motor task)의 안정성을 높인다. 운동 과제를 수행할 때 나타나는 오류(error)는 다른 구성요소의 움직임 관여도가 변경되어 발생한 오류를 최소화하는 것이 최소

한의 상호작용의 원리이다. 이러한 원리를 바탕으로 운동 과잉의 문제를 해결할 수 있다(I. M. Gelfand & Latash, 1998; Latash et al., 2007); Latash, Scholz, & Schöner, 2007).

인간의 움직임 제어는 움직임 과잉의 문제를 해결하기 위함이다 (Danna-dos-Santos, Slomka, Zatsiorsky, & Latash, 2007; 심재근, 박재범, 김민주, & 김선진, 2011). 운동 제어 분야에서는 이러한 운동 과잉을 중추신경계가 움직임을 제어할 때 해결해야 할 문제로 인식하고, 중추신경계의 인간 움직임 제어 기전을 밝혀왔다(Chvatal & Ting, 2013; I. M. Gelfand & Latash, 1998; Krishnamoorthy et al., 2004; Ting & Macpherson, 2005). 이와 관련된 지속적인 연구 결과들이 보고되면서 운동 제어(자세 제어, 균형 유지 등)와 관련된 운동 과잉 요인들(근육, 뼈, 세포, 힘 등)은 개별적으로 제어되는 것이 아니라, 중추신경계에서 운동 공동 작용(motor synergy)(I. M. Gelfand & Latash, 1998)을 통해 이 문제를 해결할 수 있다는 주장이 힘을 받고 있다(Krishnamoorthy et al., 2004; Latash & Zatsiorsky, 2009; Shim & Park, 2007).

신경계는 근육 공동 작용의 유연한 협응 제어를 통해 근육을 제어한다 (d'Avella, Portone, Fernandez, & Lacquaniti, 2006; Torres-Oviedo & Ting, 2007). 근육 공동 작용은 각 개인에게 특성화된 여러 근육의 활성화 패턴을 정의하기도 하지만 움직임에 따라 비슷한 기능을 수행하는 것으로 나타났다(Krishnamoorthy, Scholz, & Latash, 2007). 자세 조절을위한 신경학적 기전을 살펴보기 위해 근육 공동작용을 연구한 연구들이보고되었다. Torres-Oviedo and Ting (2007)는 몇 가지의 근육 공동작용으로 여러 다른 자세조절 제어기전을 설명할 수 있다고 하였다. 연구에 따르면 각기 다른 상황에서 선 자세를 유지하는 과제를 하였을 경우족관절 전략과 고관절 전략을 사용한다고 하였는데, 이러한 결과는 인간

자세 조절을 발목과 골반을 이용해서 한다는 선행연구의 결과와 일치한다. 이러한 결과는 발견된 근육 공동작용이 자세 제어 시 근육 제어를하는 일반적인 신경 전략임을 확인한 것이다. Krishnamoorthy et al. (2004)는 기립 자세를 다양한 조건에서 유지하는 과제를 실시 할 때 근육 공동작용의 변화에 대하여 살펴보았다. 평평한 지면에서 아무런 도움없이 서있기, 불안정한 표면에서 아무런 도움없이 서있기, 불안정한 표면에서 손잡이를 잡고 서있기 동작을 각 실시하였다. 그 결과 아무런 도움없이 서있기 과제를 실시하였을 경우에는 같은 근육 공동 작용이 나타났고, 손잡이를 잡고 균형유지를 한 경우에는 골반과 어깨 근육의 공동작용이 새로이 발견되었다. 그러나 COP를 안정화 시키는 근육공동 작용은 나타나지 않았다. 두 가지 이유가 있을 수 있는데, 첫 번째는 주동근과 길항근 근육 모드의 활성이 확인됨에도 두 집단이 동일한 수준으로활성화되지 않기 때문이고, 두 번째는 팔을 사용함으로써 팔꿈치 관절에서 COP 안정화에 더 큰 영향을 미쳤을 수도 있다는 것이다.

3. 장애인의 근육 모드

Clark et al. (2009)는 뇌졸중 환자의 근육 모드를 연구하였는데, 뇌졸중 환자의 근신경, 운동 기능의 장애가 비장애인과 다른 근육 모드와 관련이 있다고 하였다. 이들의 연구 결과에 따르면 비장애인과 뇌졸중 환자의 건측에서 다양한 속도로 앞으로 걸어가는 과제를 수행할 때 평균 4개의 근육 집단이 발생한다. 반면에 보행 속도와 보행 비대칭성으로 나타나는 장애의 정도에 따라 피험자들(n=55)를 구분하였을 경우 확인된 근육 모드 수는 2~4개로 다양하게 나타났다. 근육 모드의 구조는 건측과 환측 사지에서 모두 일정하게 나타났는데, 근육 공동화 작용이 더 적게 관찰되었을 때 나타나는 근육 공동 활성화는 건측의 근육 모드와 합쳐진

형태와 유사하게 나타난다고 하였다. 결과적으로 근육 활성화 패턴은 근육 모드의 수가 감소하고 손상 정도가 증가함에 따라 점차적으로 덜 복잡해졌다고 제안하였다. 그들은 장애의 정도가 심한 피험자의 보행 시근육 모드는 좀 더 광범위하게 동원되었다고 하였으며, 근육 모드의 독립적인 동원 능력의 결여됨에 따라 보행의 속도가 느려지고 추진력이 감사며 보행 비대칭이 증가된다고 하였다. 이러한 연구 결과는 척수로 내리는 신경 명령이 손상으로 인하여 발생된다고 제언하였다.

Roh et al. (2012)은 뇌졸중 환자의 상지 근육 모듈(muscle module)의 변화에 대하여 연구하였다. 이들은 뇌졸중 환자는 어깨와 팔꿈치를 포함 한 팔 기능이 자세를 고정하는 특성을 지닌다고 하였다. 이러한 특성을 바탕으로 그들은 뇌졸중 환자의 근육 공동작용의 구성이 비장애인과 다 르다고 가정하고 10명의 뇌졸중 환자의 환측과 비장애인 6명의 팔꿈치와 어깨 근육의 공동 작용을 연구하였다. 공동작용은 NMF(non-negative matrix factorization)를 활용하여 산출하였다. 그 결과 장애인과 비장애 인 모두 약 4가지의 근육 공동작용 효과를 확인하였는데 어느 집단에서 도 비정상적인 커플링(coupling) 효과를 발견하지 못하였다고 하였다. 뇌 졸중의 경우 대조군과 마찬가지로 팔꿈치 굴곡근과 신전근에서 두 가지 독자적으로 발현되는 공동작용이 발견되었다. 그러나 근위 근육과 관련 된 공동작용에서는 뇌졸중에서 일관된 변화를 관찰할 수 있었다고 하였 다. 비장애인 집단에서는 전방 삼각근이 내측, 후방 삼각근과 함께 활성 화되어 외전, 신전 공동작용이 나타났고, 뇌졸중에는 전방 삼각근의 활성 이 제한되고 대휴근 활성화에 의해 지배되는 것으로 나타났다. 이렇게 확인된 비정상적인 어깨 근육의 공동작용은 뇌졸중 환자가 가진 비정상 적인 팔 동작과 밀접한 관련이 있다고 할 수 있다.

Ⅲ. 연구방법

본 연구는 뇌졸중 신체 기능 회복 수준에 따른 앉은 자세 조절 과제시 체간 기능의 차이와 체간의 근육 활성도 및 근육 모드를 비교하기 위해 수행되었다. 연구의 목적을 달성하기 위해 국립재활원에 입원중인 뇌졸중 환자를 대상으로 연구를 수행하였다. 본 장에서는 구체적인 연구방법을 소개하고자 기술하였으며, 연구대상자, 실험장비, 실험절차, 자료 분석, 통계처리로 구성하였다.

1. 실험참여자 선정 기준 및 집단 구분

본 연구의 참여자는 국립재활원에서 재활 치료를 받는 뇌졸중 환자 29 명과 비장애인 10명을 대상으로 실시하였다. 뇌졸중 환자 피험자 선정조건은 만 19세 이상, 70 세 이하 성인으로 뇌경색이나 뇌출혈의 1차 발병후 1개월 ~ 2년 미만이고, 뇌손상으로 인한 병변이 한쪽으로 국한된편마비 장애를 가지고 있다. 또한 연구자의 지시내용을 이해하고 따를수 있을 정도의 인지 능력이 있고, 본 연구의 내용과 목적에 대한 설명을 이해한 후 본인 또는 보호자에 의해 참여를 동의한 자를 대상으로 실시하였다. 피험자가 위의 연구 참여조건을 충족하더라도 뇌졸중 외에 파킨슨병등 다른 신경학적 질환을 가지고 있거나, 독립적으로 앉은 자세유지가 30초 이상 불가능하고, 연구 참여 전 6개월 이내에 정형외과적수술을 하고, 요통 등 근골격계 통증을 호소하고, pacemaker 또는 기타전기 장치가 체내에 삽입되어 있거나, neglect, pusher syndrome을 가지고 있는 환자는 참여 대상에서 제외하였다. 본 연구에 참여하는 모든 연구대상자의 권리와 안전을 보장하기 위하여 국립재활원 생명유리위원회

(NRC-2017-060056)의 연구승인을 받았다.

모집된 피험자는 재활 회복 단계에 따라 집단을 구분하였다<그림 5>. 본 연구에서는 "재활 회복 단계"를 신체 기능회복이 됨에 따라 앉은 자세 가능 단계 (Stage1), 앉기 서기 가능 단계 (Stage2), 독립 보행 가능 단계 (Stage3)로 구분하였다. 이에 따라 Stage1에 속한 뇌졸중 환자들은 G1, Stage2에 속한 뇌졸중 환자들은 은 G3 집단으로 구분되었고, 비장애인은 G4 집단으로 구분하였다.

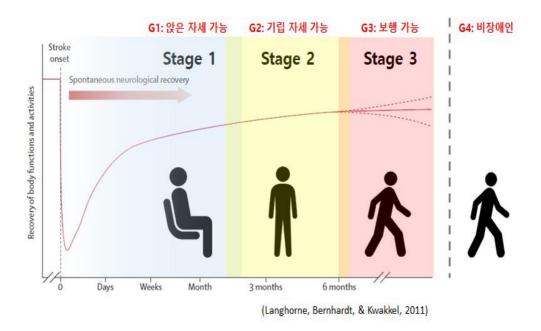


그림 5. 신체 기능 회복 패턴과 신체 기능수준에 따른 피험자 구분

2. 실험참여자 일반적 특성

본 연구에는 뇌졸중 환자 29명, 비장애인 10명이 참여하였다. 뇌졸중 환자 참여자 집단은 신체 기능수준에 따라 3집단으로 구분하였다. 각 집 단의 일반적 특성은 다음 <표 1>과 같다.

표 1. 집단 별 피험자의 일반적 특성

집단 항목	G1 (뇌졸중장에인) (n=7)	G2(<i>뇌졸중장에인</i>) (n=10)	G3 (뇌졸중장에인) (n=12)	C4 (મારુંબારો) (n=10)
나이(세)	62.14±3.34	58.10±10.58	54.67±9.98	47.20±13.60
신장(cm)	161.29±9.93	167.90±9.92	167.25±6.00	169.20±9.77
체중(kg)	60.14±7.29	66.30±14.05	63.75±5.93	65.20±10.56
성별(남/여)	6/1	8/2	10/2	7/3
발병기간(월)	3.71±2.21	6.00±2.71	7.58±4.03	-
진단명(뇌경색/뇌출혈)	5/2	8/2	7/5	-
마비측(왼쪽/오른쪽)	5/2	6/4	9/3	-

3. 실험 장비

연구대상자가 속도에 따른 방향전환 동작을 수행하는 동안 운동학 및 운동역학적 측정을 위하여 영상분석 시스템, 지면반력 측정 시스템, 근전 도 측정 시스템을 활용하였다<표 2>.

표 2. 실험 장비

평가 장비	장비 이용 목적	제조사	비고
3D motion analysis system	앉은 과제 수행 시 움직임에 대한 실시간 visual feedback 제공 및 3차원 동작 분석	Vicon, U.K.	
EMG system	근전도 측정	Delsys, U.S.A.	
force plate	정적 균형 유지 과제 시 COP 측정	AMTI, U.S.A.	
force plate 장착용 의자	앉은 자세 평가를 위한 force plate 장착용 의자	-	

1) 영상분석 시스템

앉은 자세의 운동학적 변화를 분석하기 위하여 적외선 카메라(Vicon, U.K.) 10대를 사용하였다. capture rate는 100 Hz로 설정하였으며, 녹화되는 영상자료는 지면반력기, 무선근전도와 동조하여 촬영하였다. 10대의적외선 카메라는 지면반력기를 중심으로 3 m × 3 m × 2.5 m 의 공간을 촬영할 수 있도록 배치하였다. 모든 카메라는 AD board를 통해 측적용 데스크톱 컴퓨터에 적외선 반사 마커의 위치와 시간 자료를 전송되도록 하였다.

2) 근전도 측정 시스템

체간 근육별 근전도 자료를 얻기 위하여 무선 근전도 시스템(Delsys Trigno, U.S.A.)을 사용하였다. 자료의 sample rate는 2000 Hz로 설정하여 자료를 수집하였고, AD board와 연결하여 영상분석장치, 지면반력기와 동조하였다.

3) 의자형 지면반력측정기

피험자가 앉은 자세에서의 정적 균형 능력을 측정하기 위하여 균형측정용 지면반력 측정기(AMTI Accugiat force palte, U.S.A.)를 사용하였다. 균형측정용 지면반력기는 알루미늄 프로파일에 고정하여 피험자들이실험 과제를 수행할 때 사용하였다. 지면반력기가 고정된 알루미늄 프로파일 의자는 지면에 볼트로 고정하여 과제 수행 시 흔들림이 없도록 하였다. 지면반력기로부터 수집된 데이터는 동작분석시스템과의 동기화를 위하여 AD board로 연결하였다. 지면반력기의 전역좌표계의 방향은 영상분석 시스템과 동일하게 전방을 +Y 축, 우측 +X 축, 수직 상방을 +Z 축으로 설정하였다. 이때의 sample rate는 2000 Hz로 설정하였다.

4. 실험 절차

1) 실험 준비

실험은 서울시 강북구에 위치한 국립재활원 동작분석실험실에서 진행하였다. 피험자의 앉은 자세 동작 측정을 위해 <그림 6>과 같이 10대의적외선 카메라를 설치하였다. 카메라의 sample rate는 100 Hz, 지면반력측정기 1,000 Hz, 근전도 측정기 2,000 Hz로 설정하였으며 전역좌표계의방향은 좌우방향 X축, 전후방향 Y축, 수직방향 Z축으로 정의하였다. 모션 캡쳐 카메라, 지면반력기, 근전도시스템은 AD board에 연결하여 동기화하였다. 실험 자료 획득 후 모든 실험 자료는 2,000 Hz로 데이터sampling rate를 통일하였다.

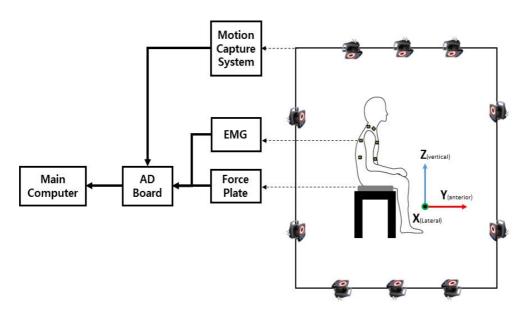


그림 6. 실험 장비 준비

본 연구에 참여한 연구대상자는 실험 전 피험자 동의서에 기재된 연구 목적, 실험 과정, 개인 정보 보호, 피험자 권리 등에 대하여 구두로 설명 받은 후 모든 사항에 동의를 할 경우 동의서에 서명을 한 후 실험에 참 여하였다.

연구 참여에 동의한 피험자들은 상의는 탈의하고 하의는 실험복으로 환복한 후 주요 관절과 분절에 총 27개의 적외선 반사 마커를 부착하였다<표 3>. 또한 앉은 자세 균형 과제 시 체간의 근활성도 측정을 위하여 12개의 체간 근육에 표면 근전도 전극을 부착하였다<표 4>. 전극 부착 전 피부를 알코올 솜으로 세척하였다. 근결 방향과 동일한 방향의 근복(muskelbauch)에 전극을 부착하였다. 모든 실험 준비가 끝난 후 본 피험자는 알루미늄 프로파일 의자에 앉아서 치료사와 함께 실험과제를 연습하며 적응하는 시간을 가졌다.

표 3. 적외선 반사 마커 부착 위치(좌우 동일 위치 부착)

Marker placement
approximately over the temple
back of the head, horizontal plane of the FHD
spinous process of the 7th cervical vertebrae
spinous process of the 10th cervical vertebrae
Xiphoid process of the Sternum
Acromio-clavicular joint
between the elbow and shoulder markers
lateral epicondyle approximating elbow joint
medial epicondyle approximating elbow joint
between the shoulder and wrist markers
epicondyle of lateral wrist
epicondyle of medial wrist
anterior superior iliac spine
posterior superior iliac spine

표 4. 표면근전도 전극 부착 위치(좌우 동일 위치 부착)

Muscle name	EMG sensor placement
PM	Pectoralis major
LT	Lower Trapezius
RA	Rectus abdominis
EL	Erector spine lumbar
EO	External oblique
IO	Internal oblique

2) 실험 과제

실험 준비 단계를 모두 마친 피험자는 인체관절중심을 추정하기 위한 정적 자세 촬영을 2초간 실시하도록 하였다. 이때 피험자는 해부학적 자 세를 취하도록 하였다. 뇌졸중 환자의 경우 편마비로 인하여 해부학적 자세를 취할 수 없거나, 선 자세가 불가능할 경우 물리치료사의 도움으 로 자세를 취할 수 있도록 한 후 정적 자세 촬영을 하였다.

모든 앉은 자세 평가는 기본자세를 취한 후 시작하였다. 기본자세는 피험자가 지면반력기가 장착된 알루미늄 프로파일 의자에 앉아 두 손은 허벅지 중앙에 올려놓고, 다리는 지면과 떨어진 상태를 취하도록 하였다. 피험자는 지면반력기에 앉을 때 피험자의 대전자(greater trochanter)에서 외상과(lateral epicondyle)로 이어지는 직선 길이의 80% 지점까지 의자에 앉을 수 있도록 피험자의 앉은 자세 위치를 맞추도록 하였다. 체간을 이용한 균형과제 수행 시 하지 사용을 방지하기 위하여 피험자의 발목 관절과 무릎관절을 <그림 7>과 같이 프로파일에 고정하도록 하였다. 과제 동작을 할 때에는 force plate와 신체 접촉면 면적의 변화가 발생되지 않도록 하고, 체간의 움직임만을 유도하여 측정하도록 하였다. 치료사는 피험자가 기본자세 유지를 위해 두부와 체간의 정렬(alignment)을 맞

출 수 있도록 하였고, 기본자세가 유지되도록 지속적으로 관찰하였다. 앉은 자세 평가는 정적 평형(static balance)과 전후 흔들기 (Anterior/Posterior sway)로 선정하였다.

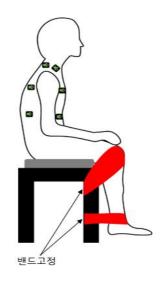


그림 7. 피험자 기본자세

① Static Balance

피험자는 기본자세 유지 상태에서 전방 3m 앞 표적 응시하며 정적 자세를 20초간 유지하도록 하고 이를 3회 반복하였다. 동일한 자세에서 눈을 감은 후 20초간 3회씩 유지하도록 하였다.

② 체간 전후 흔들기

앉은 자세 유지 상태에서 전/후 방향으로 상체 흔들기 동작을 실시하였다. 객관적인 과제 제공을 위해 최대 수행력(performance)을 기준으로 과제 수행도의 수준을 결정하였다(Latash, Scholz, Danion, & Schöner, 2001; O'Sullivan, O'Sullivan, Campbell, O'Sullivan, & Dankaerts, 2012).

본 연구에서는 기능 수준이 다른 모든 피험자들이 연속적으로 동작이 가능하다고 판단되는 최대 기울이기의 약 70%로 움직임 범위를 선정하였고, 연속으로 12회 동작을 실시하도록 하였다. 체간의 흔들기 동작 시에는 피험자의 다리는 의자에 고정하여 움직이지 못하도록 하였고, 팔은 허벅지 위에 올려놓은 상태에서 팔과 다리를 사용하지 않고 과제를 수행하도록 하였다. "허리를 똑바로 퍼세요."등 기립 자세를 유지하도록 독려하여 환자가 생각하는 똑바른 자세를 취하도록 하였다. 최대 움직임의 70% 범위를 붉은색 영역으로 전면의 화면에 표시해 주고, 표시 영역의최대 범위에 맞게 움직임을 실시하도록 지시하였다. 이때 움직임의 이동범위에 대한 실시간 피드백을 제공하였다<그림 8>. 피험자는 자신의 움직임에 대한 실시간 정보를 받으면 전후 흔들기 동작을 수행하였다.

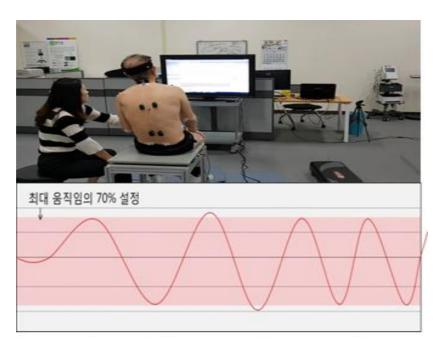
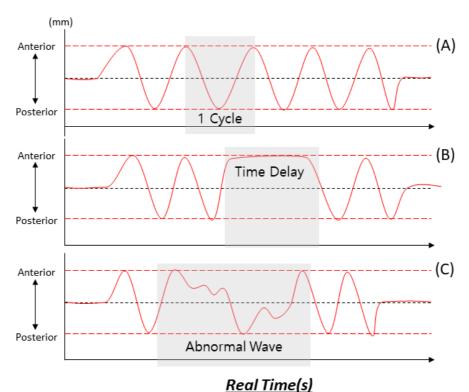


그림 8. 체간 기능 평가 과제 수행 모습(상)과 화면에 나타나는 실시간 시각 피드백 화면(하). 빨간색 실선의 움직임이 피험자의 체간 움직임을 나타내고 음영 표시 부분이 최대 움직임의 70% 범위를 의미함

일관되고 정확한 동작을 수행할 수 있도록 본 실험 전 연습을 실시하 였다. 연습 시 치료사와 피험자가 모두 들을 수 있도록 메트로놈(20 bpm)을 틀어놓았다. 그러나 피험자에게는 메트로놈의 속도에 맞추어 움 직임 속도를 통제하도록 하지 않았다. 과제 연습 시 치료사는 메트로놈 의 속도를 인지하고 피험자가 이에 맞추어 피험자가 움직일 수 있도록 유도하며 연습을 실시하였다. 메트로놈의 청각 정보와 최대움직임의 70% 움직임 시각정보를 동시에 제공하였을 경우 과제 수행력의 현격한 저하를 초래하기 때문에, 속도의 통제는 치료사와의 연습을 통해 이루어 졌다. 연습 시간은 치료사의 주관적인 판단 하에 주어진 과제를 일관된 동작으로 최소 12회 연속으로 수행할 수 있을 때까지 실시하였다. 피험 자는 실시간 피드백 정보를 받으며 연습을 실시하였다. 실시간 피드백 정보를 바탕으로 체간 과제의 성공 여부를 판단하도록 <그림 9>와 같은 패턴을 치료사에게 미리 보여주어 주관적 판단의 기준을 마련하였다. 연 습 완료 여부는 실시간 피드백 제공 화면에 나타나는 체간의 움직임이 일관된 동작으로 연속 12회 이상 실시할 수 있게 되면 최소한의 학습이 이루어졌다 파단하였다<그림 9>(A). 12회 실시하는 동안 체간 흔들기 동작이 연속적으로 나타나지 않고 시간 지연(time delay)이 발생하거나 <그림 9>(B), 한 번의 동작으로 기울기 동작을 실시하지 않고 불필요한 동작이 발생되면<그림 9>(C) 연속된 과제를 수행하지 못한다고 판단하 였다. 이후 환자의 체력, 심리 상태가 실험을 하기에 적절한가에 대한 판 단을 치료사가 실시하였고, 피험자의 동의 후 본 실험을 시작하였다.

연습 후 실제 실험에서는 12회 연속으로 <그림 9>(A)와 같이 동작을 수행한 시도를 성공적으로 과제를 수행하였다고 판단하였다. 실험 진행 중 <그림 9>(B), <그림 9>(C)와 같은 과제 실패 상황이 발생되면 실험 녹화를 중지하고, 2분 휴식 후 다시 실험을 진행하였다. 휴식 후 연습 때

와 마찬가지로 환자의 체력, 심리 상태가 실험을 하기에 적절한가에 대한 판단을 치료사가 실시하였고, 피험자의 동의 후 본 실험을 다시 시작하였다. 과제를 성공적으로 수행할 때까지 위의 절차를 반복하였다. 정확하게 동작을 수행하였다고 판단되는 12회의 실험 자료 중 첫 주기 (cycle)와 마지막 주기를 제외한 10회의 자료만을 분석에 활용하였다.



※ 본 그래프는 실험을 통해 획득한 데이터가 아닌 설명을 위해 제작된 그래프임

그림 9. 성공한 과제 수행과 실패한 과제의 실시간 피드백 화면 예시

5. 분석 변인

1) 임상적 평가

임상적 평가는 장애인 체간기능을 빠르게 평가하기 위한 평가지에 의한 평가 방법이다. 연구에 참여하는 물리치료사는 각 평가도구에서 지시한대로 연구 참여자에게 동작을 실시하게 하고, 제시한 동작을 정확히수행할 수 있는가에 대한 점수를 부여하였다. 모든 동작 점수를 합산하여 환자의 임상적 기능 수준을 평가한다. 본 연구에서 실시한 임상적 평가는 Trunk Impairment Scale(TIS)(Seo, Kim, & Chung, 2008), Postural Assessment Scales for Stroke Patients(PASS)(안승헌, & 이제훈, 2009) 총 2가지였다. 임상적 평가는 앉은 자세 균형 평가 실험을 마치고, 5분간 휴식을 취한 후 진행하였다. 2가지 임상적 평가 방법은 다음과 같다.

① TIS

TIS는 앉은 자세에서의 균형 능력을 평가하기 위한 도구로 크게 정적인 앉기 균형 3항목, 동적인 앉기 균형 10항목, 협응성 4항목, 총 17항목을 평가한다<별첨 1>. TIS 총점(TIS total)은 23점으로, 앉은 자세 정적균형 평가 점수(TS, TIS Static sitting balance) 7점, 앉은 자세 동적 균형 평가 점수(TD, TIS Dynamic sitting balance) 10점, 협응 평가 점수(TC, TIS Coordination) 6점으로 구성되어 있다.

② PASS

PASS는 뇌졸중 환자의 체간의 균형 능력을 측정하는 도구로 자세유 지 5항목, 자세변환 7항목, 총 12항목을 평가한다<별첨 2>. PASS 총점

(PASS total)은 36점으로 자세유지 평가 점수(PM, PASS Maintaining posture) 15점, 자세변환 평가 점수(PC, PASS Changing posture) 21점을 합산하여 제시하였다. 자세변환 평가 점수4점 척도(0~3점) 총점 36점으로 정량화하여 체간의 기능을 평가하는 평가 도구이다.

2) 압력중심 표준편차(COP Standard Deviation)

정적 균형 유지 과제 시 눈을 뜬 상태, 그리고 눈을 감은 상태에서 압력중심(COP: center of pressure) 자료를 획득하고 20초간 COP자료의 표준편차(SD: standard deviation)를 산출하였다. 3회의 정적 과제를 수행하였고, 3회의 표준편차를 평균하였다. 표준편차의 산출 방식은 다음과 같다.

$$SD = \sqrt{\frac{\displaystyle\sum_{i=1}^{n} \! \left(y_{i} - \overline{y}\right)^{2}}{n-1}}$$

이때, n은 샘플의 수, y_i 는 i번째 COP, \overline{y} 는 수집한 COP의 평균, SD는 압력중심의 표준편차를 의미한다.

3) 체간 전후방 흔들기(AP sway) 동작

① 움직임 일관성과 정확성

본 연구에서 실험 과제로 제시한 AP sway 동작은 실시간 시각 피드백을 제공하여 최대 움직임의 70%를 일관되게 움직이도록 하는 동작이다. 제시한 과제를 정확하게 위해서는 체간의 움직임 제어를 주어진 실

시간 시각 피드백 정보를 이용하여 수행하여야 한다. 성공적인 과제 수행을 위해서는 체간 근육의 유기적인 사용과 연속적이고 일관된 움직임제어 능력이 필요하다. 체간의 움직임을 주어진 피드백에 맞춰 수행하는 것은 체간 움직임 제어 능력이 수반되어야 가능하기 때문에 이에 대한동작의 정량적 평가는 뇌졸중의 체간 제어 능력의 평가 지표로 활용될수 있다. 집단 간 체간의 제어 능력에 대한 수행력을 정량적으로 평가하기 위하여 동작의 일관성(precision)과 정확성(accuracy)을 다음과 같은방법을 통해 산출하였다. 일관성은 과제를 수행하는 동안 전방과 후방의움직임을 자신의 평균 움직임에서 벗어난 정도를 의미한다. 전·후방 최대움직임을 계산하고, 최대움직임 값들의 표준편차를 산출하였다. 정확성은 시각피드백으로 제공된 목표에 얼마나 정확하게움직였는지를 산출하였다. 시각 피드백으로 제공된 자신의 최대움직임 좌표와 과제동작시산출된 최대 70%움직임 좌표 사이의 거리를 산출하고,산출된 값들의표준편차를 정확도로 제시하였다.일관성과 정확성은 아래와 식과 같이산출하였다.

$$\text{Pr}_{ecision} = \frac{\sum\limits_{i=1}^{n} \sqrt{(x_i - x_{mean})^2}}{n}$$

$$Accuracy = \frac{\displaystyle\sum_{i=1}^{n} \sqrt{(x_i - x_{target})^2}}{n}$$

이때, n은 샘플의 수, x_i 는 i번째 체간 움직임 거리, x_{mean} 은 체간 움직임 거리의 평균, x_{target} 은 최대움직임의 70% 거리이다.

② 움직임 오차 비율

과제 수행 시 목표에서 벗어난 비율을 계산하기위해 목표 지점으로부터 움직임 오차를 산출하였다. 산출 방법은 아래식과 같다.

$$movementerror(\%) = \frac{\sum_{i=1}^{n} abs(\frac{d_{target} - di}{d_{target}}) \times 100}{n}$$

이때, n은 샘플의 수, d_i 는 i번째 체간의 이동 변위, d_{target} 은 목표지점 까지 거리이다.

4) 상・하부 체간과 두부 분절의 가동 범위

상·하부 체간과 두부의 기울기 각도 산출을 위해 분절이 연결되어 있는 관절의 각도를 산출하였다. 하부 체간의 각도는 고관절과 하부 체간분절을 연결하는 하부체간과 골반 사이의 각도를 산출하였고, 상부 체간의 각도는 하부 체간과 상부 체간 사이의 각도를 산출하였으며, 두부의각도는 두부와 상부 체간 사이의 관절 각도를 산출하였다. 각 관절 각도는 각도를 구성하는 두 분절의 벡터 내적을 이용하여 산출하였다. 이때두 벡터를 $\overrightarrow{A}(A_i,A_j,A_k)$ 와 $\overrightarrow{B}(B_i,B_j,B_k)$ 라고 할 때, 두 벡터를 이루는 각도 θ 는 다음 식과 같다.

$$\theta = \cos^{-1} \left[\frac{\overrightarrow{A} \cdot \overrightarrow{B}}{|\overrightarrow{A}| \cdot |\overrightarrow{B}|} = \frac{A_i B_i + A_j, B_j + A_k B_k}{\sqrt{A_i^2 + A_j^2 + A_k^2} \cdot \sqrt{B_i^2 + B_j^2 + B_k^2}} \right]$$

각 분절의 움직임은 굴곡·신전(FE: flexion/extension), 외전·내전 (ADB: adduction/abduction), 회전(ROT: rotation)을 산출하였다. 산출된 분절의 각도 변화 자료에서 분석 구간 내 각 방향별 분절의 움직임의 최대, 최소 각도를 찾고 그 차이를 계산하여 분절 가동범위를 제시하였다.

분절 가동범위의 분석 구간은 과제 동작 시 최대 전방 기울이기 시점과 최대 후방 기울이기 시점을 찾은 후, 두 시점 사이의 구간을 분석 구간으로 설정하였다. 최대 후방 기울이기 시점에서 최대 전방 기울이기 시점을 지나 다시 최대 후방 기울이기로 돌아오는 구간을 1 주기로(cycle)로 정의하였고, 각 주기 마다 분절들의 3방향 가동범위를 산출하였다.

5) 근육 모드(muscle mode)

① PCA 분석

AP sway 동작 시 체간 근육으로부터 수집한 EMG 신호의 활성 수준의 동시적 변화 분석을 통해 함께 활성화되는 근육군을 근육 모드로 정의하였다. 분석구간은 첫 번째 최대 기울임 동작 후 반대방향의 최대기울임 동작이 이루어지고 다시 반대방향으로의 최대기울임이 발생한 시점까지를 1 주기로 설정하였다. 획득한 EMG 신호는 필터링(filtering)과 정류화(rectification)를 적용하였다. 과제 시도(trial) 내 최대 EMG 신호 발생 시점을 찾은 전후 이를 중심으로 전체 cycle의 1%에 해당하는 데이터의 평균값을 산출하였다. 산출된 평균값을 표준화를 위한 최대 기준값(peak reference)로 정의하였다.

10 cycles의 AP sway 동작 시 EMG 자료를 산출하였고, 정의된 분석 구간 내 EMG 신호를 100 samples 길이로 일반화하였다. 각 cycle 동안 12 channels(12개의 근육)의 EMG 신호를 100 개의 자료로 일반화한 12 channel × 100 sample의 matrix가 10개 산출되었다. 이를 다시 12 channels × 1000 samples matrix로 정렬하였다. 근육 모드는 varimax rotated PCA 분석을 통해 결정되었다(Krishnamoorthy, Scholz, & Latash, 2007). 이는 12 차원의 근활성 신호를 더 작은 차원으로 감소시키는 것을 의미하고, 감소된 차원으로 이루어진 근육 집단의 구성을 근육모드로 정의하였다.

② 유사성 지수

유사성 지수(similarity index)는 PCA로부터 추출 된 뇌졸중 환자의 근육 모드와 비장애인 집단(G4)의 근육 모드의 유사성을 정량화한 것이다. 이 지수는 G4 근육 모드의 중심 벡터(central vector)와 뇌졸중 환자들의 개별 벡터 사이의 코사인 각도를 계산하여 두 non-zero vector 사이의 유사성을 측정하는 "코사인 유사성 이론"에 기인한다. PCA 분석의 맥락에서, 중심 벡터는 G4 근육 모드의 평균인 중심 모드 벡터(central mode vector)(C)이고, 장애인들의 개별 벡터는 12 차원 근전도 신호가이루는 공간에서의 개개인의 근육 모드 벡터(Mi)이다. 여기서, i는 피험자의 수를 의미한다. C와 Mi 사이의 각도의 코사인, 즉 유사성 지수는아래 식을 사용하여 산출되었다.

첫째, C와 Mi의 코사인은 벡터 사이에 유클리드 내적을 사용하여 계 산되었다.

$$M_i \cdot C = ||M_i|| \, ||C|| \cos \theta$$

따라서 유사도 지수는 두 벡터의 내적 및 크기를 아래의 식을 통해 산출하였다.

$$Similarity \ Index = \cos\theta = \frac{M_i \cdot C}{||M_i|| \ ||C||}$$

유사성 지수가 1과 같은 경우 두 벡터는 평행하여 유상성이 높음을 의미하고, 0이면 두 벡터는 직교하여 유사성이 낮은 것으로 판단한다. 유사성 지수의 경우 변인의 특성상 천정 효과가 발생하기 때문에 산출된 유사성 지수를 z-transform하여 비교하였다.

6. 통계 분석

신체 기능 수준에 따라 구분된 뇌졸중 환자 3개 집단과 비장애인 1개 집단의 분석 변인에 대한 집단 간 통계 검증을 위해 일원변량 분산분석 (one-way ANOVA)을 실시하였다(SPSS 19.0). 각 요인별 효과가 발견될 경우 Scheffe 사후 검증을 실시하였다. 이때 통계적 유의수준은 α <.05로 설정하였다. 근육 모드 수: 70% 이상 설명력 확보가 가능한 근육모드의 수로 정의 하였다. PCA 분석 결과 PCA 계수 부하량(coefficient loading)값이 0.4 이상일 경우와 근육 모드의 정성적 분석을 통해 PC 내상대적으로 높은 부하 계수가 나타난 경우를 근육 모드로 정의하였다.

Ⅳ. 연구결과

본 장에서는 뇌졸중 발병 시기에 따른 앉은 자세 균형 유지 능력, 체간 움직임 기능 평가 결과를 기술하였다. 이를 위해 체간 기능 평가 도구 검사(TIS, PASS), COP 움직임의 표준편차, 두부와 상부/하부 체간의 가동범위, 체간 움직임의 일관성과 정확성, 근육 모드를 분석하여 제시하였다.

1. 임상적 평가 결과

1) TIS 평가 결과

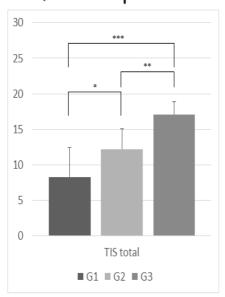
뇌졸중 환자의 체간 운동 손상(trunk motor impairment)을 평가하기위해 TIS 검사를 실시하였다. 체간의 운동 손상 평가를 위해 앉은 자세정적 균형(TS: TIS static) 평가, 앉은 자세 동적 균형(TD: TIS dynamic) 평가, 협응(TC: TIS coordination) 평가를 실시하였다. 그 결과신체 기능 수준이 높아짐에 따라 모든 평가 항목의 점수가 높아지는 경향이 나타났다. 통계적 검증을 위해 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였고, 그 결과 TIS total(F=21.866, p<0.000), TS(F=6.947, p<0.01), TD(F=16.742, p<0.000), TC(F=16.185, p<0.000)의평가 항목에서 유의한 차이가 나타났다. 사후 검정 Scheffe를 실시하였으며 그 결과 신체 기능 수준이 높아짐에 따라(G1<G2<G3)평가 점수도유의하게 높아지는 것으로 나타났다<-표 5><그림 10>.

표 5. 집단 별 TIS 결과

단위 (score)	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	F	post-hoc
TIS total	8.29±4.15	12.22±2.86	17.08±1.83	21.866***	G1 <g2*, g2<g3**,<br="">G1<g3***< td=""></g3***<></g2*,>
TS	4.57±2.23	6.11±1.29	6.92±0.29	6.947**	G1 <g3**< td=""></g3**<>
TD	2.43±2.07	4.33±1.49	6.42±1.00	16.742***	G2 <g3**, G1<g3***< td=""></g3***<></g3**,
TC	1.29±0.76	1.78±0.92	3.75±1.22	16.185***	G2 <g**, G1<g3***< td=""></g3***<></g**,

TIS total=TS+TD+TC, TS(Static sitting balance): 앉은 자세 정적 균형 평가 점수, TD(Dynamic sitting balance): 앉은 자세 동적 균형 평가 점수, TC(Coordination): 협응 평가 점수 * p < 0.05, *** p < 0.01, **** p < 0.001

TIS(Trunk Impairment Scale)



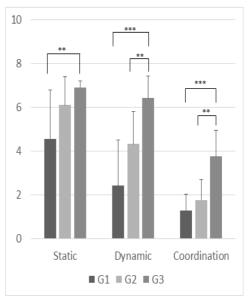


그림 10. TIS 평가 결과

2) PASS 평가 결과

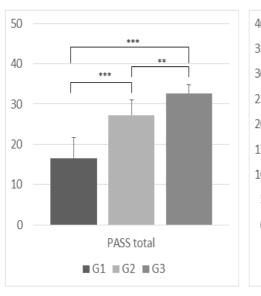
신체 기능 수준에 따라 뇌졸중 환자들의 자세 유지하는 능력과 자세 변환에 따른 균형 반응을 평가하기 위해 PASS 검사를 실시하였다. 신체 기능 수준이 높은 장애인 집단일수록 PASS 점수가 높게 나타나는 경향을 보였다. 통계적 검증을 위해 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였고, PASS total(F=45.176, p<0.000), PM(F=35.138, p<0.000), PC(F=28.025, p<0.000)에서 유의한 차이가 나타났다. 사후 검정 Scheffe를 실시하였으며 그 결과 신체 기능 수준이 높아짐에 따라(G1<G2<G3) 평가 점수도 유의하게 높아지는 것으로 나타났다<표 6><그림 11>.

표 6. 집단 별 PASS 결과

단위 (score)	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	F	post-hoc
PASS total	16.57±5.09	27.22±3.76	32.67±2.06	45.176***	Gl <q2***, Q2<g**, gl<g***<="" td=""></g**,></q2***,
PM	4.71±1.11	8.78±1.87	11.75±1.96	35.138***	G1 <g2***, G2<g3**, g1<g3**,<="" td=""></g3**,></g2***,
PC	12.004.32	18.44±2.31	20.83±0.39	28.025***	Gl <q2***, G2<g**, gl<g***<="" td=""></g**,></q2***,

PASS total=PM+PC, PM(Maintaining posture): 자세유지 평가 점수, PC(Changing posture): 자세변환 평가 점수

PASS(Postural Assessment Scale for Stroke)



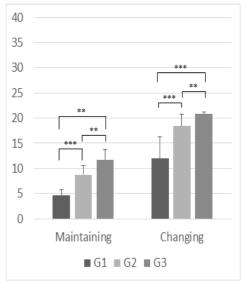


그림 11. PASS 평가 결과

^{*} p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

2. 압력중심 표준 편차

뇌졸중 환자들의 신체 기능 수준 차이에 따라 정적 앉은 자세 유지 능력에 어떠한 차이가 나타나는지를 확인하기 위하여 정적 앉은 자세 과제시 압력중심(COP) 움직임의 표준편차를 산출하였다.

정적 앉은 자세 유지 과제 수행 시 눈을 떴을 경우에는 기능 수준에 따라 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 눈은 감았을 경우에는 기능 수준이 높아짐에 따라 정적 균형 유지 능력이 향상되는 경향이 나타났다. 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 실시한 결과 눈을 감았을 경우 AP(F=8.627, p<0.000), ML(F=8.181, p<0.000)에서 유의한 차이가 나타났고, 눈을 떴을 경우에는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 사후 검정 Scheffe를 실시하여 집단 간 비교를 실시한 결과 AP는 G1>G2(p<0.05), G1>G3(p<0.05), G1>G4(p<0.05), ML은 G1>G4(p<0.01), G2>G4(p<0.05) 에서 유의한 차이가 나타났다<표 7><그림12>.

표 7. 정적 균형 과제 시 COP 표준편차

	<u></u> 위 nm)	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	G4 (Mean±SD)	F	post- hoc
CE	AP	2.75±1.91	1.13±0.53	1.24±0.58	0.51±0.26	8.627***	G1>G2*, G1>G3*, G1>G4*,
CE	ML	1.60±0.72	1.25±0.61	0.93±0.38	0.45±0.30	8.181***	G1>G4**, G2>G4*
OE	AP	1.77±1.27	1.40±0.87	1.59±1.25	0.68±0.30	2.187	
OE	ML	1.58±1.70	1.13±0.77	0.77±0.41	0.45±0.24	2.777	

CE: close eyes, OE: open eyes, AP: anterior/posterior, ML: medial/lateral

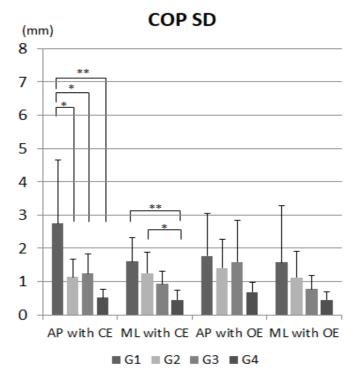


그림 12. COP 표준 편차

^{*} p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

3. 체간 전후방 흔들기(AP sway) 움직임

1) 일관성과 정확성

기능 수준의 차이에 따라 동적 앉은 자세 조절 과제 수행력을 평가하기 위하여 움직임의 일관성(precision)과 정확성(accuracy)를 분석하였다. 본 연구에서 체간 움직임의 일관성과 정확성은 자세 조절 과제 수행력을 평가하는 척도로 사용되었다. 일관성과 정확성은 전방 움직임 동작과 후방 움직임 동작에 대한 결과를 각각 산출하였다. 그 결과 일관성과 정확성 값이 비장애인 집단을 포함하여, 다른 뇌졸중 집단보다 G2 집단에서 높게 나타나는 경향을 보였다. 이에 대한 통계적 검증을 위하여 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였다. 일관성에서는 전, 후방향에서 유의한 차이가 나타나지 않았지만(표 8><그림 13>, 정확성은후방움직임에서 유의한 차이가 나타났다(F=3.215, p<0.05)<표 9><그림 14>. 사후 검정 Scheffe를 실시하여 G2 집단이 G4 집단 보다 유의한차이로움직임의 정확성이 낮은 것으로 확인되었다(p<0.05).

표 8. 움직임의 일관성

	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	G4 (Mean±SD)	F	post- hoc
ANT	32.78±34.50	27.92±18.25	11.51±8.65	13.48±4.13	3.212*	
AML	6.27±2.61	12.08±6.70	6.90±2.37	5.21±2.81	5.562**	G2>G3*, G2>G4**
PST	13.31±7.01	19.57±10.37	19.29±10.96	17.40±9.08	0.705	
PML	8.33±4.15	7.61±7.84	5.84±3.41	4.40±1.79	1.209	

ANT: anterior precision, AML: medial/lateral precision at anterior movement, PST: posterior precision, PML: medial/lateral precision at posterior movement, p < 0.05

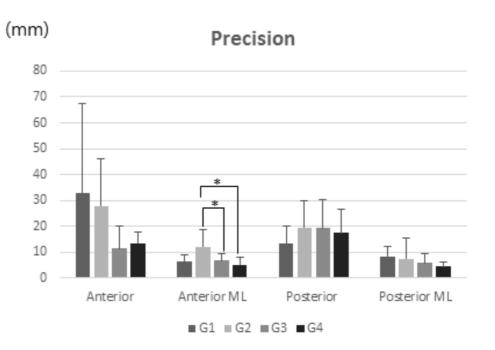


그림 13. 전·후방 움직임 일관성 분석 결과

표 9. 움직임의 정확성

	Gl	G2	C3	G4	F	post-
	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	I.	hoc
ANT	15.96±4.96	23.39±16.85	17.65±18.57	15.28±7.82	0.651	
AML	15.08±13.25	18.02±11.75	19.32±10.71	11.76±8.42	0.988	
PST	13.94±7.17	18.70±11.10	20.06±14.10	10.71±3.91	1.804	
PML	9.14±3.59	11.97±8.55	8.28±6.38	5.64±3.64	1.828	

ANT: anterior accuracy, AML: medial/lateral accuracy at anterior movement, PST: posterior accuracy, PML: medial/lateral accuracy at posterior movement, * p < 0.05

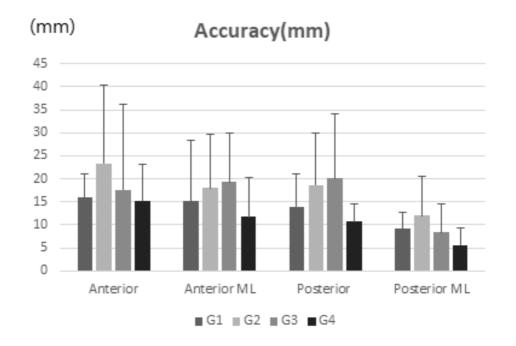


그림 14. 전·후방 움직임 정확성 분석 결과

4. 상・하부 체간과 두부 분절의 가동 범위

동적 체간 움직임 과제 수행 시 신체 기능 수준에 따라 상·하부 체간과 두부의 움직임 차이를 비교하기 위하여 각 분절의 굴곡·신전, 내전·외전, 회전 가동범위를 산출하였다.

1) 두부 분절 가동범위

기능 수준이 높음에 따라 ABD(Abduction/Adduction) 움직임이 작게 나타나고, ADB와 ROT(rotation) 움직임 보다 FE(flexion/extension) 움직임이 크게 나타나는 경향을 보였다. 각 집단과 움직임 별 차이를 통계적으로 검증하기 위하여 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단 간에는 ADB(F=3.211, p<0.05)에서 유의한 차이가나타났고, 집단 내 분절의 움직임 비교 결과 G1 집단을 제외한 G2(F=16.904, p<0.001), G3(F=24.498, p<0.001), G4(F=19.617, p<0.001) 집단에서 유의한 차이를 보였다. 사후 검정 Scheffe를 실시한 결과 G2, G3, G4 집단의 ADB와 ROT는 FE 보다 유의하게 작게 나타나는 결과를 보였다</p>

표 10 . 전후방 흔들기 동작 시 머리 분절 가동범위

단위 (degree)	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	G4 (Mean±SD)	F	post- hoc
FE	13.54±8.10	22.39±10.73	16.89±8.28	20.54±12.25	1.306	
ABD	4.58±3.34	5.04±2.22	2.76±1.27	3.04±1.07	3.211*	
ROT	9.47±9.34	8.46±5.46	5.77±3.36	3.48±1.11	2.493	
F	2.579	16.904***	24.498***	19.617***		
post-hoc		ADB <fe***,< td=""><td>ADB<fe***,< td=""><td>ADB<fe***,< td=""><td></td><td></td></fe***,<></td></fe***,<></td></fe***,<>	ADB <fe***,< td=""><td>ADB<fe***,< td=""><td></td><td></td></fe***,<></td></fe***,<>	ADB <fe***,< td=""><td></td><td></td></fe***,<>		
Post-fice		ROT <fe**< td=""><td>ROT<fe***< td=""><td>ROT<fe**< td=""><td></td><td></td></fe**<></td></fe***<></td></fe**<>	ROT <fe***< td=""><td>ROT<fe**< td=""><td></td><td></td></fe**<></td></fe***<>	ROT <fe**< td=""><td></td><td></td></fe**<>		

FE: Flexion/Etension. ABD: Abduction/Adduction, ROT: Rotation

^{*} p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

2) 상부 체간 분절 가동범위

상부 체간 분절의 가동범위를 분석한 결과 기능 수준이 높은 집단은 ADB와 ROT 방향으로 분절 움직임보다 FE에서의 분절 움직임 범위가크게 나타나는 경향을 보였으나, 기능 수준이 낮은 집단의 경우 ADB와 ROT 방향으로 가동범위와 FE로의 분절 가동범위의 차이가 상대적으로 작은 경향이 나타났다. 집단 내 분절의 가동범위의 비교를 위해 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하여 통계적 검증을 실시하였으며, 그 결과 G2(F=4.335, p<0.05), G3(F=18.101, p<0.001), G4(F=7.964, p<0.01)에서 차이를 보였다. 분절 방향 별 차이에 대한 사후 검정 Scheffe를 실시하였다. 그 결과 G3 집단은 ADB<FE(p<0.001)에서 FE으로의 가동 범위가 다른 방향보다 크게 나타남을 확인하였으나, G2에서는 ROT<FE(p<0.05)에서만 차이가 나타나고 ADB와 FE에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다<그림 15><표 11>.

표 11. 전후방 흔들기 동작 시 상부체간 분절 가동범위

단위 (degree)	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	G4 (Mean±SD)	F	post- hoc
FE	7.51±2.68	9.83±4.58	10.91±4.96	14.50±10.98	1.622	
ABD	6.24±5.18	6.32±2.95	4.25±2.54	3.63±3.73	1.438	
ROT	4.61±3.63	5.16±3.35	3.301.76	3.184.50	0.848	
F	0.944	4.335*	18.101***	7.964**		
post-hoc		FE>ROT*	ADB <fe***, rot<fe***<="" td=""><td>ADB<fe**, ROT<fe**< td=""><td></td><td></td></fe**<></fe**, </td></fe***,>	ADB <fe**, ROT<fe**< td=""><td></td><td></td></fe**<></fe**, 		

FE: Flexion/Etension. ABD: Abduction/Adduction, ROT: Rotation

^{*} p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

3) 하부 체간 분절 가동범위

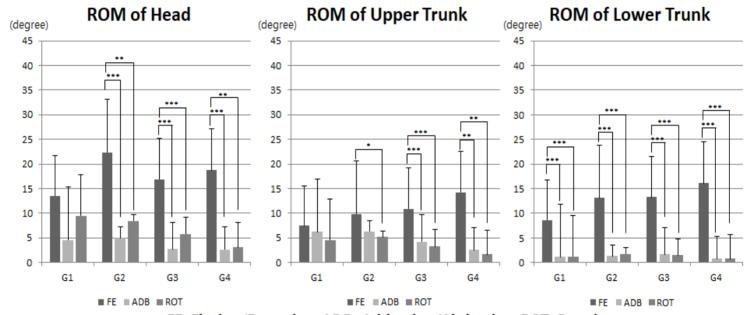
하부 체간의 움직임의 집단 간 비교를 실시한 결과 FE의 가동 범위가 기능 수준이 높을수록 크게 나타나고, ADB는 작아지는 경향이 나타났다. 분절의 움직임 방향에 따라서는 FE 방향으로 가동 범위가 크게 나타난 반면, ADB와 ROT의 움직임 가동 범위의 차이는 크게 나타나지 않았다. 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 통해 집단 간 및 분절 방향 간 차이를 비교하였으며, 그 결과 신체 기능 수준에 따라 ADB(F=3.247, p<0.05)에서 차이가 나타났다. 또한 가동 범위 방향에 따라서는 G1(F=16.303, p<0.001), G2(F=18.204, p<0.001), G3(F=35.599, p<0.001), G4(F=23.241, p<0.001)에서 모두 유의한 차이가 나타났다. 사후 검정 Scheffe를 실시하였고, G3의 하부체간 움직임이 G4보다 크게 나타나는 결과를 확인하였다. 또한 전・후방 흔들기 동작을 실시하는 동안 하부 체간은 모든 집단이 FE 방향으로 분절 가동범위가 ADB, ROT보다 유의하게 크게 나타났다<의림 15><표 12>.

표 12. 전후방 흔들기 동작 시 하부체간 분절 가동범위

단위 (degree)	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	G4 (Mean±SD)	F	post- hoc
FE	8.61± 4.80	13.07± 8.44	13.30± 6.84	17.84± 11.17	1.727	
ABD	1.11± 0.46	1.35± 0.52	1.64 0.98	0.79 0.31	3.247*	G3>G4*
ROT	1.21± 0.75	1.80± 1.11	1.45 1.27	0.80 0.38	1.849	
F	16.303***	18.204***	33.599***	23.241***		
post-hoc	ADB <fe***,< td=""><td>ADB<fe-***,< td=""><td>ADB<fe-***,< td=""><td>ADB<fe-***,< td=""><td></td><td></td></fe-***,<></td></fe-***,<></td></fe-***,<></td></fe***,<>	ADB <fe-***,< td=""><td>ADB<fe-***,< td=""><td>ADB<fe-***,< td=""><td></td><td></td></fe-***,<></td></fe-***,<></td></fe-***,<>	ADB <fe-***,< td=""><td>ADB<fe-***,< td=""><td></td><td></td></fe-***,<></td></fe-***,<>	ADB <fe-***,< td=""><td></td><td></td></fe-***,<>		
posi-noc	ROT <fe***< td=""><td>ROT<fe***< td=""><td>ROT<fe***< td=""><td>ROT<fe***< td=""><td></td><td></td></fe***<></td></fe***<></td></fe***<></td></fe***<>	ROT <fe***< td=""><td>ROT<fe***< td=""><td>ROT<fe***< td=""><td></td><td></td></fe***<></td></fe***<></td></fe***<>	ROT <fe***< td=""><td>ROT<fe***< td=""><td></td><td></td></fe***<></td></fe***<>	ROT <fe***< td=""><td></td><td></td></fe***<>		

FE: Flexion/Etension. ABD: Abduction/Adduction, ROT: Rotation

^{*} p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001



FE: Flexion/Extension; ADB: Adduction/Abduction; ROT: Rotation

그림 15. 두부, 상부, 하부 체간의 분절 가동 범위

5. 근육 모드

1) 고유값(eigenvalue)과 설명력

집단 별 근육 모드 구성의 특성을 밝혀내기 위하여 PCA 분석을 실시하였다. 본 연구에서의 근육 모드는 각 주성분(PC)들의 eigenvalue가 1보다 큰 것으로 정의하였다. eigenvalue가 1보다 큰 PC는 G1의 경우에만 2개로 나타났고, 나머지 집단들은 3개의 PC가 1보다 큰 eigenvalue가나타났다<그림 16><표 13>. 산출된 PC에 의해 70%이상의 설명력을 가지기위한 최산한의 PCs의 수는 G1은 4개의 PCs, G2, G3, G4는 5개의PCs로 나타났다. 본 연구에서는 동일한 PCs에 대한 해석을 위해 G1도 5개의 PCs로 정의하였다. 정의된 PCs에 대한 설명력은 G1 79.19±4.26%, G2 73.37±8.45±, G3 74.36±6.20%, G4 75.71±4.91%로 나타났다
다. G1의 PC1은 약 44%, PC2는 13%, PC3는 9.24%, PC4는 7%, PC5는 6%정도로 나타났다. G2의 PC1은 33%, PC2는 14%, PC3는 8.4%, PC4는 8%, PC5는 7%정도로 나타났다. 비장애인인 G4의 PC1은 33%, PC2는 17%, PC3는 10%, PC4는 8%, PC5는 7%로 나타났다.

Eigenvalue

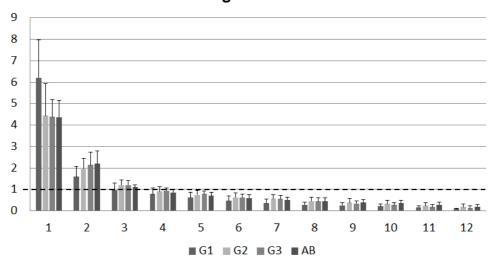


그림 16. 주정분의 자유도 결정을 위한 고유값

표 13. 주성분의 고유값

Number of △M	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	G4 (Mean±SD)
1	6.21±1.78	4.44±1.48	4.39±0.79	4.37±0.79
2	1.59±0.48	1.95±0.49	2.14±0.61	2.20±0.59
3	0.96±0.34	1.20±0.24	1.20±0.21	1.10±0.11
4	0.79±0.27	0.90±0.23	0.94±0.13	0.86±0.16
5	0.62±0.24	0.74±0.20	0.78±0.14	0.70±0.17
6	0.47±0.22	0.63±0.19	0.63±0.14	0.60±0.15
7	0.35±0.19	0.55±0.20	0.56±0.15	0.51±0.13
8	0.29±0.12	0.46±0.19	0.45±0.15	0.45±0.15
9	0.25±0.12	0.39±0.18	0.35±0.13	0.38±0.13
10	0.21±0.09	0.32±0.16	0.26±0.12	0.35±0.14
11	0.17±0.07	0.24±0.14	0.19±0.10	0.28±0.12
12	0.09±0.03	0.18±0.13	0.13±0.09	0.19±0.09

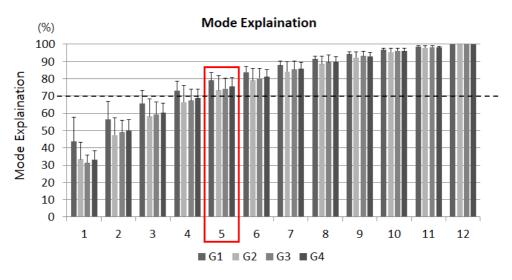


그림 17. 동작을 구성하는 PC의 설명력

표 14. PC의 설명력

PCs(%)	G1	G2	G3	G4
(- 7	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)
1	43.93±13.90	33.40±9.78	31.53±4.46	33.24±5.03
2	56.56±10.45	47.36±10.08	48.99±6.91	50.14±6.04
3	65.80±7.52	58.16±10.29	59.38±7.07	60.42±5.39
4	73.20±5.58	66.57±9.65	67.47±6.68	68.75±5.20
5	79.15±4.26	73.37±8.45	74.36±6.20	75.71±4.91
6	83.89±3.08	79.00±7.04	80.36±5.75	81.14±4.23
7	87.98±2.30	84.14±5.76	85.39±4.89	85.77±3.71
8	91.48±1.78	88.59±4.54	89.68±3.96	89.66±2.94
9	94.34±1.33	92.34±3.34	93.20±2.85	93.01±2.30
10	96.78±1.06	95.41±2.26	96.14±1.73	95.98±1.57
11	98.61±0.50	98.03±1.15	98.31±0.82	98.18±0.72
12	100.00±0.00	100.00±0.00	100.00±0.00	100.00±0.00

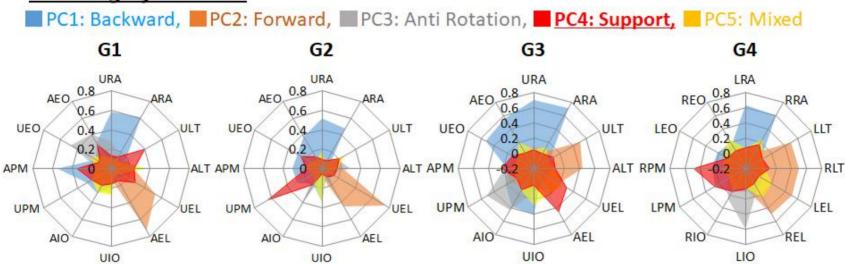
2) PCA 부하 계수(loading coefficient)

<그림 18>은 PCA 분석을 통해 도출된 각 PCs에 포함되어있는 모든 측정 근육의 부하 계수 값들을 방사형 그래프로 표현한 것이다. 각 PCs에 산출된 부하 계수의 값이 0.4 보다 크면, PC의 모드로 구성된다고 1차적으로 판단하였고, 추가적인 근육 모드는 정성적 판단에 따라 정의하였다. 이에 따라 산출된 loading 값들을 살펴본 결과 비장애인(G4)의 경우 PC1은 LRA, RRA; PC2는 LLT, RLT, LEL, REL로 근육 모드가 형성되었다. 뇌졸중 환자 집단 G1은 PC1의 경우 ARA, URA, APM, PC2는 AEL, UEL, PC3는 UIO의 loading이 0.4보다 크게 나타나면서 각PCs의 muscle mode를 구성하였다. G2는 PC1에서 UEO, PC2에서 UEL두 근육에서만 0.4를 초과하는 유의한 loading이 관찰되었다. G3는 PC1에서 URA, ARA, UEO, AEO에서 0.4를 초과하는 loading이 관찰되었다. PC2에서는 ULT와 ALT 근육에서 유의한 loading 값이 관찰되었다.

각 PC에 역할과 PC 명은 아래와 같다.

- ▶ PC1(Backward PC): 후방 움직임 제어 근육 모드
- ▶ PC2(Forward PC): 전방 움직임 제어 근육 모드
- ▶ PC3(Anti Rotation PC): 전후 흔들기 동작 시 체간의 회전, 기울 임을 방지하는 근육 모드
- ▶ PC4(Support PC): 주된 움직임에 직접적 영향을 미치지는 않으나 움직임 정확성, 일관성에 관여하는 근육 모드
- ▶ PC5(Mixed PC): Coactivation에 작동하는 근육 모드

Naming of the PCs



APM; Affected Pectoralis Major, UPM; Unaffected Pectoralis Major, ALT; Affected Lower Trapezius , ULT; Unaffected Lower Trapezius, ARA; Affected Rectus Abdominis, URA; Unaffected Rectus Abdominis, AEL; Affected Erector Spinae Lumbar part, UEL; Unaffected Erector Spinae Lumbar part, AEO; Affected External oblique, UEO; Unaffected External oblique, AIO; Affected Internal oblique, UIO; Unaffected Internal oblique; G1,G2,G3는 좌우 근육을 Affected, Unaffected으로 구분 G4는 좌우 근육을 Left, Right 로 구분

그림 18. 집단 별 근육 모드 부하 계수 비교

표 15. G1집단의 PCA 부하 계수

361.	PC1	PC2	PC3	PC4	PC5
Muscle	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)
APM	0.29±0.29	0.23±0.33	0.15±0.30	0.23±0.33	0.23±0.31
UPM	0.55 ± 0.33	0.14±0.07	0.14±0.35	0.16±0.10	0.16±0.10
ALT	0.17 ± 0.08	0.14±0.19	0.09±0.35	0.12±0.06	0.12±0.06
ULT	0.27 ± 0.21	0.23±0.07	0.12±0.40	0.38±0.30	0.38±0.30
ARA	0.58 ± 0.32	0.13±0.08	0.10±0.40	0.11±0.04	0.11±0.04
URA	0.61 ± 0.40	0.10±0.11	0.25±0.24	0.11±0.04	0.11±0.04
AEL	0.16±0.09	0.52±0.35	0.20±0.11	0.11±0.09	0.11±0.09
UEL	0.11±0.06	0.73±0.34	0.28±0.13	0.08 ± 0.06	0.08 ± 0.06
AEO	0.18 ± 0.10	0.09±0.13	0.26±0.09	0.24±0.32	0.24±0.32
UEO	0.30±0.27	0.03±0.15	0.17±0.14	0.15±0.05	0.15±0.05
AIO	0.19±0.06	0.11±0.18	0.19±0.11	0.27±0.30	0.27±0.30
UIO	0.29±0.19	0.19±0.08	0.13±0.29	0.28±0.30	0.28 ± 0.30

UPM; Unaffected Pectoralis Major, APM; Affected Pectoralis Major, ULT; Unaffected Lower Trapezius, ALT; Affected Lower Trapezius, URA; Unaffected Rectus Abdominis, ARA; Affected Rectus Abdominis, UEL; Unaffected Erector Spinae Lumbar part, AEL; Affected Erector Spinae Lumbar part, UEO; Unaffected External oblique, AEO; Affected External oblique, UIO; Unaffected Internal obliqueAIO; Affected Internal oblique

표 16. G2집단의 PCA 부하 계수

161-	PC1	PC2	PC3	PC4	PC5
Muscle	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)
APM	0.30±0.41	0.10±0.11	0.64±0.40	0.07±0.10	0.10±0.17
UPM	0.31±0.35	0.16±0.27	0.16±0.15	0.07±0.09	0.18±0.25
ALT	0.09 ± 0.09	0.22±0.26	0.20±0.25	0.19±0.27	0.27±0.36
ULT	0.06 ± 0.18	0.21±0.11	0.16±0.27	0.29±0.34	0.16±0.24
ARA	0.52 ± 0.38	0.06±0.10	0.09±0.09	0.09±0.16	0.18±0.29
URA	0.48 ± 0.42	0.05±0.06	0.10±0.11	0.07±0.16	0.07±0.06
AEL	0.05 ± 0.08	0.76±0.28	0.14±0.20	0.10±0.08	0.10±0.13
UEL	0.08 ± 0.08	0.45±0.39	0.10±0.11	0.20±0.28	0.07±0.08
AEO	0.29±0.36	0.07±0.12	0.25±0.32	0.17±0.31	0.13±0.09
UEO	0.38 ± 0.40	0.01 ± 0.08	0.14±0.15	0.13±0.25	0.11±0.13
AIO	0.35 ± 0.40	0.09±0.13	0.05±0.06	0.08±0.10	0.35±0.43
UIO	0.18 ± 0.20	0.07±0.09	0.19±0.29	0.43±0.46	0.16±0.25

UPM; Unaffected Pectoralis Major, APM; Affected Pectoralis Major, ULT; Unaffected Lower Trapezius, ALT; Affected Lower Trapezius, URA; Unaffected Rectus Abdominis, ARA; Affected Rectus Abdominis, UEL; Unaffected Erector Spinae Lumbar part, AEL; Affected Erector Spinae Lumbar part, UEC; Unaffected External oblique, AEC; Affected External oblique, UIC; Unaffected Internal oblique AIC; Affected Internal oblique

표 17. G3집단의 PCA 부하 계수

Muscle	PC1	PC2	PC3	PC4	PC5
	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)
APM	0.23±0.29	0.17±0.26	0.06±0.09	0.51±0.46	0.07±0.05
UPM	0.15±0.12	0.16±0.25	0.22±0.37	0.18±0.25	0.07±0.07
ALT	0.05 ± 0.13	0.51±0.38	0.10±0.13	0.08±0.11	0.03±0.08
ULT	0.06 ± 0.21	0.44±0.37	0.08±0.13	0.06±0.10	0.07±0.11
ARA	0.70 ± 0.28	0.02±0.10	0.05±0.09	0.10±0.11	0.05±0.09
URA	0.72±0.32	0.05±0.12	0.03±0.09	0.08±0.08	0.13±0.25
AEL	-0.01±0.12	0.18±0.26	0.30±0.42	0.03±0.08	0.25±0.45
UEL	-0.01±0.16	0.22±0.31	0.45±0.50	0.03±0.09	0.19±0.36
AEO	0.53 ± 0.43	0.03±0.10	0.13±0.29	0.08±0.05	0.05±0.10
UEO	0.56 ± 0.44	-0.01±0.09	0.04 ± 0.05	0.07±0.08	0.20±0.36
AIO	0.40 ± 0.35	-0.01±0.06	0.02±0.09	0.12±0.16	0.28 ± 0.40
UIO	0.38±0.39	0.05±0.05	0.12±0.28	0.43±0.47	0.13±0.23

UPM; Unaffected Pectoralis Major, APM; Affected Pectoralis Major, ULT; Unaffected Lower Trapezius, ALT; Affected Lower Trapezius, URA; Unaffected Rectus Abdominis, ARA; Affected Rectus Abdominis, UEL; Unaffected Erector Spinae Lumbar part, AEL; Affected Erector Spinae Lumbar part, UEO; Unaffected External oblique, AEO; Affected External oblique, UIO; Unaffected Internal obliqueAIO; Affected Internal oblique

표 18. G4집단의 PCA 부하 계수

Muscle	PC1	PC2	PC3	PC4	PC5
	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)	(Mean±SD)
APM	0.26±0.22	0.00±0.17	0.07±0.14	0.27±0.38	0.05±0.07
UPM	0.24 ± 0.27	0.00±0.07	0.06±0.09	0.48 ± 0.43	0.09±0.07
ALT	0.03 ± 0.12	0.49±0.37	0.02±0.10	0.06±0.06	0.06±0.07
ULT	0.01 ± 0.06	0.50±0.39	0.02±0.14	0.12±0.31	0.06±0.07
ARA	0.64 ± 0.37	0.05±0.14	0.05±0.07	0.07±0.06	0.07±0.06
URA	0.61 ± 0.41	0.04 ± 0.11	0.09±0.09	0.16±0.27	0.26±0.37
AEL	0.00 ± 0.04	0.51 ± 0.48	0.06±0.33	0.00 ± 0.04	0.20±0.41
UEL	0.04 ± 0.07	0.49±0.44	0.11±0.32	0.03 ± 0.08	0.24±0.39
AEO	0.23±0.16	0.03±0.32	0.15±0.29	0.07±0.10	0.12±0.19
UEO	0.16±0.20	0.00±0.26	0.20±0.35	0.07±0.09	0.26±0.39
AIO	0.11±0.07	0.06±0.30	0.59±0.47	0.07±0.10	0.05±0.11
UIO	0.14 ± 0.10	0.05±0.17	0.26±0.38	0.15±0.29	0.13±0.28

UPM; Unaffected Pectoralis Major, APM; Affected Pectoralis Major, ULT; Unaffected Lower Trapezius, ALT; Affected Lower Trapezius, URA; Unaffected Rectus Abdominis, ARA; Affected Rectus Abdominis, UEL; Unaffected Erector Spinae Lumbar part, AEL; Affected Erector Spinae Lumbar part, UEC; Unaffected External oblique, AEC; Affected External oblique, UIC; Unaffected Internal oblique AIC; Affected Internal oblique

3) 유사성 지수

뇌졸중 환자들의 근육 모드와 비장애인 집단의 근육 모드와의 유사성을 비교하기 위해 유사성 지수(similarity index)를 산출하였다. 유사성지수가 1과 같은 경우 두 벡터는 평행하여 유사성이 높음을 의미하고, 0이면 두 벡터는 직교하여 유사성이 낮은 것으로 판단한다. 모든 장애인집단에서 PC1, PC2의 유사성이 PC3, PC4, PC5 보다 높게 나타나는 경향을 보였다. PC3와 PC4에서 G3의 유사성이 G1, G2보다 낮게 나타나는경향을 보였다. 유사성의 통계적 검증을 위해 일원변량 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였으며, 그 결과 PC4(F=4.560, p<0.05)에서유의한 차이를 확인하였다. 사후 검정 Scheffe를 통해 PC4내 G2가 G3보다유의하게 큰 유사성이 나타난 것을 확인하였다(p<0.05)<그림 19><표19>.

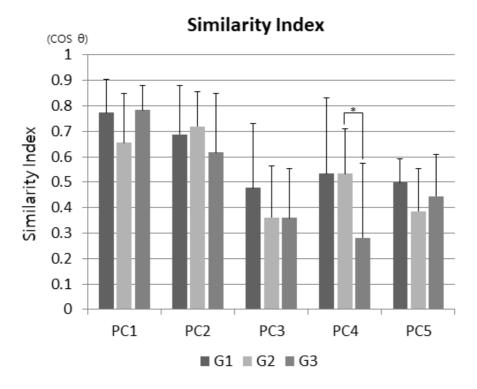


그림 19. 장애인 집단의 근육 모드와 비장애인 중심 근육 모드 사이의 cosθ

표 19. PCA 부하 계수의 유사성 분석 결과

단위 (cosin θ)	G1 (Mean±SD)	G2 (Mean±SD)	G3 (Mean±SD)	F	post-hoc
PC1	0.79±0.59	0.41±0.55	0.15±0.64	2.569	
PC2	0.87±0.55	0.42 ± 0.43	1.03±1.07	1.705	
PC3	0.39±0.47	0.11±0.51	-0.16±0.63	2.203	
PC4	0.34±1.22	0.62±0.45	-0.45±0.84	4.684*	G2>G3
PC5	0.03±0.67	0.26±0.58	0.13±0.69	0.270	

^{*} p < 0.05

V. 논의

본 연구는 뇌졸중 환자의 신체 기능회복에 따른 체간의 기능과 체간의 움직임을 수행하는 근육 모드를 비교하였다. 비교 결과를 통해 다음 두 가설을 확인하였다.

가설1. 뇌졸중 환자는 신체 기능 회복됨에 따라 체간의 기능도 향상된다. 가설2. 뇌졸중 환자는 신체 기능이 회복됨에 따라 체간 근육 모드가 변한다.

이러한 결과는 체간 평가 도구인 TIS와 PASS 시험, 앉은 평가 과제 동작 시 COP 움직임, 두부와 체간 가동 범위, PCA 분석을 통한 근육 모드 산출 결과를 통해 확인되었으며, 본 장에서는 이러한 분석 결과를 토대로 논의하고자 한다.

1. 뇌졸중 신체 회복에 따른 체간 기능 변화

뇌졸중 신체 회복에 따른 체간 기능의 변화를 살펴보기 위하여 뇌졸중 각 그룹(G1, G2, G3)와 비장애인(G4) 그룹의 TIS, PASS, COP, 두부/상부 체간/하부 체간 분절의 가동 범위, 과제 수행 시 신뢰도와 타당도를 비교하였다. 신체 기능 수준이 앉기, 서기, 걷기로 높아짐에 따라 뇌졸중 발병 기간이 길어져 신체 기능이 회복이 순차적으로 나타난다는 것을 확인할 수 있었다. 체간의 기능을 평가하는 TIS, PASS 결과 또한 기능 수준이 회복될수록 높은 점수를 보여, 신체 기능 수준이 높아짐에 따라 체간의 기능이 높아짐을 확인하였다.

앉은 자세에서 전, 후 방향으로 움직임을 측정한 후 최대 움직임의 70%의 크기로 전후 흔들기 동작을 실시하면서 체간의 동적 기능을 살펴

보았다. 이를 위해 두부, 상부 체간, 하부 체간의 굴곡/신전, 내전/외전, 회전 움직임 가동범위를 그룹에 따라 비교하였다. 그 결과 기능 수준이 높아짐에 따라 체간의 가동 범위 또한 커지는 결과를 보였다. 즉 앉은 자세에서 체간을 기울이는 능력이 신체 기능이 향상됨에 따라 높아지는 경향이 나타났다.

신체 기능에 따라 각 분절의 굴곡/신전, 내전/외전, 회전 움직임의 가 동범위를 분석한 결과 집단 간 차이가 나타났다. 두부와 상, 하부 체간에 서는 G3, G4 모두 굴곡/신전 움직임이 내전/외전, 회전 움직임보다 크게 나타났다. 그러나 G2는 상부 체간의 움직임에서 내전/외전 움직임이 다 른 그룹에 비해 상대적으로 크게 나타나면서 굴곡/신전 움직임과 차이를 보이지 않았다. G1은 두부와 상부 체간 분절의 움직임에서 굴곡/신전, 내전/외전, 회전의 움직임에서 차이가 나타나지 않았다. 두부와 체간의 움직임을 종합해 분석해 보면, G1은 굴곡/신전 움직임이 필요한 과제를 수행하는데 내전/외전, 회전 움직임이 다른 그룹보다 크게 나타나는 경 향을 보였으며, G2의 경우에는 상부 체간의 내전/외전 움직임이 크게 나 타나면서 굴곡/신전 움직임 과제에 정확하게 대응하지 못하였다. 이러한 현상은 뇌졸중 회복 시 일반적으로 나타나는 현상으로 부족한 움직임을 보완하기 위해 다른 움직임이 함께 발생하는 보상 작용에 의한 것으로 사료된다. 선행 연구에 따르면 뇌졸중 환자들은 부족한 신체 움직임을 보완하기 위하여 다른 분절 혹은 동작으로 부족한 움직임을 보완하는 움 직임 보상작용이 나타난다고 하였다(Levin, Liebermann, Parmet, & Berman, 2016). 뇌졸중들의 움직임 시스템 또한 효과적인 움직임 전략 을 추구하고, 목표한 움직임을 달성하기 위하여 새로운 전략을 사용하기 때문이며, 이러한 특징은 장애 수준에 따라 다른 패턴을 보인다(Levin et al., 2016). 본 연구에서 체간의 전후 흔들기 동작을 할 때 신체 기능 수 준이 낮은 그룹은 과제 수행에 필요한 굴곡/신전 움직임을 보완하여 과제를 완수하기 위해 내전/외전, 회전 동작이 함께 나타나는 것으로 사료된다. 이러한 그룹 간 보상 작용 전략의 차이는 신체 기능 수준에 따른움직임 신체 기능의 차이로 인하여 나타난다고 생각되며 그룹 간 신체기능수준과 보상 작용 패턴에도 차이가 나타남을 확인할 수 있었다.

체간의 움직임 수행력을 평가하기 위해 체간 움직임의 신뢰도와 타당 도, 움직임 오차를 분석하였다. 과제 수행력은 자신의 기울임 동작 크기 에 대한 실시간 피드백을 제공받으며 최대 움직임의 70% 기울기 동작을 최대한 정확히 수행하도록 하는 동작을 통해 결과를 도출하였다. 그 결 과 기능 수준이 높을수록 수행력이 향상되는 경향을 보였다. 특히 G2 집 단의 수행력이 높은 신체 기능 수준을 가진 집단에 비해 유의미한 차이 로 낮은 결과를 보였다. 움직임 수행력은 체간의 움직임 제어 수준을 평 가할 수 있는 결과로 G2 집단의 체간 제어 능력이 가장 낮다고 설명할 수 있다. 앞서 체간과 신체 기능의 평가 결과와 같이 G2 집단은 G1 집 단에 비해 신체기능이 높게 나타났다. G1은 앉은 자세만 가능한 집단으 로 절대적인 움직임이 매우 적은 집단이다. 그러나 G2는 G1 시기를 지 나 절대적인 움직임이 커지는 시기로 불안정한 움직임 발생이 시작되는 시기라고 할 수 있다. 때문에 절대적 움직임이 작은 G1에 비해서 움직임 의 일관성 및 정확성이 더 낮게 나타나는 결과가 나타난 것으로 사료된 다. 움직임 오차는 목표로 한 거리에 얼마큼의 비율로 벗어난 있는가에 대하여 분석한 결과이다. 그 결과 통계적으로 유의하지는 않았지만 움직 임 오차가 줄어드는 경향을 보였다. 움직임 오차는 제공한 시각 피드백 정보를 활용하여 반복적이고 일관적으로 과제를 수행했는가를 비교하는 지표이다. 같은 강도의 움직임 과제를 선정하기 위하여 최대 움직임의 70% 동작을 실시하도록 독려하였으나, 신체 기능 수준에 따라 발휘할 수 있는 체간 능력에는 차이가 있음을 확인할 수 있다. 위 의 결과들을 종합하자면, 신체 기능 수준이 높을수록 체간의 기능이 향상된다는 본연 구의 가설을 뒷받침한다.

2. 뇌졸중 신체 회복에 따른 근육 모드 변화

앉은 자세 시 전후 흔들기 동작을 할 때 체간의 근육 모드가 뇌졸중 환자의 신체 기능이 회복됨에 따라, 즉 뇌졸중 발병 후 시기가 지남에 따라 어떻게 달라지는가에 대한 분석을 실시하였다. 각 PC들은 각기 다른 설명력을 가지고 있는데, 이는 각 PC를 구성하는 근육 구성의 차이로 인하여 발생할 수 있다고 사료된다. 또한 그룹에 따라 PC의 개수에서도 차이가 나타났는데, 이러한 특징은 기능 수준이 낮은 뇌졸중 환자들의 경우 움직임 복잡성이 떨어진다는 선행연구의 결과와 유사한 의미를 지닌다(Clark et al., 2009). 각 PC의 구성과 PC를 구성하는 근육의특성을 종합한 결과 뇌졸중 환자들에게서 나타나는 근육 모드의 변화에 대하여 3 가지 특성을 발견하였다.

첫 번째 특성은 과제 수행을 위한 주된 근육 모드의 유사성이다. 본연구에서 정의한 Backward PC를 작동하기 위해 비장애인은 좌우측의 RA을 동원하는 패턴을 보였는데, 다른 모든 뇌졸중 집단에서도 Backward PC에 환측과 건측의 RA가 구성되는 결과를 확인할 수 있었다. 또한 Forward PC를 작동하기 위해 비장애인의 경우는 좌, 우측의 LT, EL 근육들을 동원 하였는데, 다른 뇌졸중 환자들 또한 환측, 건측의 LT, 혹은 EL을 최소 한 쌍 이상 포함하는 결과를 확인할 수 있었다. 이러한 PC들의 설명력에서 차이가 나타남을 확인하였는데, 이는 PC를 구성하는 근육의 수와 부하 계수로 인하여 나타나는 차이라고 생각된다. Cheung et al. (2009)은 상지 움직임이 발생할 때 상지와 어깨근육 공동

화작용(synergy)이 뇌졸중과 비장애인 사이에서 매우 유사하게 나타난다고 보고하였다. 그들은 연구에 포함된 뇌졸중 피험자들의 뇌병변 위치가다름에도 불구하고 뚜렷한 근육 공동화작용이 나타나는 현상은 시너지효과가 뇌간 신경핵(brainstem nuclei) 내 뉴런이나, 척수 내 뉴럴 서킷(spinal interneuronal circuitries)과 같은 신피질(neocortex)의 하류에 있는 신경 네트워크에 의해 구성된다는 가능성을 제시하였다. 또한 뇌졸중환자의 회복 과정에 동작을 수행하기 위한 주된 근육 모드의 구성을 포함하면서 동작과 관련이 없는 근육이 동원되거나, 필요한 근육이 동원되지 않는 형태가 회복 전 기간에서 나타난다고 생각된다. 이러한 결과를 바탕으로 장애인들의 근육 모드가 비장애인과 형태는 다르지만 흔들기동작을 실시하기 위한 주된 근육의 모드는 모든 피험자 군에게서 나타남을 확인하였다.

두 번째 특성은 주된 근육 모드에 포함된 주변 근육의 작용이다. 앞서 제시한 발견에는 움직임에 필요한 기본 근육 모드의 구성이 유사하게 나타남을 제시하였다. 이와 함께 발견된 주된 근육모드의 추가된 근육의 구성은 동작과 관련이 없는 근육이 동원되거나, 필요한 근육이 동원되지 않는 형태로 나타난 근육 모드 패턴을 의미한다. 본 연구에서는 나타난 결과는 G3경우 Backward PC를 작동할 때 환측과 건측의 RA를 주된 근육 모드로 사용하였으나, 이를 비롯하여, 환측, 건측 EO, 건측 IO까지한꺼번에 동원하는 결과를 보였다. 또한 Forward PC가 작동할 때는 비장애인의 경우 좌측과 우측의 LT, EL의 2쌍의 근육이 모두 동원되었지만, G1, G2은 EL만을 사용하였고, G3는 LT만을 사용하였다. 이러한 현상은 Clark et al. (2009)이 보고한 연구 결과와 유사한 패턴을 보인다. 그들은 뇌졸중 환자 보행 시 신경계에서 작동하는 하지의 근육 모드에서 비장애인과 뇌졸중이 매우 유사한 패턴이 나타난다고 하였지만, 각 모드

의 구조나 활성화 정도에서는 차이가 나타난다고 하였다. 이는 앞서 제시한 본 연구 결과와도 매우 유사하다. 전후 흔들기 동작에 필요한 주된 PC는 Backward PC와 Forward PC으로 정의되었는데, 이 두 PC를 구성하는 주 근육이 RA와 LE, EL로 나타났고 이 근육들 중 한 쌍 이상이모든 장애인 집단에 포함되는 패턴을 보였다. 이러한 결과는 뇌졸중 후신경한적 손상이 모드를 독립적으로 제어하는 능력이 감소하게 하고 성공적인 움직임 수행을 위한 운동 능력의 복잡성을 감소시키기 때문이다 (Clark et al., 2009).

세 번째 특성은 신체 기능 수준에 따른 보조적 근육 모드의 차이이다. 장애인들의 각 근육 모드와 비장애인의 근육 모드의 유사성을 비교하였을 경우 Backward PC, Forward PC, Anti Rotation PC에서는 유의미한 차이를 발견할 수 없었다. 동작을 구성하는 주된 근육 모드는 비장애인과 형태는 다르지만 유사한 패턴으로 나타난다는 것을 의미하며 앞서 언급한 동작 수행을 위한 주된 근육 모드의 유사성을 뒷받침하는 결과로해석할 수 있다. 하지만, Support PC에서는 유의미한 차이가 발견되었다. 이는 뇌졸중 기능이 회복함에 따라 근육 모드의 변화가 바로 Support PC에서 나타난 것을 의미한다. 이와 같은 결과를 미루어 볼 때뇌졸중 기능 회복은 동작을 구성하는 주된 근육모드에서 나타나는 것이아니라 움직임을 보조하는 근육 모드에서 나타난 것이라고 사료된다. Roh et al. (2012)는 뇌졸중 환자의 시너지 패턴이 비정상적인 움직임 제어와 연관이 있다고 하였다. 본 연구에서 G1, G2의 경우 두부와 상부 체간에서 비정상적인 움직임이 관찰되었는데, 이러한 비정상적인 움직임과 Support PC에서 나타난 차이와 관련성이 있을 것이라 사료된다.

VI. 결론 및 제언

본 연구는 뇌졸중 환자들의 신체 기능이 회복됨에 따라 변화하는 체간 기능과 근육 모드를 비교 분석하여 뇌졸중 회복이 체간 기능과 근육 모드에 어떠한 변화가 나타나는지를 비교하기 위해 수행되었다. 본 연구를 수행하고 도출한 결론과 제언은 다음과 같다.

1. 결론

첫째, 뇌졸중 환자의 체간 기능은 신체 기능의 회복과 함께 점차적으로 회복된다. 본 연구에서는 앉은 자세 가능 집단, 서기 동작 가능 집단, 보행 가능 집단으로 뇌졸중의 신체기능 구분하여 연구 참여자를 모집하였는데, 그 결과 기능 수준이 높을수록 참여자들의 발병 시기는 길어졌고, 체간 기능은 좋아짐을 확인하였다. 장애인 참여자 개개인 모두가 발병기간에 따른 동일한 신체 기능 수준을 보이지는 않았지만, 발병 후 신경가소성, 재활 등의 효과로 점차적으로 회복되어가면서 신체기능이 순차적으로 회복됨을 확인하였다.

둘째, 뇌졸중 환자는 신체 기능이 회복되면서 근육 모드 형태가 변화한다. 동원되는 모드 중 큰 움직임에 관련된 근육 모드는 장애인과 비장애인에서 유사한 패턴이 나타나지만, 움직임을 보조하는 근육 모드에서유의미한 차이가 나타났다. 장애가 회복됨에 따라 이러한 비정상적인 근육 모드의 발현은 주어진 동작을 수행할 때 비정상적인 움직임을 보이게되는 원인으로 생각된다. 결론적으로, 뇌졸중 회복은 움직임에 관여하는주요한 근육 모드 변화에 의한 것이 아니라, 움직임을 보조하는 근육 모드 변화의 관찰에 의해 확인할 수 있다고 사료된다.

2. 제언

첫째, 뇌졸중 회복에 대한 추적관찰 연구가 필요하다. 본 연구는 신체의 기능 수준이 점진적으로 회복됨을 가정하고, 모집 시점의 피험자 기능 수준이 회복단계 중 어느 단계에 위치하고 있는가를 파악하고 연구를 진행하였다. 하지만 모든 피험자가 같은 회복 속도와 회복 수준을 보이지 않고, 측정에 참여한 피험자가 반드시 다음 회복단계로 넘어간다는 객관적 자료가 부족하기 때문에 이를 보완하기 위한 추적 관찰이 필요하다. 추적 관찰 연구를 통해 각 연구 참여자의 기능 수준 발달 속도, 기간, 이에 따른 근육 모드의 변화에 대해 분석한다면, 뇌졸중 신경계 회복과 근 단위의 재활의 관계에 대한 이해가 증진될 것으로 기대한다.

둘째, 신체 기능 수준이 다르고 회복에 따라서 기능수준이 달라지는 회복기 뇌졸중 환자들이 할 수 있는 실험 프로토콜에 대한 연구가 필요하다. 본 연구에 참여한 피험자들은 서지도 못하는 참여자부터 독립보행이 가능한 피험자들까지 다양한 신체기능을 가지고 있었다. 참여자 모두가 수행할 수 있는 과제를 선정하기 위해 본 연구에서는 실시간 피드백을 제공하는 체간 전후 흔들기(AP sway)동작을 실시하였다. 하지만 본실험 과제 동작은 동일한 부하 제공의 어려움, 연습 시간 통제의 어려움, 장애인 마다 체간 사용 전략의 다양성으로 인한 연구적 제한점을 갖는다. 이러한 문제점을 해결할 수 있는 실험 프로토콜의 개발은 뇌졸중 회복에 따른 근육 모드의 변화에 객관성을 높일 수 있다고 사료된다.

IV. 참고문헌

- Bernstein, N. (1967). The Co-ordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press.
- Bohannon, R. W. (1992). Lateral trunk flexion strength: impairment, measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *International Journal of Rehabilitation Research*, 15(3), 249–251.
- Brill, P., & Couzens, G. S. (2008). The core program: fifteen minutes a day that can change your life: Bantam.
- Carey, L. M., Matyas, T. A., & Oke, L. E. (1993). Sensory loss in stroke patients: effective training of tactile and proprioceptive discrimination. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(6), 602–611.
- Cheung, V. C., Piron, L., Agostini, M., Silvoni, S., Turolla, A., & Bizzi, E. (2009). Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences,* 106(46), 19563–19568.
- Chvatal, S. A., & Ting, L. H. (2013). Common muscle synergies for balance and walking. *Frontiers in computational neuroscience*, 7, 48.
- Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2009). Merging of healthy motor modules predicts

- reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *Journal of neurophysiology*, 103(2), 844-857.
- Cresswell, A., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental brain research*, 98(2), 336–341.
- d'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L., & Lacquaniti, F. (2006). Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of Neuroscience*, 26(30), 7791-7810.
- Dancause, N., Barbay, S., Frost, S. B., Plautz, E. J., Chen, D., Zoubina, E. V., . . . Nudo, R. J. (2005). Extensive cortical rewiring after brain injury. *Journal of Neuroscience*, 25(44), 10167–10179.
- Danna-dos-Santos, A., Slomka, K., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2007). Muscle modes and synergies during voluntary body sway. *Experimental brain research*, 179(4), 533-550.
- Davies, P. M. (1990). Right in the middle: selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia: Springer Science & Business Media.
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E., & Villa, Y. (2004).

 Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients1. *Archives of*

- physical medicine and rehabilitation, 85(2), 261-267.
- Dobkin, B. H. (2003). The clinical science of neurologic rehabilitation: Oxford University Press.
- E. Mayo, N., Wood-Dauphinee, S., Ahmed, S., Carron, G., Higgins, J., Mcewen, S., & Salbach, N. (1999). Disablement following stroke. *Disability and rehabilitation*, 21(5-6), 258-268.
- Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 203–210.
- Gelfand, I. (1966). On mathematical modeling of the mechanisms of the center nervous system. *Models of the structural-functional organization of certain biological systems*, 9–26.
- Gelfand, I. M., & Latash, M. L. (1998). On the problem of adequate language in motor control. *Motor Control*, 2(4), 306–313.
- Hatem, S. M., Saussez, G., della Faille, M., Prist, V., Zhang, X., Dispa, D., & Bleyenheuft, Y. (2016). Rehabilitation of motor function after stroke: a multiple systematic review focused on techniques to stimulate upper extremity recovery. *Frontiers in human neuroscience*, 10, 442.
- Hihara, S., Notoya, T., Tanaka, M., Ichinose, S., Ojima, H.,

- Obayashi, S., . . . Iriki, A. (2006). Extension of corticocortical afferents into the anterior bank of the intraparietal sulcus by tool-use training in adult monkeys. *Neuropsychologia*, 44(13), 2636–2646.
- Ikai, T., Kamikubo, T., Takehara, I., Nishi, M., & Miyano, S. (2003). Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 82(6), 463–469.
- Jørgensen, H. S., Nakayama, H., Raaschou, H. O., Vive-Larsen, J., Støier, M., & Olsen, T. S. (1995). Outcome and time course of recovery in stroke. Part I: Outcome. The Copenhagen Stroke Study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(5), 399-405.
- Karatas, M., Çetin, N., Bayramoglu, M., & Dilek, A. (2004). Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. American journal of physical medicine & rehabilitation, 83(2), 81–87.
- Krishnamoorthy, V., Latash, M. L., Scholz, J. P., & Zatsiorsky, V. M. (2004). Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. *Experimental brain research*, 157(1), 18–31.
- Krishnamoorthy, V., Scholz, J. P., & Latash, M. L. (2007). The

- use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task. *Clinical Neurophysiology*, 118(3), 525–537.
- Langhorne, P., Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778), 1693–1702.
- Latash, M. L., Scholz, J. F., Danion, F., & Schöner, G. J. E. b. r. (2001). Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. *141*(2), 153–165.
- Latash, M. L., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2007). Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control*, 11(3), 276–308.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2009). Multi-finger prehension: control of a redundant mechanical system. In *Progress in Motor Control* (pp. 597–618): Springer.
- Levin, M. F., Liebermann, D. G., Parmet, Y., & Berman, S. (2016). Compensatory versus noncompensatory shoulder movements used for reaching in stroke. *30*(7), 635–646.
- O'Sullivan, K., O'Sullivan, L., Campbell, A., O'Sullivan, P., & Dankaerts, W. J. M. T. (2012). Towards monitoring lumbo-pelvic posture in real-life situations: Concurrent validity of a novel posture monitor and a traditional laboratory-based motion analysis system. *17*(1), 77-83.
- Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2006). Anatomy and

- human movement: structure and function (Vol. 20056): Elsevier Health Sciences.
- Patel, A. T., Duncan, P. W., Lai, S.-M., & Studenski, S. (2000). The relation between impairments and functional outcomes poststroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(10), 1357–1363.
- Pereira, L. M., Marcucci, F. C. I., de Oliveira Menacho, M., Garanhani, M. R., Lavado, E. L., Cardoso, J. R. J. J. o. E., & Kinesiology. (2011). Electromyographic activity of selected trunk muscles in subjects with and without hemiparesis during therapeutic exercise. *21*(2), 327–332.
- Prentic, W. (2003). Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training. *Boston: WCB McGraw Hill*, 597.
- Prilutsky, B. l. (2000). Coordination of two-and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control*, 4(1), 1-44.
- Roh, J., Rymer, W. Z., Perreault, E. J., Yoo, S. B., & Beer, R. F. (2012). Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. *Journal of neurophysiology*, 109(3), 768–781.
- Ryerson, S., Byl, N. N., Brown, D. A., Wong, R. A., & Hidler, J. M. (2008). Altered trunk position sense and its relation to balance functions in people post–stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 32(1), 14–20.

- Ryerson, S., & Levit, K. (1997). Functional movement reeducation: a contemporary model for stroke rehabilitation: Churchill Livingstone.
- Sharp, S. A., & Brouwer, B. J. (1997). Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(11), 1231–1236.
- Shim, J. K., & Park, J. (2007). Prehension synergies: principle of superposition and hierarchical organization in circular object prehension. *Experimental brain research*, 180(3), 541.
- Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A., & Bonan, I. J. N. C. C. N. (2015). Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *45*(4–5), 327–333.
- Ting, L. H., & Macpherson, J. M. (2005). A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *Journal of neurophysiology*, 93(1), 609–613.
- Torres-Oviedo, G., & Ting, L. H. (2007). Muscle synergies characterizing human postural responses. *Journal of neurophysiology*, 98(4), 2144–2156.
- Tresch, M. C., Cheung, V. C., & d'Avella, A. J. J. o. n. (2006). Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets. *95*(4), 2199–2212.

- Wade, D., Langton-Hewer, R., Wood, V. A., Skilbeck, C., & Ismail, H. (1983). The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 46(6), 521–524.
- Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Nashner, L. M. (1986). Aging and Posture Control: Changes in Sensory Organization and Muscular Coordination. *23*(2), 97-114. doi:10.2190/vxn3-n3rt-54jb-x16x
- Yekutiel, M., & Guttman, E. (1993). A controlled trial of the retraining of the sensory function of the hand in stroke patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 56(3), 241–244.
- 심재근, 박재범, 김민주, & 김선진. (2011). 운동의 가변성과 운동 요소의 공동작용에 관한 연구: 비제어 다양체 분석을 중심 으로. 한국스포츠심리학회지. 22(4). 127-142.
- 안승헌, 정이정, & 박세연. (2010). 뇌졸중 환자의 체간 조절 수준이 균형과 보행 및 기능적 수행 능력에 미치는 영향. 한국 전문물리치료학회지, 17(2), 33-42.

별첨 1. Trunk Impairment Scale

Korean version of Trunk Impairment Scale (K-TIS)

항목				
1	Static sitting balance 시작자세	• 환자가 팔로 지지하지 않으면 넘어지거나 10초 동안 시작자세를 유지하지 못 한다. • 10초 동안 시작자세를 유지한다.		
		인정인 경우 TIS의 총점은 인정'	□ 2	
2	시작자세에서 치료사가 비마비 축 다리를 마비측 다리 위로 교	시작자세를 유지하지 못 한다.		
	차시킨다	· 한자가 앉은 자세를 10초 동안 유지한다	□ 2	
3	시작자세에서 환자가 비마축 다 리를 마비축 다리 위로 교차시 킨다	환자가 넘어진다. 환자가 침대나 테이블에 팔의 지지 없이 다리를 교차 시키지 못 한다	□ 0 □ 1	
	100	· 환자가 다리를 교차시키지만 몸통이 10cm 이상 뒤로 기울어지거나 손으로 다리를 넘긴다	□ 2	
		· 환자가 몸통을 뒤로 기울이거나 손을 쓰지 않고 다리 를 교차시킨다.	□ 3	
		Total static sitting balance	/7	
1	Dynamic sitting balance 시작자세에서 환자에게 마비측	· 환자가 넘어지거나, 상지로 기대거나, 팔꿈치가 침대나 테이블에 닿지 않는다.	□ 0	
	팔꿈치가 침대나 테이블에 닿게 (마비축 체간은 짧게 하고 비마 비축은 길게 함으로서) 한 후	· 환자가 도움 없이 능통적으로 움직이고, 팔꿈치가 침대	□ 1	
	시작자세로 돌아오게 한다	'0점'인 경우 2번 및 3번 항목도 '0점' 처리한다.		
2	1번 항목을 반복한다	• 환자가 치료사의 지시대로 수행하지 못하거나 마비측 체간이 길어지고 비마비측이 짧아 진다.	□ 0	
		· 환자가 적절히 마비측 체간을 짧게 하고 비마비측은 길게 한다.	□1	
		'0점'인' 경우 3번 항목도 '0점' 처리한다		
3	1번 항목을 반복한다	• 환자가 다음과 같은 보상작용을 한다: (1) 상지의 사용. (2) 반대쪽 고관절 외전. (3) 고관절 굴곡(팔꿈치가 대퇴 골 근위부 1/2 을 지나서 테이블이나 침대에 닿는 경	_ O	
		우). (4) 슬관절 굴곡. (5) 발의 미끄러짐 · 환자가 보상작용 없이 움직인다	□ 1	
4		• 환자가 넘어지거나, 상지로 기대거나. 팔꿈치가 침대나	_ O	
	축 팔꿈치가 침대나 테이블에 닿게(비마비축 체간을 짧게 하 고 마비측은 길게 함으로서) 한 후 시작자세로 돌아오게 한다	테이블에 닿지 않는다. • 환자가 도움 없이 능동적으로 움직이고, 팔꿈치가 침대 나 테이블에 닿는다.	□ 1	
		0점'인 경우 5번 및 6번 항목도 0점' 처리한다		
5	4번 항목을 반복한다	· 환자가 치료사의 지시대로 수행하지 못하거나 마비측 체간이 짧아지고 비마비측이 길어진다.	□ 0	
		· 환자가 적절히 비마비축 체간을 짧게 하고 마비축은 길게 한다.	D 1	
		'0점'인 경우 6번 항목도 '0점' 처리한다		

		Total Trunk Impairment Scale	/23
4	6초 내에 1번 항목을 반복한다	・회전이 비대칭적으로 일어난다 ・회전이 대칭적으로 일어난다 Total co-ordination	□ 0 □ 1 /6
3	시작자세에서 환자에게 하부 체 간을 6회 회전시키는데(양쪽 무 름이 앞으로 3회 움직여야 함). 마비측부터 움직여야 하고, 상 부 체간은 시작자세로 유지해야 한다	무 · 회전이 비대칭적으로 일어난다). · 회전이 대칭적으로 일어난다 상 <u>10'점인 경우 4번 항목도 '0점' 처리한다</u> pr	
2	6초 내에 1번 항목을 반복한다	· 회전이 비대칭적으로 일어난다 · 회전이 대칭적으로 일어난다	01
1	Co-ordination 시작자세에서 환자에게 상부체 간을 6회 회전시키는데(양쪽 어 깨가 앞으로 3회 움직여야 함). 마비측부터 움직여야 하고 머리 는 시작자세로 유지해야 한다	• 마비축이 3회 움직이지 않는다 • 회전이 비대칭적으로 일어난다 • 회전이 대칭적으로 일어난다 • 회전이 대칭적으로 일어난다 • <u>10점'인 경우 2번 항목도 10점' 처리한다</u>	□ 0 □ 1 □ 2
10	9번 항목을 반복한다	환자가 다음과 같은 보상작용을 한다: (1) 상지의 사용. (2) 비마비축 발뒤꿈치 들기(push off: 발뒤꿈치가 바닥에서 떨어진다) 환자가 보상작용 없이 움직인다 Total dynamic sitting balance	□ 0 □ 1 /10
9	시작자세에서 환자에게 침대나 테이블에서 비마비측 골반을 들 어울리고(비마비측 체간은 짧게 하고 마비측을 길게 함으로서) 다시 시작자세로 돌아온다	• 환자가 치료사의 지시대로 수행하지 못하거나 비마비 축 체간이 길어지고 마비축이 짧아 진다. • 환자가 적절히 비마비축 체간을 짧게 하고 마비축은 길게 한다. <u>'안점'인 경우 10번 항목도 '0점' 처리한다</u>	□ 0 □ 1
8	7번 항목을 반복한다	환자가 다음과 같은 보상작용을 한다: (1) 상지의 사용. (2) 마비축 발뒤꿈치 들기(push off: 발뒤꿈치가 바닥에 서 떨어진다) 환자가 보상작용 없이 움직인다	□ 0 □ 1
7	시작자세에서 환자에게 침대나 테이블에서 마비측 골반을 들어 올리고(마비측 체간은 짧게 하 고 비마비측을 길게 함으로서) 다시 시작자세로 돌아온다	• 환자가 치료사의 지시대로 수행하지 못하거나 마비축 체간이 길어지고 비마비축이 짧아 진다. • 환자가 적절히 마비축 체간을 짧게 하고 비마비축은 길게 한다 <u>************************************</u>	□ 0 □ 1
6	4번 항목을 반복한다	 환자가 다음과 같은 보상작용을 한다: (1) 상지의 사용. (2) 반대쪽 고관절 외전. (3) 고관절 굴곡(팔꿈치가 대퇴골 근위부 1/2 을 지나서 테이블이나 침대에 닿는 경우). (4) 슬관절 굴곡. (5) 발의 미끄러짐 환자가 보상작용 없이 움직인다. 	_ 0 _ 1

별첨 2. Postural Assessment Scale for Stroke Patients

Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS) Scoring Form

Maintaining a Posture

Give the subject instructions for each item as written below. When scoring the item, record the lowest response category that applies for each item.
1. Sitting Without Support
Examiner: Have the subject sit on a bench/mat without back support and with feet flat on the floor.
(3) Can sit for 5 minutes without support
(2) Can sit for more than 10 seconds without support
(1) Can sit with slight support (for example, by 1 hand)
(0) Cannot sit
2. Standing With Support
Examiner: Have the subject stand, providing support as needed. Evaluate only the ability to stand with or without support. Do not consider the quality of the stance.
(3) Can stand with support of only 1 hand
(2) Can stand with moderate support of 1 person
(1) Can stand with strong support of 2 people
(0) Cannot stand, even with support
3. Standing Without Support
Examiner: Have the subject stand without support. Evaluate only the ability to stand with or without support. Do not consider the quality of the stance.
(3) Can stand without support for more than 1 minute and simultaneously perform arm movements at about shoulder level
(2) Can stand without support for 1 minute or stands slightly asymmetrically
(1) Can stand without support for 10 seconds or leans heavily on 1 leg
(0) Cannot stand without support
4. Standing on Nonparetic Leg
Examiner: Have the subject stand on the nonparetic leg. Evaluate only the ability to bear weight entirely on the nonparetic leg. Do not consider how the subject accomplishes the task.
(3) Can stand on nonparetic leg for more than 10 seconds
(2) Can stand on nonparetic leg for more than 5 seconds
(1) Can stand on nonparetic leg for a few seconds
(0) Cannot stand on nonparetic leg
Page 1 of 4

Reproducible Master Scoring Form accompanying VHI's *Administering Functional Assessment Tests* DVD #3.

-
Examiner: Have the subject stand on the paretic leg. Evaluate only the ability to bear weight entirely on the paretic leg. Do not consider how the subject accomplishes the task.
(3) Can stand on paretic leg for more than 10 seconds
(2) Can stand on paretic leg for more than 5 seconds
(1) Can stand on paretic leg for a few seconds
(0) Cannot stand on paretic leg
Maintaining Decture SURTOTAL
Maintaining Posture SUBTOTAL

5. Standing on Paretic Leg

Reproducible Master Scoring Form accompanying VHI's "Administering Functional Assessment Tests" DVD #3.

____ Page 2 of 4

Changing a Posture

6. Supine to Paretic Side Lateral
Examiner: Begin with the subject in supine on a treatment mat. Instruct the subject to roll to the paretic side (lateral movement). Assist as necessary. Evaluate the subject's performance on the amount of help required. Do not consider the quality of performance.
(3) Can perform without help
(2) Can perform with little help
(1) Can perform with much help
(0) Cannot perform
7. Supine to Nonparetic Side Lateral
Examiner: Begin with the subject in supine on a treatment mat. Instruct the subject to roll to the nonparetic sid (lateral movement). Assist as necessary. Evaluate the subject's performance on the amount of help required. Do not consider the quality of performance.
(3) Can perform without help
(2) Can perform with little help
(1) Can perform with much help
(0) Cannot perform
8. Supine to Sitting Up on the Edge of the Mat
Examiner: Begin with the subject in supine on a treatment mat. Instruct the subject to come to sitting on the edge of the mat. Assist as necessary. Evaluate the subject's performance on the amount of help required. Do not consider the quality of performance.
(3) Can perform without help
(2) Can perform with little help
(1) Can perform with much help
(0) Cannot perform

- 78 -

Reproducible Master Scoring Form accompanying VHI's "Administering Functional Assessment Tests" DVD #3.

Postural Assessment	Scale for	Stroke Patients	(PASS)	Scoring Form

9. Sitting on the Edge of the Mat to Supine
Examiner: Begin with the subject sitting on the edge of a treatment mat. Instruct the subject to return to supine. Assist as necessary. Evaluate the subject's performance on the amount of help required. Do not consider the quality of performance.
(3) Can perform without help
(2) Can perform with little help
(1) Can perform with much help
(0) Cannot perform
10. Sitting to Standing Up
Examiner: Begin with the subject sitting on the edge of a treatment mat. Instruct the subject to stand up without support. Assist if necessary. Evaluate the subject's performance on the amount of help required. Do not consider the quality of performance.
(3) Can perform without help
(2) Can perform with little help
(1) Can perform with much help
(0) Cannot perform
11. Standing Up to Sitting Down
Examiner: Begin with the subject standing by the edge of a treatment mat. Instruct the subject to sit on edge of mat without support. Assist if necessary. Evaluate the subject's performance on the amount of help required. Do not consider the quality of performance.
(3) Can perform without help
(2) Can perform with little help
(1) Can perform with much help
(0) Cannot perform
12. Standing, Picking Up a Pencil from the Floor
Examiner: Begin with the subject standing. Instruct the subject to pick up a pencil from the floor without support. Assist if necessary. Evaluate the subject's performance on the amount of help required. Do not consider the quality of performance.
(3) Can perform without help
(2) Can perform with little help
(1) Can perform with much help
(0) Cannot perform
Changing Posture SUBTOTAL TOTAL
Page 4 of 4
Reproducible Master Scotter Form accompanying VHI's "Administering Functional Assessment Tests" DVD #3.

- 79 -

별첨 3. 실험참여자 진단명

Subject	Group	Age	Height	Weight	Onset	Sex	진단명(손상부위)
S07	G1	61	167	65	5	М	Lt.hemiplegiad/tRt.coronaradiata&BGinfarction
S12	G1	69	153	50	5	М	Lt hemiplegia d/t Rt MCA infarction with hemorrhagic transformation
S14	G1	58	168	60	1	М	Lthemipleigad/tspontaneousICHthalamusRt,IVH,
S15	G1	62	173	63	4	М	Quadriplegiad/tICH,thalamuscIVHDM
S23	G1	62	168	62	1	М	Rt.hemi d/t Lt. MCA infarct
S27	G1	61	152	51	3	F	Lt. hemiplegia d/t ICH, Rt. BG & IVH
S30	G11	62	148	70	7	М	Lt. hemiplegia d/t Rt. MCA infarction
S08	G2	64	165	67	3	М	Lt.hemiplegiad/tRt.MCAinfarction
S10	G2	53	173	75	9	М	Lt. hemiplegia d/t Rt. MCA infarction
S13	G2	52	162	59	4	М	Rt hemiplegia secondary to Lt ICA infarction
S16	G2	62	168	53	4	М	Lt.hemiplegia 2'to pontine hemorrhage
S19	G2	74	172	68	4	М	Lt. hemiplegia d/t Rt.BG, PVWM infarction
S24	G2	62	177	84	9	М	Lt.hemi d/t Rt. MCA infarct
S25	G2	47	177	68	5	F	ruptured AVM on Lt. cbll / IVH and SAH
S26	G2	72	150	46	5	М	Lt.hemiplegia2'toRt.BGICH
S28	G2	41	180	90	6	F	Rt. hemiplegia d/t Lt. BG ICH
S32	G2	54	155	53	11	М	Rt. hemiplegia 2 to Lt. ACA & MCA infarction
S04	G3	45	173	65	12	М	Rt.hemiplegiad/tLt.BGICH s/p EVD
S05	G3	36	162	60	4	М	Rt. hemiplegia d/t Lt. BG, F-T ICH
S06	G3	55	164	63	6	М	Rt. hemiplegia d/t Lt. MCA infarction
S09	G3	62	165	75	6	М	Rt. hemiplegia d/t Lt.cerebellum & medulla infarction.
S11	G3	61	165	69	7	М	Lt. hemiplegia d/t Rt. paramedian pons infarction
S17	G3	76	167	61	5	М	Rt. hemiplegia d/t Lt PCA infarction
S18	G3	61	172	69	6	F	#Rthemiplegiad/tLtCRinfarction
S20	G3	49	170	56	5	F	#Quadriplegiad/tT-SDH,LtF-T-P
S21	G3	56	157	56	4	М	Lt.hemiplegia2'toRt.BGICH&SAHonRt.sylvianfissure
S22	G3	51	161	58	6	F	Rt.hemiplegia 2'to S-ICH. Lt. thalamus
s29	G3	53	177	64	15	М	Lt. hemiplegia d/t Rt. BG ICH
s31	G3	51	174	69	15	М	rt. hemiplegia d/t lt. BG ICH&IVH

Abstract

Changes in the trunk function and muscle mode configuration during recovery phases in stroke survivors

Dohoon Koo
Department of Physical Education
The Graduate School
Seoul National University

Brain damage due to stroke causes disorders in the motor and sensory pathways of the brain. The damaged motor neural pathways not only cause hemiplegia but also muscle weakness, muscle rigidity, and abnormal movements. The recovery of stroke is reported to start immediately after the injury with most recoveries reported to observe within the first 3 months following an injury. However, depending on the rehabilitation and injury severity, recovery can take up to 6 months. Although the rate and tendency of recovery is different for each stroke patient, all of them go through distinct stages of functional recoveries, such as sitting, standing, and walking. As such, stroke-disables show a nonlinear but gradual recovery of physical functionality. The recovery of stroke patient is

accomplished through the development of motor control, strength enhancement training and reduction of joint and muscle stiffness through rehabilitation training. Therefore, the purpose of this study is to classify stroke patients based on their physical functional level, i.e. from the early stages of rehabilitation to recovery and compare the difference in movement and control strategy of the trunk.

The subjects with stroke who participated in this study were divided according to the stage of recovery of physical function following a rehabilitation program. Group-1 (G1) was classified as a group who can maintain upright seated position (age: 62.14 ± 3.34 years, height: 161.29 ± 9.93cm, weight: 60.14 ± 7.29 kg, duration of stroke onset: 3.71 ± 2.21 months, n = 7). Group-2 (G2), a group who are able to sit and stand independently (age: 58.10 ± 10.58 years, height: 167.90 ± 9.92cm, weight: 66.30 ± 14.05kg, duration of stroke onset: 6.00 ± 2.71 months, n = 10). Group-3 (G3) as a group who can walk independently (age: 54.67 ± 9.98 years, height: 167.25 ± 6.00cm, weight: 63.75 ± 5.93 kg, duration of onset: 7.58 ± 4.03 months, n = 12). Group-4 (G4) as a control group composed of age-matched non-disabled individuals (age: 47.20 ± 13.60 years old, height: 169.20 ± 9.77cm, weight: 65.20 ± 10.56 kg, n = 10). In order to compare the function and the muscle control mechanism of the trunk among groups, the Trunk Impairment Scale (TIS), Postural Assessment Scale for Stroke (PASS), Balance test (Standard deviation of centre of pressure), movement consistency and accuracy, range of motion of trunk and head (ROM), and muscle mode were used. The measurements of the TIS and the PASS test were conducted by a licensed physical therapist. The standard deviation of the centre of pressure (COP) was evaluated by performing a 20 seconds static balance task in the sitting position for 3 times. The consistency and accuracy of motion, the ROM of the segments, and the muscle mode were computed with the data obtained from the kinematics of the movement and muscle activation level during an anterior-posterior (AP) sway with a target set at 70% of their maximum range.

In results, the analysis of TIS, PASS, and standard deviation of the COP resulted in increase in trunk function from G1 to G4. The consistency and accuracy of the movement during AP sway task was lowest for the G2.. The ROM test of head, upper body, and lower body showed that the flexion/extension motion was greatest in case of G3 and G\$ than adduction/abduction and rotation motion. However, G2 showed relatively larger differences in the ROM of the upper body compared to other groups, with no difference for the flexion/extension motion from the rest of the groups. G1 showed no difference in flexion/extension, adduction/abduction, and rotation movements of the head and upper body segments. The results from the muscle mode revealed different characteristics such as differences in supplementary muscle modes according to functional capability of the groups, differences based on the activity of the surrounding muscles in the main muscle mode, and the similarities among the main muscle mode which was required to perform the task.

There are two conclusions that can be drawn from this study. First, it was confirmed that the function of the trunk is improved with the recovery of the functional capability for stroke patients. Second, there are changes in muscle modes related to the trunk as their with the recovery of the

functionality of the body. Further from the first conclusion, the existing

theory that the function of the trunk improves with the improvement of the

functional capability was confirmed. From the second conclusion, It can be

seen that the three characteristics of functional recovery; similarity of the

main muscle mode for task performance, the action of the surrounding

muscles in the main muscle mode, and the change in the supplementary

muscle mode changed according to the functional capability of the groups. In

conclusion, it is considered that the change in the trunk function and muscle

mode following stroke recovery can be confirmed by observation of change

in supplementary muscle mode but not by the change in major muscle mode

involved in the movement.

Keyword : Stoke, Level of physical function, Muscle mode

Student number : 2013-31101

- 84 -