



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



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

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

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

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

[Disclaimer](#)

체육학석사 학위논문

손가락 굴곡과 신전 힘 생성에서
뇌성마비 환자의 다중 손가락 시너지

Research on the multi-finger synergy during
finger flexion and extension force production
in patients with cerebral palsy

2019년 2월

서울대학교 대학원

체육교육과

공 주

국문초록

손가락 굴곡과 신전 힘 생성에서 뇌성마비 환자의 다중 손가락 시너지

공 주
서울대학교 대학원
체육교육과

본 연구의 목적은 운동 협응 기전 중 하나인 시너지를 통해 피질척수로 손상과 관련된 뇌성마비 환자의 다중 손가락 제어 전략을 확인하는 것이다. 경직형 뇌성마비를 진단받은 7명의 환자(CP 집단)와 근·신경계에 문제가 없는 건강한 성인 10명(통제 집단)이 연구에 참여했다. 연구 가설은, (1) CP 집단이 통제 집단보다 최대수축력이 더 작을 것이다, (2) CP 집단이 통제 집단보다 손가락 종속성 지수가 더 클 것이다, (3) CP 집단이 통제 집단보다 시너지 지수가 더 작을 것이다, (4) 선행 시너지 조절은 두 집단이 다르게 나타날 것이라고 설정했다.

이를 검증하기 위해 최대수축력 생성(MVC) 과제, 점진적 손가락 힘 증가(RAMP) 과제, 그리고 손가락 굴곡/신전 변환 힘 생성(PULSE) 과제를 수행했다. 네 개의 힘 변환기와 다섯 개의 EMG (electromyography) 센서로 손가락이 굴곡 혹은 신전할 때 생성하는 힘과 근 활성도를 측정했고, 다중 손가락 시너지는 UCM(uncontrolled manifold) 분석으로 정량화했다.

MVC 과제에서 측정한 네 손가락의 최대수축력은 CP 집단이 통제 집단보다, 왼손이 오른손보다, 신전이 굴곡보다 더 작았다. 반면, RAMP 과제에서 측정한 손가락 종속성 지수는 CP 집단이 통제 집단보다, 신전이 굴곡보다 더 컸다. PULSE 과제의 유지 구간 동안 측정한 네 손가락의 시너지 지수는 신전이 굴곡보다 더 컸으나 두 집단 사이에는 차이가 나타나지 않았다. 일정한 힘을 생성하는 유지 구간과 방향을 바꾸며 힘을 생성하기 시작하는 시점인 t_0 사이의 시너지 지수의 변화량($\Delta\Delta V_{t_0}$)은 CP 집단이 통제 집단보다 더 작았다. 시너지 지수가 미리 감소하는 현상인 선행 시너지 조절이 나타나는 시간(t_{ASA})은 두 집단, 양손, 방향 모두 유의한 차이가 나타나지 않았다. 유지 구간 동안 측정한 EMG 신호를 바탕으로 근육의 동시수축을 측정했으며, 동시수축 지수는 CP 집단이 통제 집단보다, 굴곡이 신전보다 더 컸다.

일정한 힘을 유지하는 구간에서 두 집단 사이의 시너지 지수에는 유의한 차이가 없었으나, 재빨리 방향을 바꾸며 힘을 생성하는 구간에서 시너지 지수가 상당히 감소한 통제 집단과는 달리 CP 집단은 시너지 지수가 거의 변하지 않았다. 이를 통해 CP 집단이 빠른 변화에 대처해야 하는 상황에서도 안정성을 추구하려고 하는 모습을 확인할 수 있었다.

주요어 : 뇌성마비, 다중 손가락 시너지, uncontrolled manifold 분석, 선행 시너지 조절

학 번 : 2016-26352

목 차

I . 서론	1
1. 연구의 목적	3
2. 연구의 가설	3
3. 연구의 제한점	4
4. 용어의 정의	4
II . 문헌 고찰	6
1. 뇌성마비(cerebral palsy)	6
1) 뇌성마비 정의 및 분류	6
2) 뇌성마비의 주요 원인 및 증상	7
3) 피질척수로 손상	7
2. 다중 요소 시너지(multi-elemental synergy)	9
1) 시너지의 정의	9
2) UCM(uncontrolled manifold) 가설	10
3) 선행 시너지 조절(anticipatory synergy adjustment)	11
4) 다중 손가락 특성	11
5) 신경장애와 시너지	13
3. 근육 동시수축(Muscular Co-contraction)	14

III. 연구방법	15
1. 연구대상	15
2. 실험장비	16
1) 다중 손가락 힘 측정 시스템	16
2) 근전도(Electromyography) 시스템	17
3) 자료 분석도구	17
3. 실험 절차 및 방법	18
1) 실험 절차	18
4. 분석방법	21
1) 최대수축력 생성(MVC) 과제	21
2) 점진적 손가락 힘 증가(RAMP) 과제	22
3) 손가락 굴곡/신전 변환 힘 생성(PULSE) 과제	23
5 통계방법	25
IV. 연구결과	26
1. 다중 손가락 상호작용에 대한 연구결과	26
1) 최대수축력(MVC force)의 비교	26
2) 손가락 종속성(finger dependency) 지수의 비교	28
2. UCM 분석을 통한 다중 손가락 시너지의 연구결과	29
1) 각 분산의 비교	29
2) 다중 손가락 시너지(multi-finger synergy) 지수의 비교	29
3) 시너지 지수의 변화량 비교	30
4) t_{ASA} (time of ASA)의 비교	32

3. 동시수축에 대한 연구결과	33
 V. 논의	 34
1. 최대수축력과 손가락 종속성(MVC force & finger dependency)	34
2. 다중 손가락 시너지(Multi-finger synergy)	35
3. 선행 시너지 조절(anticipatory synergy adjustment)	36
 VI. 결론	 40
 참고문헌	 41
 Abstract	 48

<표 목차>

표 IV-1 집단 별 페그보드 검사의 소요시간 및 낙하 수의 평균, 표준오차	26
--	----

<그림 목차>

그림 III-1 실험장비 배치도	16
그림 III-2 RAMP 과제 템플릿	19
그림 III-3 PULSE 과제 템플릿	20
그림 IV-1 최대수축력 결과	27
그림 IV-2 손가락 종속성 지수 결과	28
그림 IV-3 시너지 지수 결과	29
그림 IV-4 시너지 지수 변화량($\Delta\Delta V_{t0}$) 결과	31
그림 IV-5 시너지 지수 변화량($\Delta\Delta V_{peak}$) 결과	31
그림 IV-6 t_{ASA} 결과	32
그림 IV-7 동시수축 지수 결과	33
그림 V-1 뇌졸중 생존자 연구결과와의 비교	37
그림 V-2 시너지 지수 변화량의 도식화	38

I . 서론

뇌성마비(cerebral palsy, CP)는 태아 혹은 영아의 미성숙한 뇌에 발생하는 손상이 영구적인 비-진행성 장애 유형들을 통틀어 일컫는다(Paneth N, 2008). 따라서 뇌성마비는 손상된 뇌의 영역과 증상이 나타나는 신체 영역에 따라 다양하게 구분하며, 가장 흔한 유형은 피질척수로 손상과 관련된 경직형(spastic)이다(Odding, Roebroek, & Stam, 2006). 이들에게 나타나는 일반적인 증상으로는 근력의 저하, 경직, 그리고 운동 협응의 결손 등이 있다.

선행연구는 다양한 분석방법을 이용해 뇌성마비 환자의 운동 협응이 손상되었다고 보고했다. 손으로 물체를 집는 힘과 들어 올리는 힘 사이의 협응을 관찰한 선행연구에서는 경직형 뇌성마비의 특징인 피질척수로의 손상이 운동 협응과 예측 제어에 부정적인 영향을 미친다고 보고했다(Eliasson, Gordon, & Forssberg, 1991). 보행에서 관절 사이의 협응을 관찰한 연구에서도 정상 발달 아동과 뇌성마비 환자 사이에 차이가 나타난다고 보고했다(허정식, & 박병림, 1999).

운동 협응 기전 중 하나로, 신체에 존재하는 다수의 요소가 특정 과제를 안정시키기 위해 상호작용하는 것을 ‘시너지(synergy)’라고 정의한다(Latash, & Anson, 2006). 즉, 시너지는 신체의 과잉된 자유도로 여겨지는 요소 변인(elemental variable)들이 상호작용하여 특정 과제로 여겨지는 하나의 수행 변인(performance variable)을 안정화하는 중추신경계의 전략이라 할 수 있다. 시너지는 UCM (uncontrolled manifold) 분석을 통해 정량화할 수 있다(Scholz, & Schöner, 1999). 이 분석에 따르면 수많은 요소 변인들은 수행에 영향을 미치지 않는 UCM 부분 공간에 분산되거나(V_{UCM} , UCM variance), 수행에 영향을 미치는 ORT 부분 공간에 분산된다(V_{ORT} , orthogonal variance). V_{UCM} 이 V_{ORT} 보다 큰 경우는 한 요소가 오차를 생성할 때 다른 요소가 오차를 보완하여 수행을 안정시키는 시너지가 존

제한하고 해석할 수 있다(Latash, & Zatsiorsky, 1998; Latash, Scholz, Danion, & Schöner, 2001). 시너지 지수는 이 두 분산의 상대적인 크기로 계산하며 수행 변인의 안정성을 평가하는 척도로 사용한다(Latash, 2008). 그러므로 시너지 지수는 다양한 집단의 안정성을 평가하는데 사용되기도 한다. 그중 신경장애 환자를 관찰한 선행연구는 특정 영역의 뇌 손상이 다중 손가락 시너지에 영향을 미친다는 결과를 보고했다. 건강한 성인과 비교했을 때 피질-하 영역이 손상된 파킨슨병 환자의 시너지 지수는 유의하게 작았으나(Park, Jo, Lewis, Huang, & Latash, 2013), 피질 영역이 손상된 뇌졸중 생존자의 시너지 지수에는 차이가 나타나지 않았다(Jo, Maenza, Good, Huang, Park, Sainburg, & Latash, 2016).

다른 선행연구에서는 의도하거나 예측할 수 있는 동작 직전에 시너지 지수가 능동적으로 감소하는 현상을 보고했다. 이를 feed-forward 제어로써 선행 시너지 조절(ASA, anticipatory synergy adjustment)이라고 정의했으며, 건강한 성인에게서 동작이 나타나기 200~250ms 이전에 선행 시너지 조절이 나타나는 것을 다중 손가락을 이용한 과제를 통해 보고했다(Olafsdottir, Yoshida, Zatsiorsky, & Latash, 2005; Shim, Olafsdottir, Zatsiorsky, & Latash, 2005; Klous, Mikulic, & Latash, 2006). 앞서 언급한 두 신경장애 중 파킨슨병 환자의 선행 시너지 조절이 나타나는 시간과 시너지 지수가 감소한 크기 모두 유의한 차이가 났지만(Park et al., 2013), 뇌졸중 생존자는 선행 시너지 조절이 나타나는 시간만이 유의하게 지연된 것으로 나타났다(Jo et al., 2016).

한편, 손가락은 많은 자유도를 가지므로 서로의 오차를 보완하면서 특정 과제를 수행할 수 있다(Latash et al., 1998; Latash et al., 2001). 그러나 뇌성마비 환자는 손을 정교하게 움직이기 어려우며(Napier, 1953; Twitchell, 1958; Brown, Van Rensburg, Lakie, & Wrigth, 1987), 건강한 성인도 특정 손가락만 독립적으로 움직이기는 결코 쉽지 않다. 선행연구에서는 한 손가락이 움직이거나 힘을 생성할 때 나머지 손가락이 의도치 않게 참여하는 현상을 손가락의 종속성(finger dependency)이라고 정의했

다(Kilbreath, & Gandevia, 1994; Schieber, & Santello, 2004). 신경장애를 다룬 연구에서는 환자의 손가락 종속성, 즉 한 손가락이 독립적으로 힘을 생성할 때 다른 손가락이 관여하는 정도가 건강한 성인에 비해 상당히 높았고(Park et al., 2013; Jo et al., 2016), 이는 장애에 의한 중추 영역의 손상과 관련 있다고 보고했다(Park, & Xu, 2017).

따라서 본 연구는 뇌성마비 환자의 운동 협응 손상과 신경장애의 다중 손가락 시너지를 다룬 선행연구들의 결과를 바탕으로 피질척수로가 손상된 경직형 뇌성마비 환자의 다중 손가락 시너지를 UCM 분석을 통해 정량화하여 확인하고자 한다.

1. 연구의 목적

본 연구의 목적은 UCM 분석을 통해 피질척수로가 손상된 뇌성마비 환자의 다중 손가락 시너지를 확인하는 것이다. 따라서 총 세 가지의 다중 손가락 과제로 뇌성마비 환자(CP 집단)와 건강한 성인(통제 집단)의 최대수축력, 손가락 종속성, 다중 손가락 시너지와 선행 시너지 조절, 그리고 동시수축을 비교했다.

2. 연구의 가설

본 연구의 가설은 다음과 같다:

- (1) CP 집단이 통제 집단보다 최대수축력이 더 작을 것이다.
- (2) CP 집단이 통제 집단보다 손가락 종속성 지수가 더 클 것이다.
- (3) CP 집단이 통제 집단보다 시너지 지수가 더 작을 것이다.
- (4) 선행 시너지 조절은 두 집단에서 다르게 나타날 것이다.

3. 연구의 제한점

본 연구를 수행함에 있어 다음과 같은 제한점을 갖는다.

- (1) CP 집단이 받은 재활 및 수술의 영향을 배제하지 못하였다.
- (2) CP 집단의 손상된 뇌 영역을 정확히 확인하는데 한계가 있었다.

4. 용어의 정의

본 연구에서 사용한 대표적인 용어들에 대한 정의는 다음과 같다.

(1) 최대수축력(maximal voluntary contraction, MVC force) : 첫 번째 MVC 과제에서 네 손가락으로 힘을 생성할 때 5초 동안 가장 크게 나타나는 각 손가락 힘의 전체 합력을 나타낸다.

(2) 손가락 종속성(finger dependency) 지수 : 손가락 종속성이란, 두 번째 RAMP 과제에서 과제를 하는 한 손가락으로 힘을 생성할 때 과제를 하지 않는 나머지 세 손가락이 생성하는 의도하지 않은 힘을 의미한다. 손가락 종속성이 강할수록, 손가락 종속성 지수의 크기도 커진다.

(3) 시너지(synergy, ΔV) 지수 : 시너지란, 세 번째 PULSE 과제의 유지 구간에서 손가락들이 서로의 에러(error)를 보완하며 일정하게 힘을 생성할 수 있는 능력을 나타낸다. 시너지 지수는 V_{UCM} 과 V_{ORT} 의 상대적인 크기로 계산한다. 만약 시너지 지수가 음의 값($V_{UCM} < V_{ORT}$)이라면, 이는 힘을 안정화는 시너지가 사라졌다는 것을 의미한다.

(4) 시너지 지수 변화량($\Delta\Delta V$) : PULSE 과제에서 유지 구간 동안 일정하게 생성한 힘에 따른 시너지 지수와 pulse 구간에서 힘이 변화하기 시작할 때(t_0)의 시너지 지수의 변화량($\Delta\Delta V_{t_0}$, 유지 구간의 시너지 지수 - t_0 의 시너지 지수)이다. $\Delta\Delta V_{peak}$ 은 PULSE 과제에서 유지 구간 동안 일정하게 생성한 힘에 따른 시너지 지수와 시너지 지수의 최솟값(negative peak)의

차이(유지 구간의 시너지 지수 - 시너지 지수의 최솟값)이다.

(5) t_{ASA} (time of ASA) : PULSE 과제에서 참여자가 유지 구간 동안 일정한 힘을 유지하고 있다가 힘이 변화하기 시작할 때(t_0), 시너지 지수가 미리 감소하기 시작하는 시점을 t_{ASA} 로 정의했으며, 선행 시너지 조절이 나타나기 시작하는 시점을 의미한다.

(6) 동시수축(co-contraction) 지수: PULSE 과제의 유지 구간 동안 힘을 생성할 때 측정한 EMG (electromyography) 신호를 통해 방향에 따라 굴곡 동안에는 전체 근육의 활성화에 대한 신전 근의 활성화를, 신전 동안에는 전체 근육의 활성화에 대한 굴곡 근의 활성화를 계산했다.

II. 문헌 고찰

본 연구의 목적은 경직형 양측마비 환자의 다중 손가락 시너지를 관찰, 비교하는 것이다. 따라서 먼저 뇌성마비 환자의 특징 및 증상, 피질 척수로 손상의 영향에 대해 알아야 할 필요가 있다. 그리고 다중 손가락 시너지를 분석하기 위해 시너지의 정의, 시너지를 정량화하는 UCM 분석, 선행 시너지 조절, 그리고 신경장애 환자의 시너지를 다룬 선행연구에서는 어떠한 결과가 보고되었는가를 기술했다. 그리고 경직형 양측마비에 일반적으로 나타나는 근육의 동시수축에 대해 정리했다.

본 장은 1. 뇌성마비, 2. 다중 손가락 시너지, 3. 근육 동시수축에 대한 문헌 고찰로 구성했다.

1. 뇌성마비(cerebral palsy)

1) 뇌성마비 정의 및 분류

뇌성마비는 자세조절과 운동기능에 영향을 미치는 대표적인 신경장애로(Bax, 1964), 태아 혹은 영아의 미성숙한 뇌에 발생하는 손상이 영구적인 비-진행성 장애들을 통틀어 일컫는다(Paneth, 2008). 임상적으로는 뇌의 손상에 따라 경직형, 이상 운동형, 혼합형 등으로 구분한다. 해부학적으로는 손상된 영역에 따라 편마비, 양측마비, 그리고 사지 마비로 나눌 수 있다. 일반적으로 편마비의 건 측은 거의 정상에 가깝지만, 환 측은 손상으로 인해 움직이기 힘들다. 양측마비의 양다리는 손상으로 인해 움직이기 힘들지만, 양손은 거의 정상에 가깝다. 대근육 운동 기능분류 시스템(GMFCS, gross motor function classification system)는 뇌성마비 환자의 나이를 고려하여 앉기, 걷기, 달리기, 뛰기 등 전반적인 운동기능을 평가하는 분류체계로써 Palisano, Rosenbaum, Walter, Russell, Wood 그리

고 Galuppi (1997)에 의해 개발되었으며 2등급은 뛰거나 계단을 오를 때 도움이 필요한 정도이다.

2) 뇌성마비의 주요 원인 및 증상

뇌성마비를 유발하는 요인은 산전기, 주산기에 따라 매우 다양하며 그 중 조산, 감염, 그리고 외상 등이 주요 요인으로 알려져 있다. 최근 의료 기술의 발달로 인해 조산아의 생존율이 높아짐에 따라 뇌성마비 발생률도 함께 증가했다. 조산은 뇌실 주위로 가는 혈류가 감소하여 대뇌의 백질에 괴사가 일어나는 뇌실주위 백질연화증(periventricular leukomalacia)을 유발한다. 이 질환에 의해 뇌 손상이 일어나면 하위 운동신경원(lower motor neuron)에 명령을 내려보내 수의적 움직임을 유발하거나 억제하는 상위 운동신경원(upper motor neuron)이 손상된다. 하위 운동신경원을 억제하는 기능을 상실하게 되면 강직, 반사 항진, 간헐적 경련, 동시수축과 같은 양성 증후(positive symptom)가 나타나고 하위 운동신경원과의 연결이 손실되면 근력 저하, 피로도, 서투른 균형, 감각의 결손과 같은 음성 증후(negative symptom)가 나타난다(Graham, & Selber, 2003). 또한 피질척수로 corticospinal tract)를 손상해 양측 하지마비를 일으킬 가능성이 높다(Banker, & Larroche, 1962).

3) 피질척수로 손상

뇌성마비 중 경직형은 전체의 70~75%로 가장 흔하게 나타나는 유형이며(Odding et al., 2006), 뻣뻣하게 경직된 근육이 특징이다. 어릴 때는 신전근의 경직이 우세하다가 나이가 들면서 굴곡근의 경직이 강해진다(서울대학교 의학대학 출판부). 경직형 뇌성마비의 주요 손상 영역은 피질 구조와 피질척수로를 포함한다(Shortland et al., 1988; Yokochi et al., 1989).

피질척수로는 대뇌 피질로부터 척수에 운동명령을 전달하는 경로이다. 길항근의 H-반사를 비교한 연구에서 통제 아동은 주동근이 수축하기 시작할 때 길항근의 H-반사가 감소하는 것을 관찰했지만, 뇌성마비 아동에게서는 길항근의 H-반사가 감소하지 않았다. 이처럼 뇌성마비 아동에게서 흔히 나타나는 경직 및 강한 동시수축은 피질척수로의 손상에 따른 상호억제(reciprocal inhibition)의 결핍에 의한 것이라 보고했다(Leonard, Moritani, Hirschfeld, & Forssberg, 1990). 동시수축은 특정 움직임 수행에서 주동 근과 길항 근이 동시에 수축하여 관절의 움직임을 제어하는 현상을 의미한다. 또한, 개별 손가락으로 물체를 정확하게 조작하는 움직임은 피질척수로를 거쳐 운동 피질에서 직접 제어하는데(Muir, & Lemon, 1983; Lawrence, & Kuypers, 1968), 이 능력은 일반적으로 피질척수로의 성숙과 동시에 두 살이 되기 전에 발달하는 것으로 알려져 있다(Lawrence, & Hopkins, 1976; Koh, & Eyre, 1988). 그러나 뇌성마비 아동은 이 능력이 제대로 발달하지 못해 대부분 손 전체를 이용하거나 느리고 서툰 손동작이 특징이다(Napier, 1953; Twitchell, 1958; Brown, Van Rensburg, Lakie, & Wrigh, 1987). 선행연구 집단에서는 경 두개 자기자극(TMS, transcranial magnetic stimulation)과 기능적 자기공명영상(fMRI, functional magnetic resonance imaging)을 이용하여 편측마비 아동들에게서 운동 피질로부터 손 근육까지 이르는 피질 회로와 피질척수로가 정상발달 아동들보다 제대로 발달하지 못했다는 것을 보고했다(Carr, 1996; Vandermeeren, Sébire, Grandin, Thonnard, Schlögel, & De Volder, 2003).

한편, Eliasson 등(1991)은 손으로 물체를 집어 올리는 과제를 관찰했다. 정상발달 아동은 물체를 집는 동시에 들어 올리는 힘을 함께 생성했지만, 뇌성마비 환자는 물체를 집는 힘을 생성한 후에 차례로 들어 올리는 힘을 생성했다. 이를 통해 뇌성마비 환자의 제한된 움직임은 실행 단계

뿐만 아니라 동작의 미래 상황이나 활동의 결과를 예측하는 움직임 계획 단계에서도 나타나며, 뇌성마비 환자가 미리 힘을 프로그래밍하지 않고 미성숙한 운동 전략을 사용하는 것은 피질 영역과 피질척수로의 손상에 의한 것이라고 주장했다.

2. 다중 요소 시너지(multi-elemental synergy)

1) 시너지의 정의

‘시너지’라는 용어는 여러 방면에서 다양한 의미로 사용하고 있지만 공통으로 내포하는 뜻은 ‘협력 작용 혹은 상승효과’로, 개별적인 요소가 생성할 수 있는 결과보다 둘 이상의 요소 조합이 더 좋은 결과를 생성할 수 있다는 것을 의미한다. ‘안정성’ 역시 여러 분야에서 다양한 의미로 사용되곤 하는데, 공학에서는 정지하고 있는 한 물체가 섭동 때문에 원래 위치를 벗어나더라도 다시 원래 위치로 돌아오는 능력이라고 정의한다. 시너지에서 정의하는 안정성 역시, 다양한 자유도의 조합에도 불구하고 수행을 일정하게 유지하는 능력을 의미한다. 따라서 여러 회차에서 수행한 특정 과제의 가변성이 작다는 것을 의미한다.

인간 운동과학 분야에서는 중추신경계가 하나의 목적(동작)을 수행하기 위해 신체의 여러 구조를 어떻게 조합하는가의 질문과 관련하여 시너지란 개념을 사용하므로, 대중적으로 사용되는 의미와는 달리 수많은 요소의 조합이 상호작용하여 하나의 동작을 안정시키는 전략을 의미한다 (Latash, & Anson, 2006). 따라서 시너지를 ‘공동작용’이라는 단어로 해석하기도 한다. 이러한 개념은 영국의 신경학자인 J.Hughlings Jackson부터 시작했으며 Joseph Felix Francois Babinski에 의해 ‘근육 시너지’라는 용어가 정의되었다. Babinski는 소뇌 병변으로 인해 근육 협응이 손상된 현상

을 일컬어 ‘cerebellar asynergies’라고 불렀으며 이는 후에 소뇌의 구조에 바탕을 둔 시너지 모델의 기반이 된다.

다중 관절로 하나의 같은 과제를 반복적으로 수행하더라도 관절이 작용하는 조합은 항상 다르다는 것을 알 수 있다. 이는 인간 움직임에서 관찰할 수 있는 가장 일반적인 특성인 움직임의 가변성에 의한 것이다. Bernstein은 움직임의 가변성을 “repetition without repetition”이라 표현했고, 이는 거꾸로 수많은 패턴으로 같은 과제를 수행할 수 있는 인간 움직임의 특성을 나타낸다고 할 수 있다. 움직임의 가변성과 관련하여 요소 과잉이라는 개념이 제시되었다. 요소 과잉이란, 특정 신체 부위의 자유도(요소 변인)가 수행하는 과제(수행 변인)의 수보다 많은 것을 의미한다. 과잉된 요소 변인은 인체의 관절, 근육 또는 운동단위에 이르기까지 다양한 계층에 걸쳐 존재한다. 이로 인해 같은 과제라도 여러 번 반복하는 경우에 운동학적, 운동역학적, 그리고 근 활성을 포함한 수행의 패턴이 다양하다.

과잉된 요소 변인을 제거해야 하는 계산상의 부담으로 보는 견해에 반해, 최근 연구들은 긍정적인 견해로 요소 변인들이 상호작용을 통해 수행의 안정성과 유연성을 확보한다는 요소 풍족의 개념을 새롭게 제시했고(Park et al., 2013), 요소 변인 무리가 수행 변인을 안정화시키는 전략을 시너지라고 정의했다(Latash, & Anson, 2006).

2) UCM(uncontrolled manifold) 가설

UCM 분석은 시너지를 정량화할 수 있는 방법의 하나이다(Scholz, & Schoner, 1999). UCM 가설에 따르면 요소 변인은 두 가지 가상의 부분 공간에 분산되어 존재하는데, 수행 변인에 일치하는 UCM 부분 공간과 그에 직교하는 ORT 부분 공간으로 나눌 수 있다. 이와 일치하게 요소

변인 또한 UCM 분산(V_{UCM})과 ORT 분산(V_{ORT}), 두 가지로 나눌 수 있다. 다중요소 시스템은 V_{UCM} 들이 상호작용을 통해서 수행 변인을 안정화한다고 가정한다. V_{UCM} 이 V_{ORT} 보다 상대적으로 큰 경우는 한 요소가 오차를 생성한 경우에 다른 요소가 오차를 보완하여 수행을 안정시키므로 시너지의 경향이 강하게 나타나지만, V_{UCM} 이 V_{ORT} 보다 상대적으로 작은 경우는 한 요소가 오차를 생성한 경우에 다른 요소가 그 오차를 증폭시켜 수행을 안정시키지 못하므로 시너지 경향이 약하게 나타난다고 할 수 있다. 시너지 지수는 수행 변인의 안정성을 나타내는 척도로 사용되며 총 분산에 대한 상대적인 V_{UCM} 의 크기를 계산하여 구한다.

3) 선행 시너지 조절(anticipatory synergy adjustment)

예측제어 중 하나로, 시너지 지수가 의도된 동작의 변화 또는 예측 가능한 섭동이 나타나기 200~300ms 이전에 미리 감소하여 움직임을 쉽게 하는 현상을 선행 시너지 조절(ASA, anticipatory synergy adjustment)이라고 정의한다(Olafsdottir et al., 2005). 이때 시너지 지수가 변화한 크기(시너지 지수의 변화량)을 $\Delta\Delta V$ 라 하며, 선행 시너지 조절이 나타나는 시간을 t_{ASA} (time to ASA)라고 정의한다. 노화, 피로, 그리고 신경장애에 의해 $\Delta\Delta V$ 가 덜 감소하거나 t_{ASA} 이 지연되는 결과가 여러 연구를 통해 보고되었다(Shim, Olafsdottir, Zatsiorsky, & Latash, 2005; Kim, Shim, Zatsiorsky, & Latash, 2006; Klous et al., 2011).

4) 다중 손가락 특성

Latash 등(1998; 2001)과 Scholz 등(2002)의 연구에서 보고하듯, 개별 손가락이 생성하는 힘은 과제 수행에서 발생하는 오류를 일부 상호 보완하는 형태로 작용한다. 이는 손가락이 수많은 자유도를 다양하게 조합하여

힘을 발휘할 수 있기 때문으로 다중 요소로 구성된 운동역학적인 요소 과잉의 대표적인 예시라고 할 수 있다.

인간의 손가락은 여러 방향으로 움직이거나 힘을 내어 다양한 동작을 수행할 수 있게 디자인되었다. 단일 근육은 잡아당기는 방향으로만 힘을 생성할 수 있지만, 여러 근육을 사용하면 복합적인 근육의 작용을 통해 복잡하고 능숙한 동작을 할 수 있게 되며(Bernstein, 1967; Turvey, 1990), 한 관절 내의 주동근과 길항근은 굴곡 및 신전 동작에 관여한다. 같은 관절 내에서 이루어지는 동작이지만 굴곡과 신전은 상호작용과 시너지에서 차이가 나타나며 시너지 지수는 신전 방향에서 더 크게 나타났지만, 선행 시너지 조절은 굴곡과 신전, 두 방향 간 차이가 없어 방향에 영향을 받지 않는다는 연구 결과가 보고되었다(Park & Xu, 2017). Yue, Liu, Siemionow, Ranganathan, Ng 그리고 Sahgal (2000)은 기능적 자기공명영상으로 엄지를 굴곡할 때보다 신전할 때 활성화된 피질의 부피가 두 배 이상 큰 것을 관찰했다. 이는 중추신경계가 굴곡근에 비해 신전근을 덜 촉진하므로 신전근을 활성화하기 위해서는 더 많은 피질 영역을 활성화해야 한다는 것을 의미한다. 굴곡을 일으키는 근육은 신전을 일으키는 근육에 비해 더 큰 단면적을 가지고 있어 더 큰 힘을 생성할 수 있다(Davies, Parker, Rutherford, & Jones, 1988; Jacobson, Raab, Fazeli, Abrams, Botte, & Lieber, 1992). 또한, 결합조직의 구조로 인해 발생하는 신전 기전에 의한 영향과 피질 척수가 근육에 투영하는 비율이 굴곡근에서 더 크기 때문에 굴곡 시 손가락들을 상대적으로 더 독립적으로 움직일 수 있다.

인간의 손가락은 분리되어 있지만 상호 의존하는 힘 작동기로 볼 수 있다(Li et al., 2002; Faher, 1981; Lieu, 2008). 여기서 상호 의존적인 힘 작동기란, 개별적인 손가락의 힘 생성이 다른 손가락의 '의도치 않은' 힘

생성을 유발한다는 것으로 다중 손가락에서 나타나는 주요한 특성 중 하나인 종속성(finger dependency)을 의미한다(Kilbreath, & Gandevia, 1994; Schieber, & Santello, 2004; Zatsiorsky et al., 2004). 손가락 종속성은 손과 아래팔의 결합조직에 의한 말초 요인(Schieber, & Santello, 2004)과 일차 운동 피질에서 손가락을 제어하는 영역이 겹치면서 피질 투영이 발산, 수렴하는 중추 요인 (Schieber, 1990; Schieber, & Hibbard, 1993)에 의해 발생하며, 손가락의 독립성에 반대되는 개념으로 손가락 간 의존성을 나타내는 지표로 사용한다. 손가락 종속성 지수는 건강한 성인에 비해 신경장애 환자에서 더 높다는 결과가 여러 연구를 통해 보고되었으며 (Park et al., 2013; Jo et al., 2016), 신경장애 환자의 높은 지수는 주로 피질 투영 문제에 의한 것으로 나타났다 (Park et al., 2013; 2014).

5) 신경장애와 시너지

파킨슨병 환자와 뇌졸중 생존자를 대상으로 신경장애에 의한 다중 손가락 상호작용의 변화를 보고한 선행연구들을 통해, 기저핵을 포함하는 피질-하 영역의 손상과 피질 영역의 손상 사이에 차이가 나타난 것을 확인하였다(Park et al., 2013; Jo et al., 2016).

다중 손가락 힘 생성 과제에서 건강한 성인에 비해 파킨슨병 환자는 작은 최대수축력과 큰 손가락 종속성 지수가 나타났으며, 상당히 감소한 시너지 지수와 $\Delta\Delta V$, t_{ASA} 의 지연이 나타났다. 반면, 뇌졸중 생존자는 최대수축력은 더 작았지만, 손가락 종속성 지수와 시너지 지수에는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 그러나 t_{ASA} 는 유의하게 지연된 것을 확인했다. 이러한 결과를 통해 피질 영역이 수행을 안정화하는 데 중요한 역할을 하지 않지만, 변화에 대한 반응에는 중요한 역할을 할 것이라고 주장했다.

3. 근육 동시수축(Muscular Co-contraction)

특정 움직임 수행에서 주동근과 길항근이 동시에 수축하여 관절의 움직임을 제어하는 현상을 근육의 동시수축(co-contraction)이라고 한다. 근육의 동시수축을 관절의 안정성과 밀접하게 관련하여 긍정적으로 보기도 하지만(Falconer, & Winter, 1985; Van Galen, & De Jong, 1995), 인간의 움직임을 비효율적이게 하는 주요 요인 중 하나로 보는 부정적인 견해도 있다(Solomonow, Baratta, Zhou, Shoji, Bose, Beck, & D'Ambrosia, 1987). 한편, 동시수축은 뇌성마비 환자의 근력 약화(Tedroff, Knutson, & Soderberg, 2008), 비정상적인 움직임 패턴을 나타나게 하는 주요 원인으로 여겨진다. 뇌성마비는 상위운동신경 증후군을 일으키는 가장 일반적인 원인으로, 이 증후군의 양성 반응 중 하나인 동시수축은 경직형 뇌성마비의 큰 특징이다. 뇌성마비 환자의 높은 동시수축은 상호억제(reciprocal inhibition)의 교란(Leonard et al., 1990), 혹은 피질척수의 비정상적인 투영 때문에 일어날 수 있다(Brouwer, & Ashlby, 1991; Brouwer B, & Smits E, 1996).

Ⅲ. 연구방법

본 연구의 목적은 경직형 뇌성마비 환자의 다중 손가락 시너지를 관찰, 비교하는 것이다. 따라서 1) MVC 과제에서 최대수축력과 2) RAMP 과제에서 손가락 종속성 지수를 측정했다. 그리고 3) PULSE 과제에서 각 분산(V_{UCM} , V_{ORT}), 시너지 지수(ΔV), 시너지 지수의 변화($\Delta \Delta V$), 선행 시너지 조절이 나타나는 시간(t_{ASA})을 각각 관찰했다.

본 장은 연구대상, 실험장비, 실험 절차, 분석방법, 통계처리 순으로 정리했다. 연구대상은 CP 집단과 통제 집단이며 실험장비는 힘 변환기와 EMG 센서를 사용했다. 실험 절차는 1) MVC 과제, 2) RAMP 과제, 그리고, 3) PULSE 과제로 이루어져 있다. 각 과제별 수집한 데이터를 기반으로 변인을 계산했고, 혼합 설계한 3-way ANOVA로 검증하였다.

1. 연구대상

경직형 뇌성마비 진단을 받은 7명의 환자(CP 집단; 18.57 ± 3.56 세, 남 3/여 4, GMFCS 2등급)와 신경학 문제가 없는 10명의 성인(통제 집단; 21.5 ± 2.27 세, 남 7/여 3)이 본 연구에 참여했다. 실험에 앞서 모노-필라멘트 검사(monofilament test, North Coast Medical Inc. USA)와 에든버러 손잡이 검사(Edinburgh handedness test)를 통해 연구 참여자 모두가 감각 반응에 이상이 없으며 오른손잡이라는 것을 확인했다. 최근 6개월 이내에 팔에 심각한 부상 혹은 손상을 입었거나 양손을 움직이는 것이 불가능한 참여자는 본 실험에서 제외했다.

전문의로부터 환자와 관련한 주의사항에 대해 인지하고, CP 집단은 보

호자를 동행하도록 했다. 모든 연구 참여자들에게 실험을 설명하고 동의를 받았다. 본 연구는 서울대학교 분당병원 윤리 위원회의 승인을 얻어 진행했다(IRB No. B-1707-408-302).

2. 실험장비

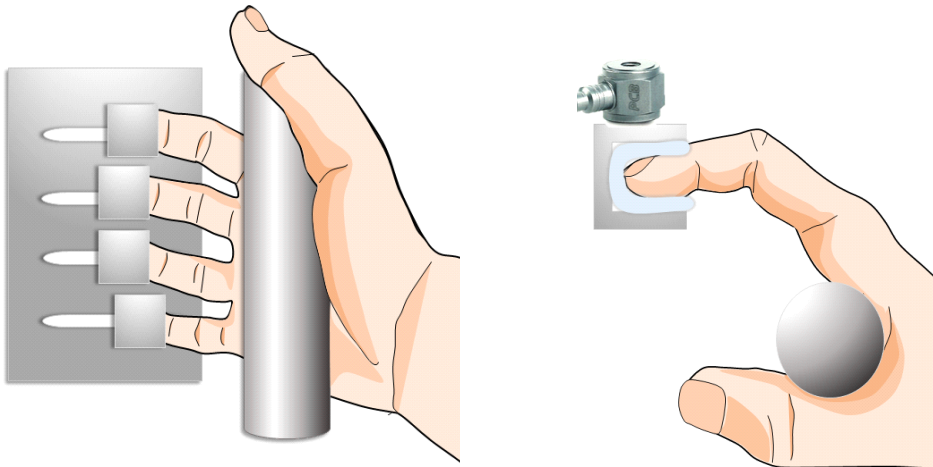


그림 Ⅲ-1 실험장비 배치도. 본 연구에 사용한 장비는 다음과 같다. 엄지를 제외한 네 손가락 끝을 네 개의 슬롯에 각각 집어넣고 손가락을 당기거나(굴곡), 밀면서(신전) 힘을 생성하도록 제작했다. 왼쪽 그림은 위에서 바라본 모습으로 슬롯에 각각의 힘 변환기를 연결했다.

1) 다중 손가락 힘 측정 시스템

굴곡과 신전 방향에서 네 손가락이 생성한 힘을 측정하기 위해 네 개의 단축 힘 변환기(Model 208A03, PCB Piezotronics Inc. Depew, NY, USA)를 사용했다. 엄지를 제외한 네 손가락 끝 마디뼈(distal phalange)를 개별 힘 변환기와 연결된 네 개의 ‘C’모양 슬롯에 각각 집어넣고, 굴곡 혹은 신전 방향으로 등척성 힘(isometric force)을 내도록 했다. 힘 변환기 네 개는 나무 판과 고정된 자체 제작 알루미늄 패널(panel, size: 140 x

90 x 5mm)에 부착했다. 중력의 영향을 제외한 힘을 측정하기 위해 패널은 옆으로 세워 고정했다. 패널은 25도 기울어져 있어서 모든 손가락이 살짝 구부러진 자연스러운 상태로 진행되었으며 연구 참여자 모두의 손과 손가락의 조건을 항상 일정하게 유지하기 위해 원통형 손잡이를 쥐도록 했다. 실험 데이터는 자체 제작된 LabView 프로그램(National Instrument, Austin, TX, USA)를 이용해 수집했으며, 아날로그-디지털 변환기(NI USB-6225, National Instruments, Austin, TX)를 통해 500Hz의 수집빈도로 디지털화했다.

2) 근전도(Electromyography) 시스템

힘 생성 동안 근 활성도를 확인하기 위해 표면 전극 방식의 EMG (electromyography) 센서(Model Trigno, DelSys Inc®, Boston, MA, USA)를 사용했다. 근전도 신호의 수집빈도(sampling rate)는 2000Hz로 설정하여 수집했다.

3) 자료 분석도구

초기 자료 분석 단계에서, 측정한 힘의 데이터는 자체 제작한 MATLAB (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) 코드를 이용하여 분석했다. 변수 계산에 앞서 원본 데이터(raw data)는 zero-lag, 4th-order low-pass Butterworth filter를 이용하여 필터링한 후, 분석방법에 제시한 공식을 통해 가설 검증을 위한 변수들을 계산했다. 각 과제 수행 동안 손가락 굴곡근과 신전근에 부착한 표면 EMG 센서를 통해 들어온 신호는 일차적으로 FIR filter (50~450Hz band pass)을 이용하여 필터링 과정을 거친 후 정류(full-wave rectified) 작업을 거쳤다. 처리된 자료는 분석 구간별로 적분하여 IEMG(integral EMG) 값으로 산출했으며, 또한 최대수축력 측정

시 수집된 자료를 기준으로 표준화(normalization)했다.

3. 실험 절차 및 방법

본 연구의 실험은 (1) 최대수축력 생성(MVC) 과제, (2) 점진적 손가락 힘 증가(RAMP) 과제, (3) 손가락 굴곡/신전 변환 힘 생성(PULSE) 과제로 구성했다.

1) 실험 절차

연구 참여자는 실시간 피드백(손가락(들)이 생성한 힘을 시각화)을 나타내는 컴퓨터 화면(27-inches, 1,920 x 1,080 resolution at 60Hz)을 마주 보도록 높이를 조절할 수 있는 의자에 앉는다. 그리고 위팔은 45도 외전(abduction)하고 팔꿈치는 45도 굴곡, 손목은 회외(supination)와 회내(pronation) 사이의 자연스러운 상태로 두어 실험 조건을 갖게 했다. 본 실험에 앞서, 손가락의 조작 능력을 확인하기 위해 페그보드 검사(pegboard test, Lafayette Inst., Model 32025)를 실시했다. 페그보드 검사는 각각의 페그를 모양에 맞는 구멍에 최대한 빠르게 집어넣는 것으로, 소요시간과 떨어진 페그의 개수를 기록했다. EMG 센서는 세 개의 굴곡근(천지굴근(flexor digitorum superficialis), 척측수근굴근(flexor carpi ulnaris), 요측수근굴근(flexor carpi radialis))과 두 개의 신전근(시지신근(extensor indicis), 척측수근신근(extensor carpi ulnaris))에 부착했다.

(1) 첫 번째 최대수축력 생성(MVC) 과제는 네 손가락의 최대수축력(maximal voluntary contraction force) 측정 과제이다. 과제 수행 동안 근육의 활성 정도를 확인하기 위해서 EMG 신호를 수집했다. 연구 참여자는 지시에 따라 굴곡 혹은 신전 방향으로 8초간 가능한 세계 등척성 수축

(isometric contraction)을 했다. MVC 과제는 방향(굴곡/신전)마다 각 손(오른손/왼손)으로 두 번씩 실시했고 더 큰 값을 최대수축력으로 선택했다. 이 최대수축력은 다음 두 과제에서 목표 힘(target force)을 결정하는 데에도 사용했다.

(2) 두 번째 점진적 손가락 힘 증가(RAMP) 과제는 화면에 나타난 템플릿을 따라 한 손가락을 이용해 굴곡 혹은 신전 방향으로 점진적 힘(ramp force)을 생성하는 것이다. 따라서 연구 참여자에게 “손가락 모두를 각 슬롯에 끼우고 과제를 하지 않는 손가락이 힘을 내더라도 신경 쓰지 마시오”라고 지시했다. 그러나 과제를 하는 손가락과 과제를 하지 않는 손가락이 생성한 힘을 모두 수집했다. 화면의 템플릿은 (a) 0%에서 4초 동안의 유지 구간, (b) 0%에서 40%까지 12초 동안의 힘을 증가시키는 (ramp) 구간, (c) 40%에서 4초 동안의 유지 구간의 총 세 구간으로 구분한다.

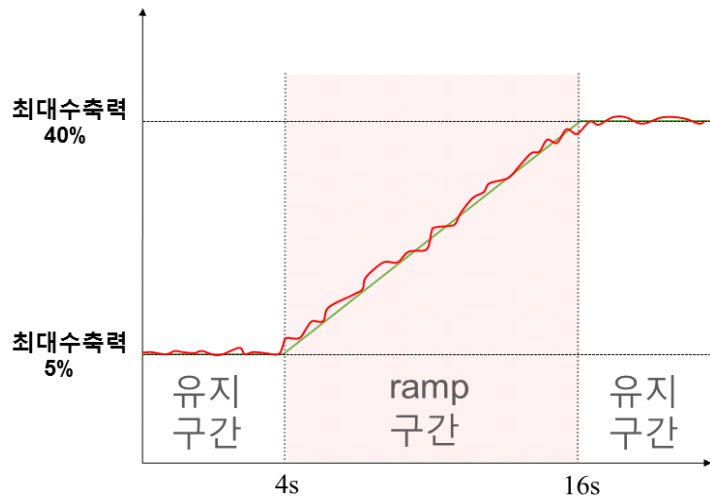


그림 Ⅲ-2 RAMP 과제 템플릿. RAMP 과제동안 목표 힘(초록 선)과 과제를 하는 손가락이 생성한 힘(빨간 선)을 보여주는 실시간 피드백을 제공하며, 최대한 목표 힘에 맞게 힘을 생성하도록 요청했다.

(3) 세 번째 손가락 굴곡/신전 변환 힘 생성(PULSE) 과제는 네 손가락으로 유지 구간 동안 일정하게 힘을 생성하다가 빠르게 방향을 바꾸며 목표 힘만큼 힘을 생성하는(PULSE) 과제이다. 손가락 굴곡 및 신전에 관여하는 근육의 활성 정도를 확인하기 위해서 EMG 신호 또한 수집했다. 과제를 수행하기 위해 연구 참여자는 네 손가락으로 최소 5초간 유지 구간에서 힘을 생성한 후에 다음 5초 동안의 빠른 힘 생성(pulse) 구간에서 목표 힘 크기로 빠른 힘을 생성하며 방향을 전환한다.



그림 Ⅲ-3 PULSE 과제 템플릿. PULSE 과제동안 목표 힘(초록선)과 네 손가락이 생성한 힘(빨간 선)을 보여주는 실시간 피드백을 제공하였다. t_0 로부터 유지구간은 -900~-400ms 이며, 굴곡으로 힘을 생성하면 힘의 값이 음수, 신전으로 힘을 생성하면 힘의 값이 양수로 표시되도록 했다.

이때 방향을 전환하는 시점은 외부의 지시가 아니라 스스로 결정하도록 하여 연구 참여자는 힘의 방향과 방향을 전환하는 시점에 대한 정보를 가지고 과제를 수행했다. 본 과제는 방향전환에 따라, (a) 굴곡-신전 (FE, flexion-extension) 조건과 (b) 신전-굴곡(EF, extension-flexion) 조건, 총

두 개로 이루어졌다. 두 가지 조건의 명칭에서 첫 번째는 유지 구간 동안의 손가락 힘의 방향을, 두 번째는 pulse 구간 시 전환하는 손가락 힘의 방향을 의미한다. 유지 구간에서 힘의 크기는 (최대 굴곡 힘+최대 신전 힘)/2의 5%로 설정하며, "유지 구간"으로부터 "빠른 힘 생성구간"까지의 힘의 크기 변화는 두 조건 모두에서 (최대 굴곡 힘+최대 신전 힘)/2의 20%로 설정했다. 데이터를 수집하기 전에 연구 참여자는 대략 10~20분의 연습할 시간을 충분히 가지며 양손으로 각 조건을 최대 25번씩 수행했다. 따라서 최대 시도 횟수는 양손에서 100번($2 \times (25\text{회} \times 2\text{조건})$)으로, 매 5회마다 10초의 휴식이 주어졌다.

4. 분석 방법

실험을 통해 얻은 데이터는 자체 제작한 MATLAB (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) 코드를 이용하여 분석했다. 변수 계산에 앞서 원본 데이터(raw data)는 zero-lag, 4th-order low-pass Butterworth filter를 이용하여 필터링한 후, 다음 공식들을 통해 가설 검증을 위한 변수들을 계산했다. 굴곡근 및 신전근에 부착한 표면 EMG 전극을 통해 들어온 신호는 일차적으로 FIR filter (50-450Hz band pass)을 이용하여 filtering을 거친 후 정류(full-wave rectified)작업을 거쳤다. 처리된 자료는 분석 구간별로 적분하여 IEMG 값으로 산출했다.

1) 최대수축력 생성(MVC) 과제

(1) 최대수축력(MVC force) : 네 손가락으로 5초 동안 힘을 생성하여 최대 힘을 산출했다. 각 손가락이 생성한 힘(F_i)의 합력(F_{TOT})은 공식 1을 통해 계산했다(I : 검지, M : 중지, R : 약지, L : 소지).

$$\text{공식 1} \quad F_{TOT} = F_I + F_M + F_R + F_L = \alpha \cdot MVC_{IMRL}$$

2) 점진적 손가락 힘 증가(RAMP) 과제

(1) 손가락 종속성(finger dependency) 지수 : 방향($k = \{\text{flexion, extension}\}$)에 따라 과제에 참여하는 손가락($j = \{I, M, R, L\}$)이 목표 힘만큼 힘을 생성할 때, 과제에 참여하지 않는 나머지 손가락($i = \{I, M, R, L\}$)의 의도치 않은 힘이 생성된다. 선형회귀 분석을 하여 과제 동안 손가락(F_i)과 전체 힘(F_{TOT}) 사이의 회귀계수(regression coefficients)를 계산하여(공식 2), E 행렬(enslaving matrix, 공식 3)을 구했다. E 행렬의 각 요소(e)는 k 방향에서 j 손가락이 과제를 할 때, 전체 힘에 대한 i 손가락이 생성한 상대적인 크기를 나타낸다. 공식 4를 통해 방향 별 E 행렬에서 j 손가락과 i 손가락이 같은 경우(대각선)를 제외한 요소들의 평균(손가락 종속성 지수의 총 양)을 구했다.

$$\text{공식 2} \quad F_{i,j,k} = f_{i,k}^0 + e_{i,j,k} F_{TOT,j,k}$$

$$\text{공식 3} \quad E_k = \begin{bmatrix} e_{I,I,k} & e_{I,M,k} & e_{I,R,k} & e_{I,L,k} \\ e_{M,I,k} & e_{M,M,k} & e_{M,R,k} & e_{M,L,k} \\ e_{R,I,k} & e_{R,M,k} & e_{R,R,k} & e_{R,L,k} \\ e_{L,I,k} & e_{L,M,k} & e_{L,R,k} & e_{L,L,k} \end{bmatrix}$$

$$\text{공식 4} \quad EN_{j,k} = \sum_i e_{i,j,k} / 3 (i \neq j)$$

손가락 종속성 지수는 공식 5를 통해 계산했다.

$$\text{공식 5} \quad EN_i = \sum_{j=1}^n (F_{ij} / F_{IMRL}) / (n - 1) 100\%, i \neq j$$

mode는 개별 손가락에 대한 가상의 명령을 의미하며 E 역행렬과 각 손가락 힘을 곱하여 계산했다(공식 6).

$$\text{공식 6} \quad m = [E]^{-1}F; F = [f_P, f_M, f_R, f_L]^T$$

3) 손가락 굴곡/신전 변환 힘 생성(PULSE) 과제

(1) 시너지 지수(ΔV) : PULSE 과제의 구간은 크게 유지 구간, 방향을 바꾸며 힘을 생성하는(pulse) 구간으로 구분했다. 수집한 힘의 데이터를, pulse 구간에서 힘을 생성하기 시작하는 시점인 t_0 을 기준으로 정렬하여 UCM 분석을 통해 다중 손가락 시너지 지수(ΔV)를 계산했다. 유지 구간은 t_0 의 600~400ms 이전으로 설정했으며, 유지 구간 동안의 시너지 지수를 계산했다. UCM 분석에는 두 가지 종류의 분산이 존재한다(V_{UCM} 와 V_{ORT}). 각 분산(요소 변인)의 변화(ΔEV)의 합은 과제(수행 변인)의 변화(ΔPV)를 생성한다. 여기서 요소 변인은 손가락 mode vector를 의미하고 수행 변인은 전체 합력(F_{TOT})을 의미한다(공식 7).

$$\text{공식 7} \quad \Delta PV = J \Delta EV$$

$J = [1 \ 1 \ 1 \ 1]$ 는 1 x 4 자코비안 행렬을 의미한다. UCM은 수행 변인을 변화시키지 않는 요소 변인의 공간 내 존재하는 unit vector(e_i)로 정의된다(공식 8).

$$\text{공식 8} \quad 0 = J e_i$$

UCM 공간에 평행하는 요소 변인과 직교하는 요소 변인은 각각 공식 9, 10을 통해 계산했다. p 는 수행 변인의 자유도 개수를 의미한다.

$$\text{공식 9}$$

$$f_{\parallel} = \sum_i^{n-p} (e_i^T \cdot df) e_i$$

$$\text{공식 10}$$

$$f_{\perp} = df - f_{\parallel}$$

UCM에 평행한 분산(V_{UCM})과 UCM에 직교하는 분산(V_{ORT})은 다음을 통해 계산했다(공식 11, 12). N_{trials} 는 트라이얼 개수를 의미한다.

공식 11

$$V_{UCM} = \frac{\sum |f_{\parallel}|^2}{(n-p)N_{trials}}$$

공식 12

$$V_{ORT} = \frac{\sum |f_{\perp}|^2}{pN_{trials}}$$

시너지 지수는 V_{TOT} (총 분산)에 대한 V_{UCM} 의 상대적인 크기를 의미한다(공식 13). 반복 측정하여 얻은 데이터의 V_{TOT} 은 V_{UCM} 과 V_{ORT} 의 합과 같으며 공간(UCM 또는 ORT)에 해당하는 자유도로 분산들을 표준화했다.

공식 13

$$\Delta V(t) = \frac{(V_{(UCM(t))/3} - V_{(ORT(t))/1})}{(V_{(TOT(t))/4})}$$

(2) 시너지 지수 변화량($\Delta\Delta V$) : PULSE 과제의 유지 구간과 t0 사이 시너지의 차이($\Delta\Delta V_{t0}$, 유지구간의 $\Delta V - \Delta V_{t0}$)와 유지 구간과 시너지 지수의 최솟값 사이($\Delta\Delta V_{peak}$, 유지구간의 $\Delta V - \Delta V_{peak}$)의 값을 구했다.

(3) t_{ASA} (time of ASA) : PULSE 과제에서 방향을 바꾸기 직전 시너지 지수가 감소하기 시작하는 시간(t_{ASA})을 계산하였다.

(4) 동시수축(co-contraction) 지수 : MVC 과제에서 측정한 근육의 활성도를 기준으로 PULSE 과제의 근육의 활성도를 표준화했다. 그 후, PULSE 과제의 유지 구간에서 신전할 때 굴곡근(FDS, FCU, FCR), 굴곡할 때 신전근(EI, ECU)의 비율을 계산하여 동시수축 지수를 구했다(공식 14).

공식 14

$$CCI(t) = 2 \cdot (iEMG_{ant}(t)) / iEMG_{total}(t)$$

5. 통계방법

본 연구의 목적은 세 가지 실험과제를 통해 뇌성마비 아동과 통제집단 아동의 다중 손가락 상호작용을 비교하는 것이다. 통계분석은 [집단: 2 level (CP 집단/ 통제 집단)]과 [손: 2 level (오른손/ 왼손)], 그리고 [방향: 2 level (굴곡/ 신전)]의 요인으로 3-way 반복측정 ANOVA를 실시했다. 모든 통계적 검증의 유의 수준은 $p < 0.05$ 로 설정한다.

IV. 연구결과

본 연구는 각 집단(뇌성마비(CP) 집단/통제 집단)이 손(오른손/왼손)과 방향(굴곡/신전)에 따라 총 세 가지의 과제를 수행한 후, 그에 따른 변인을 계산하였다.

본 장은 건강한 성인과 피질척수로가 손상된 경직형 뇌성마비 환자의 변인을 비교했다. 세 가지 과제를 수행한 산출한 변인인 최대수축력, 손가락 종속성 지수, 분산, 시너지 지수, 시너지 지수의 변화량($\Delta\Delta V$), t_{ASA} , 그리고 동시수축지수의 결과를 순서대로 서술했다.

1. 다중 손가락 특성에 대한 연구결과

본 연구의 결과를 기술하기에 앞서, 각 집단별 연구 참여자의 손 기능을 검사한 페그보드 검사 결과는 아래의 표로 정리했다.

표 1 집단 별 페그보드 검사의 소요시간 및 낙하 수의 평균, 표준오차

	왼손		오른손	
	시간(s)	낙하 수	시간(s)	낙하 수
CP 집단	199±29.8	4.6±5	212.7±34	5±5
통제 집단	84.6±4.2	1	78.7±4	2

1) 최대수축력(MVC force)의 비교

본 연구에서 측정한 최대수축력은 CP 집단이 통제 집단보다 50% 더 작았으며, 두 집단 모두 왼손이 오른손보다, 신전이 굴곡보다 더 작았다. CP 집단과 통제 집단의 최대수축력의 값(mean±SE)은 각각 54.23±3.63/

104.69±3.52 (오른손-굴곡 방향), 20.71±1.28/ 35.94±1.25 (오른손-신전 방향) 그리고 41.3±3.48/ 93.39±3.81 (왼손-굴곡 방향), 17.43±1.03/ 33.26±1.3 (왼손-신전 방향)이다. 이는 3-way 반복측정 ANOVA [집단 X 손 X 방향]을 통해 검증했으며, 모든 요인에서 유의한 주 효과(집단: $F_{[1,15]} = 11.55$, $p = 0.004$, $\eta p^2 = .435$; 손: $F_{[1,15]} = 6.67$, $p = 0.021$, $\eta p^2 = .308$; 방향: $F_{[1,15]} = 63.86$, $p < 0.001$, $\eta p^2 = .810$)가 나타났다.

한편, 집단 X 방향($F_{[1,15]} = 9.41$, $p = 0.008$, $\eta p^2 = .385$)에서 유의한 상호작용 효과가 관찰되었다. 이 상호작용 효과는 CP 집단보다 통제 집단의 방향 간 차이가 더 두드러져 나타나는 것으로 보인다. 이 결과는 2-way 반복측정 ANOVA [손 X 방향]을 통해 검증했으며, CP 집단에서 방향($F_{[1,6]} = 24.01$, $p = 0.003$, $\eta p^2 = .800$)와 통제 집단에서 방향($F_{[1,9]} = 53.76$, $p < 0.001$, $\eta p^2 = .857$)에 유의한 주 효과가 나타났으나 유의한 상호작용 효과는 나타나지 않았다.

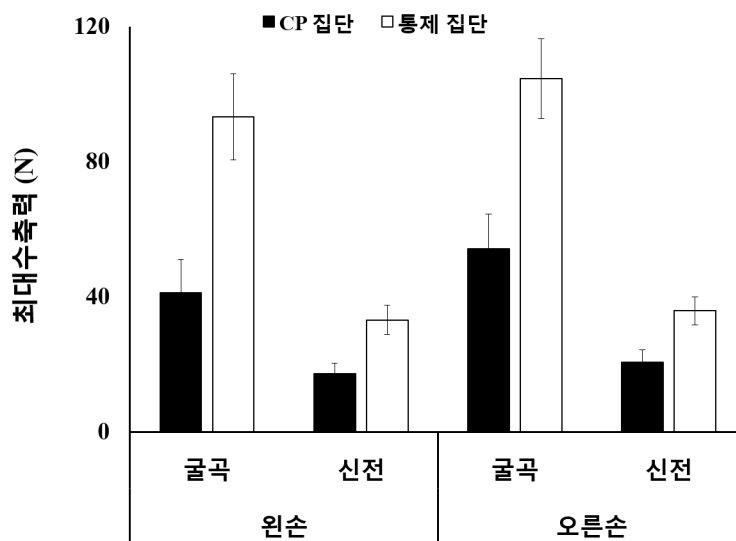


그림 IV-1 최대수축력 결과. CP 집단(검은색 막대)과 통제 집단(흰색 막대)의 최대수축력을 나타낸 그래프(평균과 표준오차)이다. 각 손마다 굴곡 신전의 값을 표시하였다.

2) 손가락 종속성(finger dependency) 지수의 비교

본 연구에서는 두 번째 RAMP 과제를 통해 손가락 종속성을 나타내는 손가락 종속성 지수를 측정했다. 손가락 종속성 지수는 통제 집단이 CP 집단보다 34% 더 작았으며, 굴곡이 신전보다 더 작았다. 그러나 양손 간에는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 3-way 반복측정 ANOVA로 검증한 결과, 집단($F_{[1,15]} = 24.47, p < 0.001, \eta^2 = .620$)과 방향($F_{[1,15]} = 49.28, p < 0.001, \eta^2 = .767$)에 주 효과가 나타났으나, 유의한 상호작용 효과는 없었다.

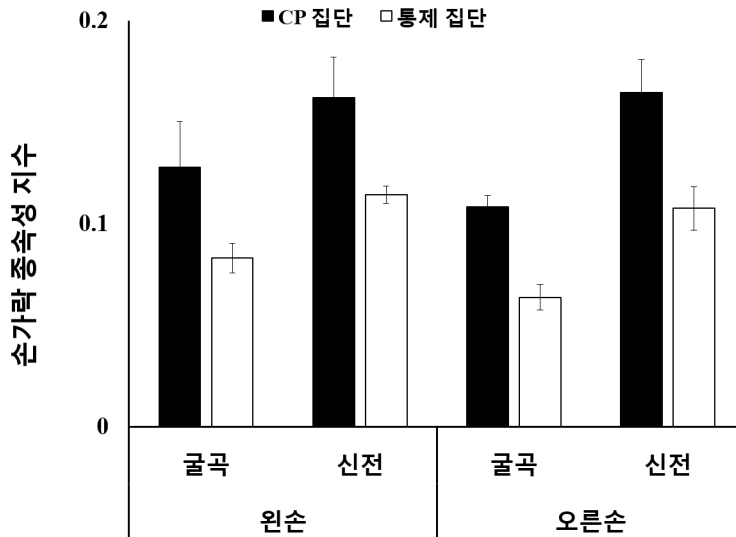


그림 IV-2 손가락 종속성 지수 결과. CP 집단(검은색 막대)과 통제 집단(흰색 막대)의 손가락 종속성 지수를 나타낸 그래프 (평균과 표준오차)이다. 각 손마다 굴곡 신전의 값을 표시하였다.

2. UCM 분석을 통한 다중 손가락 시너지의 연구결과

1) 각 분산의 비교

본 연구는 세 번째 PULSE 과제에서 유지 구간 동안 각 부분 공간 상의 분산 값을 비교해 본 결과, V_{UCM} 과 V_{ORT} 모두 CP 집단이 통제 집단보다 더 컸다. 그러나 두 분산을 3-way 반복측정 ANOVA를 통해 각각 검증한 결과, V_{UCM} 은 집단($F_{[1,15]} = 10.56, p = 0.005, \eta p^2 = .417$)에서 유의한 주 효과가 나타났지만, V_{ORT} 에서는 유의한 주 효과가 나타나지 않았다.

2) 다중 손가락 시너지(multi-finger synergy) 지수의 비교

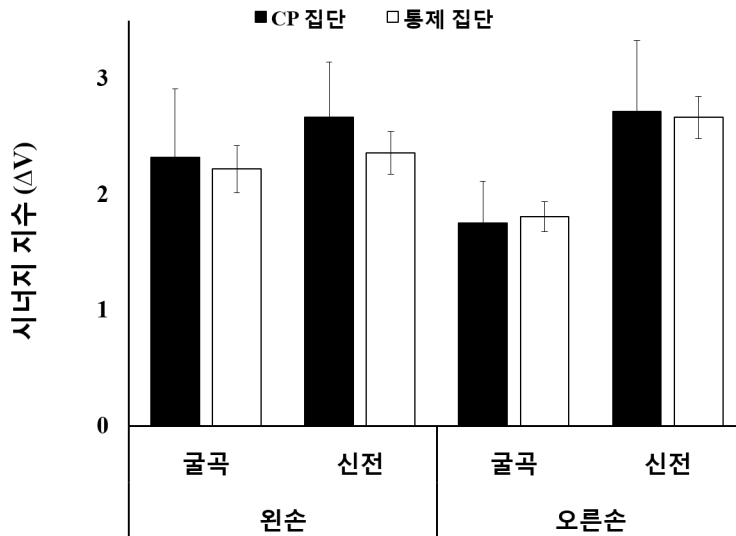


그림 IV-3 시너지 지수 결과. CP 집단(검은색 막대)과 통제 집단(흰색 막대)의 시너지 지수를 나타낸 그래프(평균과 표준오차)이다. 각 손마다 굴곡 신전의 값을 표시하였다.

본 연구는 세 번째 PULSE 과제에서 유지 구간 동안의 다중 손가락 시너지 지수를 계산했다. 시너지 지수는 두 집단 간, 양손 간 차이가 거의 나타나지 않았으나 신전이 굴곡보다 % 더 컸다. 3-way 반복측정 ANOVA로 검증한 결과, **방향**($F_{[1,15]} = 16.7, p = 0.001, \eta p^2 = .527$)에서만 주 효과가 나타났으며, 유의한 상호작용 효과는 없었다.

3) 시너지 지수의 변화량의 비교

시너지 지수의 변화량, $\Delta\Delta V$ 는 양손 간, 방향 간 차이는 나타나지 않았지만 CP 집단이 통제 집단보다 53% 더 작았다. 이는 3-way 반복측정 ANOVA를 통해 검증했으며, **집단**($F_{[1,15]} = 11.17, p = 0.004, \eta p^2 = .433$)에서만 주 효과가 나타났으며 유의한 상호작용 효과는 없었다.

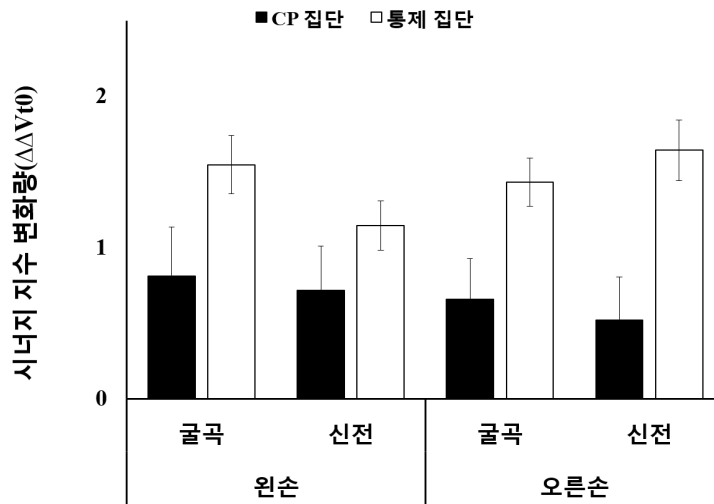


그림 IV-4 시너지 지수 변화량($\Delta\Delta V_{t0}$) 결과. CP 집단(검은색 막대)과 통제 집단(흰색 막대)의 $\Delta\Delta V_{t0}$ 을 나타낸 그래프(평균과 표준오차)이다. 각 손마다 굴곡 신전의 값을 표시하였다.

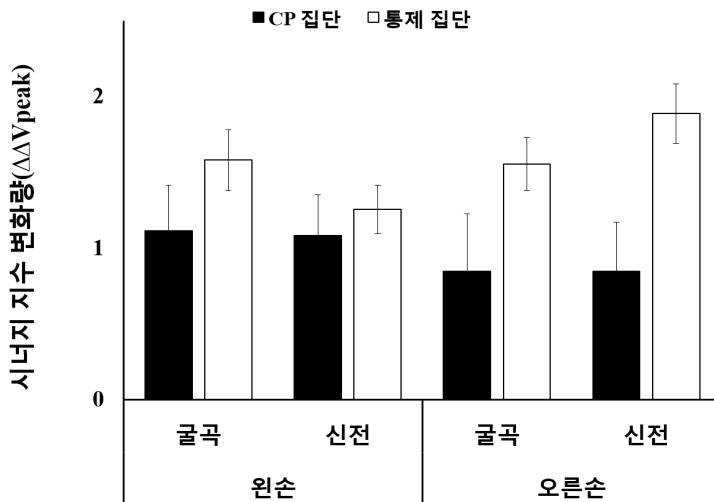


그림 IV-5 시너지 지수 변화량($\Delta\Delta V_{peak}$) 결과. CP 집단(검은색 막대)과 통제 집단(흰색 막대)의 $\Delta\Delta V_{peak}$ 을 나타낸 그래프(평균과 표준오차)이다. 각 손마다 굴곡 신전의 값을 표시하였다.

4) t_{ASA} (time of ASA)의 비교

본 연구는 선행 시너지 조절, ASA에 의해 시너지 지수가 감소하기 시작하는 시간을 t_{ASA} 라고 정의했다. t_{ASA} 는 두 집단 간, 양손 간, 방향 간 모두 차이가 나타나지 않았다.

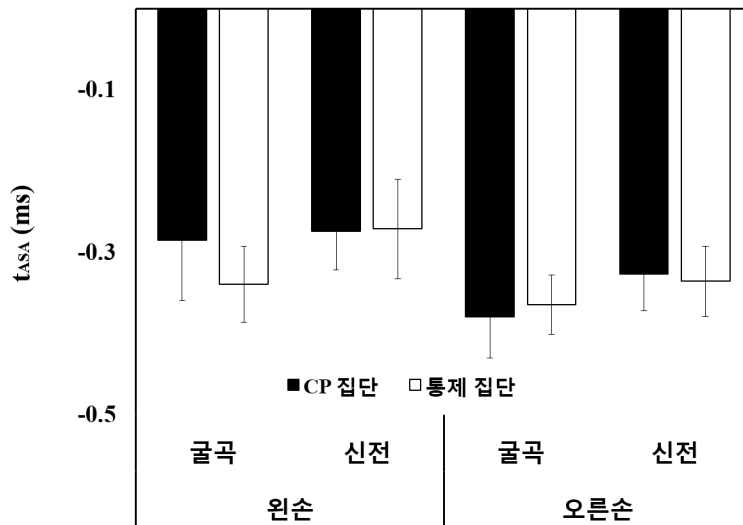


그림 IV-6 t_{ASA} 결과. CP 집단(검은색 막대)과 통제 집단(흰색 막대)의 t_{ASA} 을 나타낸 그래프(평균과 표준오차)이다. 각 손마다 굴곡 신전의 값을 표시하였다.

3. 동시수축에 대한 연구결과

세 번째 PULSE 과제의 유지 구간 동안 수집한 EMG 신호를 통해 동시수축 지수를 계산했다. 동시수축 지수는 통제 집단이 CP 집단보다 9% 더 낮았고 신전보다 굴곡에서 더 낮았다. 3-way 반복측정 ANOVA를 통해 검증한 결과, 집단($F_{[1,15]} = 5.22, p = 0.037, \eta p^2 = .258$)과 방향($F_{[1,15]} = 9.05, p = 0.009, \eta p^2 = .376$)에서 주 효과가 나타났다. 비록 동시수축 지수는 굴곡할 때 CP 집단이 통제 집단보다 27% 더 컸고 신전할 때 통제 집단이 CP 집단보다 6% 더 컸지만, 이에 따른 유의한 상호작용 효과는 없었다.

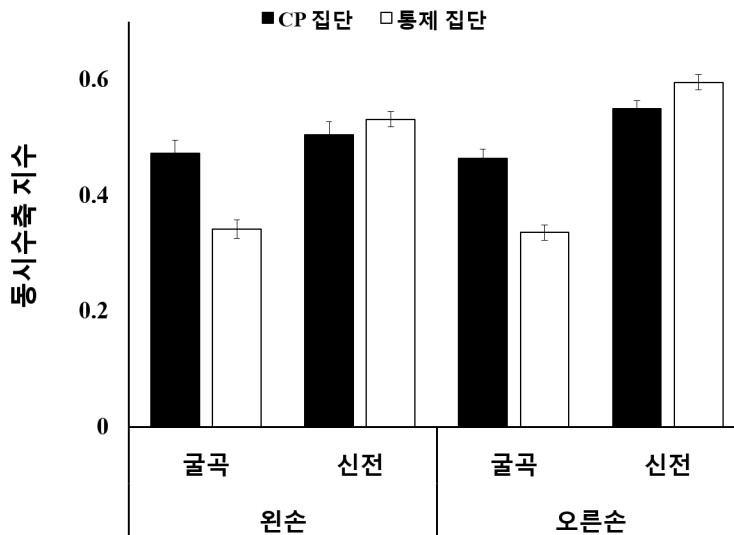


그림 IV-7 동시수축 지수 결과. CP 집단(검은색 막대)과 통제 집단(흰색 막대)의 동시수축 지수를 나타낸 그래프(평균과 표준 오차)이다. 각 손마다 굴곡 신전의 값을 표시하였다.

V. 논 의

본 연구는 신체에 존재하는 수많은 요소들이 상호작용하여 특정 과제를 안정시키는 전략인 시너지를 통해 뇌성마비 환자와 건강한 성인의 차이를 일부 확인하였다. 운동 협응의 결손은 뇌성마비뿐만이 아니라 대부분의 신경장애에서 나타나는 일반적인 증상이지만, 파킨슨병, 뇌졸중, 그리고 뇌성마비 환자의 다중 손가락 시너지 연구 결과는 모두 달랐다. 이 결과들은 각 신경장애 환자의 특성을 이해하고, 추후 환자의 재활에 큰 도움이 될 것이라 기대한다.

본 장은 MVC, RAMP, 그리고 PULSE 과제에서 계산한 변인들의 결과를 바탕으로 논의를 구성했다.

1. 최대수축력과 손가락 종속성 (MVC force & finger dependency)

본 연구에서 측정한 뇌성마비(CP) 집단의 최대수축력(MVC force)은 통제 집단보다 모든 조건에서 거의 절반 정도 작았다. 낮은 근력은 뇌성마비 환자의 일반적인 증상으로, 뇌성마비 환자의 발목 근력을 관찰한 연구에서는 환자의 근력 약화에 미치는 요인으로 통제 집단에 비해 작은 근섬유의 단면적(cross sectional area)과 길항근의 높은 동시수축(co-contraction)을 제시했다(Elder, Kirk, Stewart, Cook, Weir, Marshall, & Leahey, 2003).

반면, CP 집단의 손가락 종속성(finger dependency) 지수는 통제 집단보다 컸다. 다시 말해서 한 손가락이 힘을 생성할 때 다른 손가락에서 의

도치 않은 힘이 통제 집단보다 CP 집단에서 더 많이 생성되었다는 것을 의미한다. 손가락의 종속성은 다음 두 가지 요인에 의해 나타나는 것으로 알려져 있다. 하나는 말초 요인(peripheral factor)으로 손과 아래팔의 결합조직에 의한 해부학적인 특성에 의해 나타나는 것이고, 또 다른 요인은 중추 요인(central factor)으로 뇌에서 손가락으로 투영되는 운동명령이 서로 겹쳐 나타나는 것이다.

한 선행연구는 건강한 노인이 젊은 성인보다 최대수축력과 손가락 종속성 지수가 모두 작다는 결과를 보고했다. 그러나 파킨슨병 환자와 뇌졸중 생존자에게서는 작은 최대수축력과 달리, 큰 손가락 종속성 지수가 나타났다. 이는 본 연구에서 CP 집단의 최대수축력과 손가락 종속성 지수의 결과와 일치한다. 개별 손가락으로 물체를 정확하게 조작하는 움직임은 피질척수로 거쳐 운동 피질에서 직접 제어하는데(Muir, & Lemon, 1983; Lawrence, & Kuypers, 1968), 피질척수가 제대로 발달하지 못한 뇌성마비 환자(Carr, 1996; Van dermeeren et al., 2003)는 손 전체를 이용하거나 손동작이 느리고 서툰 것이 특징이다. 선행연구에서 신경장애 환자의 손가락 종속성 지수가 큰 것은 말초 요인보다는 중추 요인 때문이라고 논의한 것처럼, 뇌성마비 환자 또한 다른 신경장애 집단처럼 뇌 손상에 의한 피질 투영에 영향을 더 많이 받아 손가락 종속성 지수가 크게 나타났다고 생각해 볼 수 있다.

2. 다중 손가락 시너지(Multi-finger Synergy)

경직형 뇌성마비 환자는 피질척수로의 손상과 관련이 있다. 피질척수로는 대뇌 피질에서 시작하여 척수로 운동명령을 보내는 운동신경 경로이다. 따라서 피질척수로의 손상은 운동 기능에 상당한 영향을 미친다. 본 연구에 참여한 CP 집단의 대근육 운동기능 분류체계(GMFCS)는 2등

급이며, 실험 전에 실시한 페그보드 검사(pegboard test)를 완료하는데 걸린 시간은 통제 집단보다 최대 다섯 배 더 길었다. 이는 이들이 일상생활에서 뛰기와 달리기처럼 격한 움직임을 도움 없이 수행하기 어려우며, 손으로 물체를 조작하는 기능도 좋지 않다는 것을 의미한다. 여러 선행 연구에서는 경직형 뇌성마비 환자와 정상 발달 아동의 운동 협응에 유의한 차이가 나타난다는 결과를 보고하였다.

본 연구는 신체에 존재하는 과잉된 자유도를 제어하여 수행을 안정시키는 중추시스템의 전략인 시너지(synergy)로 뇌성마비 환자의 운동 협응을 관찰하였다. UCM 분석으로 시너지 지수를 정량화한 결과, PULSE 과제에 유지 구간동안 두 집단의 다중 손가락 시너지 지수는 양의 값이었으며 유의한 차이가 없었다. 이는 두 집단 모두 수행을 안정시키는 시너지가 나타났다고 해석할 수 있다.

이 결과는 시너지에 관여하는 영역은 피질-하 영역이라는 주장을 뒷받침한다. 신경장애 환자의 다중 손가락 시너지를 관찰한 두 선행연구에서는 건강한 성인과 피질 영역이 손상된 뇌졸중 생존자의 시너지 지수에는 차이가 없었던 반면(Jo et al., 2016), 기저핵을 포함하는 피질-하 영역이 손상된 파킨슨병 환자의 시너지 지수는 유의하게 작았다는 결과를 제시했다(Park et al., 2013).

3. 선행 시너지 조절(Anticipatory Synergy Adjustment)

본 연구의 예측 제어(feed-forward control)는 선행 시너지 조절(ASA)을 의미한다. 이 전략은 동작을 의도적으로 바꾸기 직전에 수행의 안정성(즉, ΔV)을 미리 감소시켜 빠른 변화가 필요한 동작을 수행하는데 도움을 준다(Olafsdottir et al., 2005).

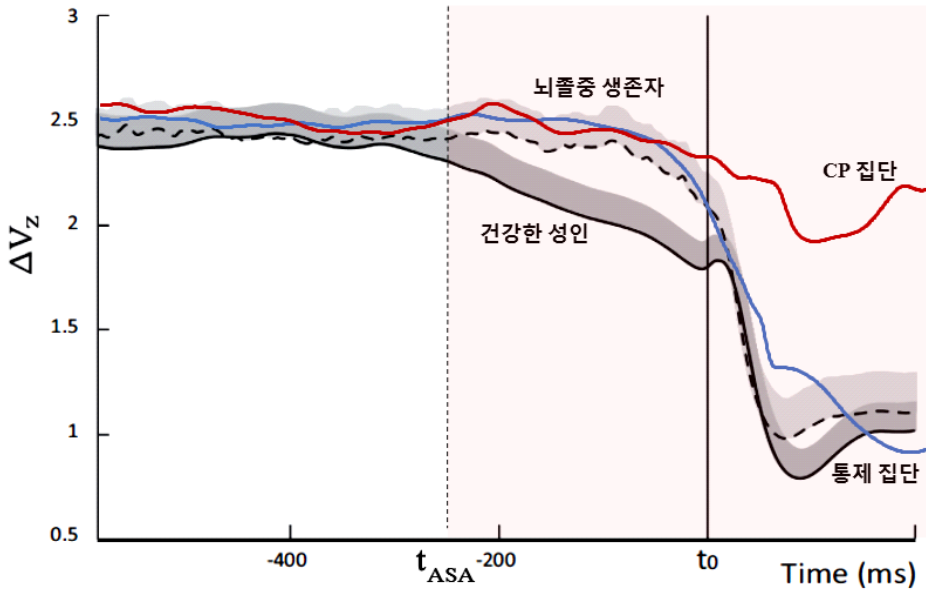


그림 V-1 뇌졸중 생존자 연구결과와의 비교. 뇌졸중 생존자와 건강한 성인의 시너지 지수, 선행 시너지 조절을 비교한 선행연구(Jo et al., 2016)의 그래프에 본 연구의 데이터를 더했다. 연한 회색 선과 진한 회색 선은 각각 선행연구의 뇌졸중 생존자와 건강한 성인을 나타내며, 빨간 선과 파란 선은 각각 본 연구의 CP 집단과 통제 집단을 나타낸다. 네 선 모두 유지구간동안의 시너지 지수(ΔV)는 거의 동일하나, t_0 와 시너지 지수가 최솟값(negative peak)일 때 다른 세 선에 비해 CP 집단의 ΔV 는 거의 감소하지 않았다.

한편, 건강한 성인에 비해 선행 시너지 조절이 나타나는 시간이 지연되고 시너지 지수의 변화량의 차이가 유의한 파킨슨병 환자(Park et al., 2013)와는 달리 뇌졸중 생존자는 t_{ASA} 만 유의하게 차이가 나타났으며(Jo et al., 2016), 이러한 차이는 피질 영역이 수행의 민첩성에 부분적으로 기여하는 영역이기 때문이라고 보고했다.

본 연구의 CP 집단과 통제 집단 사이에도 선행 시너지 조절에 유의한 차이가 나타났다. 그러나 선행연구와는 달리, 시너지 지수의 변화량인 ΔV 에서만 차이가 유의했다. 이는 t_0 에서 시너지 지수의 감소량에 차이가

나타났기 때문이다. t_0 는 PULSE 과제에서 방향을 바꾸며 힘을 생성하기 시작하는 시점으로, 이때 통제 집단만큼 시너지 지수가 감소하면 각 손가락들이 생성하는 힘들은 양적인 상관관계를 가진다. 이러한 현상은 빠르고 효율적으로 힘을 바꿀 수 있는 기전으로 알려져 있다. 그러나 CP 집단처럼 시너지 지수가 거의 변하지 않은 것은 힘의 변화가 필요한 구간에도 안정성을 추구한 것이라고 해석할 수 있다.

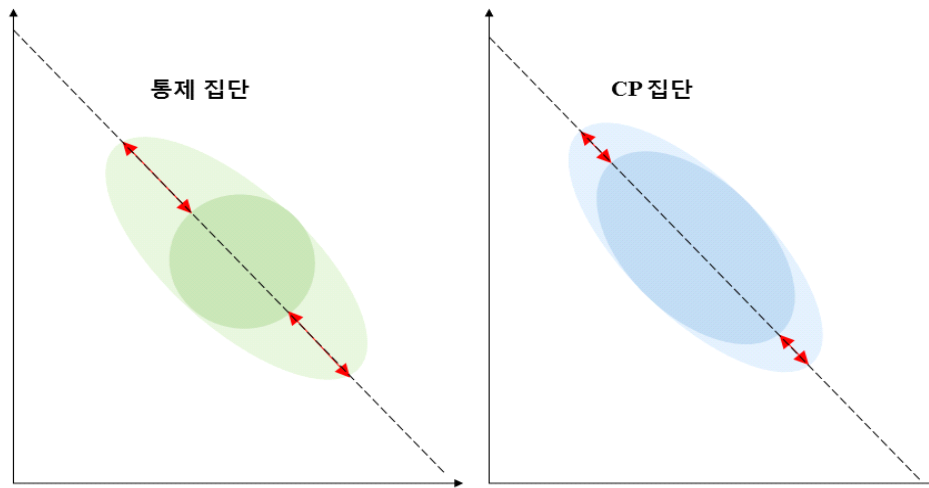


그림 V-2 시너지 지수 변화량의 도식화. 통제 집단과 CP 집단의 시너지 지수의 변화량($\Delta\Delta V$)을 간단히 도식화한 것이다. 두 집단의 시너지 지수(ΔV)는 유지구간동안 유의한 차이가 나타나지 않았으므로 동일하다고 가정했다. 빨간 화살표는 유지구간의 ΔV (엷은 색)과 t_0 의 ΔV (짙은 색)의 변화량을 나타낸다.

이는 CP 집단의 높은 동시수축(co-contraction) 지수와 연결 지어 생각해볼 수 있다. 동시수축은 경직형 뇌성마비 환자에게 나타나는 혼한 증상으로 효율성(Solomonow et al., 1987), 안정성(Falconer, & Winter, 1985; Van Galen, & De Jong, 1995)과 연관이 있다. 동시수축이 강할수록 근육의 효율성은 낮아지지만, 동작의 변화를 억제하므로 안정성은 높아진다. 빠르게 방향을 바꾸며 힘을 생성하는 pulse 구간에서 CP 집단의 시너지

지수가 많이 감소하지 않은 것은 근육의 동시수축 현상 때문에 동작이 억제된 것과 함께 생각해 볼 수 있다.

그러나 CP 집단이 안정성을 유지하는 현상이 말초 요인에 의한 것인지, 중추 요인에 의한 것인지 정확히 확인하기는 힘들기 때문에 동시수축 현상과 시너지 지수가 감소한 현상의 상관관계는 본 연구를 통해 알 수 없다. 따라서 추후 연구에서 두 현상의 상관관계와 안정성을 유지한 상태로 과제를 수행할 때의 이점과 단점을 확인할 필요가 있다고 사료된다.

VI . 결론

본 연구의 목적은 UCM 분석으로 정량화한 시너지 지수를 통해 뇌성마비 환자의 운동 협응을 관찰하는 것이었다. 따라서 총 세 가지의 다중손가락 과제를 실시하여 경직형 뇌성마비 환자와 건강한 성인의 최대수축력, 손가락 종속성, 다중 손가락 시너지, 선행 시너지 조절, 그리고 동시수축을 비교하였다.

총 세 가지 과제로 본 연구의 가설을 검증한 결과, CP 집단은 통제 집단보다 최대수축력은 더 컸고 손가락 종속성은 더 작았기 때문에 첫 번째와 두 번째 가설이 확인되었다. 그러나 두 집단 사이 다중 손가락 시너지에는 유의한 차이가 나타나지 않았으므로 세 번째 가설은 기각되었다. 또한, CP 집단의 시너지 지수의 변화량($\Delta\Delta V$)은 통제 집단보다 더 작았기 때문에 네 번째 가설도 기각되었다.

본 연구는 뇌성마비 환자의 다중 손가락 시너지를 관찰한 첫 연구로, 건강한 성인과의 차이 및 더 나아가 다른 신경장애 환자와의 차이를 확인했다는 것에 의미를 가진다.

그러나 환자들의 재활 및 수술을 완전히 통제하지 못하였고 손상된 뇌의 영역을 정확히 확인하는데 한계가 있었다. 따라서 추후 연구에서는 이러한 한계점을 보완하고 뇌성마비 환자의 안정성이 어떤 요인에 의해 발생하며, 어떤 이점과 단점이 있고, 어떻게 해석해야하는 지에 대해 깊게 연구해 볼 필요성이 있다고 생각된다.

참 고 문 헌

- 허정식, 박병립. (1999). 뇌성마비 아동의 신체 협응과 운동 타이밍 제어 능력에 관한 연구. *한국스포츠심리학회지*, 10(2), 21-44.
- Banker, B. Q., J. C. Larroche (1962). "Periventricular Leukomalacia of Infancy—a Form of Neonatal Anoxic Encephalopathy." *Archives of Neurology*, 7(5): 386-8.
- Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, Jacobsson B, Damiano D; Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol*, 2005;47: 571-576.
- Bernstein, N. (1966). The co-ordination and regulation of movements. *The co-ordination and regulation of movements*.
- Brouwer B, Ashby P. Altered corticospinal projections to lowerlimb motoneurons in subjects with cerebral palsy. *Brain*, 1991;114: 1395 - 1407.
- Brouwer B, Smits E. Corticospinal input onto motor neurons projecting to ankle muscles in individuals with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 1996; 38: 787 - 96.).
- Brown, J. K., et al. (1987). "A Neurological Study of Hand Function of Hemiplegic Children." *Developmental medicine and child neurology*, 29(3): 287-303.
- Cans, C., et al. (2000). "Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers." *Developmental medicine and child neurology* 42(12): 816-824.
- Carr, L. J. (1996). "Development and reorganization of descending motor pathways in children with hemiplegic cerebral palsy." *Acta Paediatrica*, 85: 53-57.
- Classen, J., et al. (1997). "The motor syndrome associated with exaggerated inhibition within the primary motor cortex of patients with hemiparetic stroke." *Brain*, 120: 605-619.
- Danion, F., et al. (2003). "A mode hypothesis for finger interaction during multi-finger force-production tasks." *Biological Cybernetics*, 88(2):

- 91-98.
- Davies, J., et al. (1988). "Changes in Strength and Cross-Sectional Area of the Elbow Flexors as a Result of Isometric Strength Training." *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(6): 667-670.
- Eliasson, A. C., Gordon, A. M., & Forssberg, H. (1991). Basic coordination of manipulative forces of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 33(8), 661-670.
- Elder, G. C., Kirk, J., Stewart, G., Cook, K., Weir, D., Marshall, A., & Leahey, L. (2003). Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 45(8), 542-550
- Graham, H. K. and P. Selber (2003). "Musculoskeletal aspects of cerebral palsy." *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 85b(2): 157-166.
- Falconer, K., Winter, D. (1985). Quantitative assessment of cocontraction at the ankle joint during walking. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol*, 25, 135-149.
- Hu, D., et al. (2014). "Biomechanical Analysis of the Human Finger Extensor Mechanism during Isometric Pressing." *Plos One*, 9(4).
- Jacobson, M. D., et al. (1992). "Architectural Design of the Human Intrinsic Hand Muscles." *Journal of Hand Surgery - American Volume*, 17a(5): 804-809.
- Jo, H. J., et al. (2016). "Effects of Unilateral Stroke on Multi-Finger Synergies and Their Feed-Forward Adjustments." *Neuroscience*, 319: 194-205.
- Jo, H. J., et al. (2015). "Prehension synergies and hand function in early-stage Parkinson's disease." *Experimental Brain Research*, 233(2): 425-440.
- Kapur, S., et al. (2010). "Age-related changes in the control of finger force vectors." *Journal of Applied Physiology*, 109(6): 1827-1841.
- Kim, S. W., et al. (2006). "Anticipatory adjustments of multi-finger synergies in preparation for self-triggered perturbations." *Experimental Brain Research*, 174(4): 604-612.

- Klous, M., et al. (2011). "Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments." *Journal of Neurophysiology*, 105(5): 2275-2288.
- Koh, T. H. H. G. and J. A. Eyre (1988). "Maturation of Corticospinal Tracts Assessed by Electromagnetic Stimulation of the Motor Cortex." *Archives of Disease in Childhood*, 63(11): 1347-1352.
- Latash, M. L. and J. G. Anson (2006). "Synergies in health and disease: Relations to adaptive changes in motor coordination." *Physical Therapy*, 86(8): 1151-1160.
- Latash, M. L., et al. (1998). "A principle of error compensation studied within a task of force production by a redundant set of fingers." *Experimental Brain Research*, 122(2): 131-138.
- Latash, M. L., et al. (2001). "Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks." *Experimental Brain Research*, 141(2): 153-165.
- Lawrence, D. G., & Kuypers, H. G. (1968). The functional organization of the motor system in the monkey: II. The effects of lesions of the descending brain-stem pathways. *Brain*, 91(1), 15-36.
- Lawrence, D. G., & Hopkins, D. A. (1976). The development of motor control in the rhesus monkey: evidence concerning the role of corticomotoneuronal connections. *Brain: a journal of neurology*, 99(2), 235-254
- Leonard CT, Moritani T, Hirschfeld H, Forssberg H. Deficits inreciprocal inhibition of children with cerebral palsy as revealed by H reflex testing. *Dev Med Child Neurol*, 1990, 32: 974 - 84.
- Li, S., et al. (2003). "The effects of stroke and age on finger interaction in multi-finger force production tasks." *Clinical Neurophysiology* , 114(9): 1646-1655.
- Li, Z. M., et al. (2004). "Motion enslaving among multiple fingers of the human hand." *Motor Control*, 8(1): 1-15.
- Li, Z. M., et al. (2002). "Anatomically and experimentally based neural networks modeling force coordination in static multi-finger tasks." *Neurocomputing*, 47: 259-275.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and

- coordination. *Progress in neurobiology*, 38(1), 35–56.
- Martin, J. R., et al. (2009). "Interaction of finger enslaving and error compensation in multiple finger force production." *Experimental Brain Research*, 192(2): 293–298.
- Muir, R. B. and R. N. Lemon (1983). "Corticospinal Neurons with a Special Role in Precision Grip." *Brain Research*, 261(2): 312–316.
- Napier, J. R. (1953). "The Prehensile Movements of the Human Hand." *Anatomical Record*, 115(2): 352–352.
- Odding, E., et al. (2006). "The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors." *Disability and Rehabilitation*, 28(4): 183–191.
- Olafsdottir, H., et al. (2005). "Anticipatory covariation of finger forces during self-paced and reaction time force production." *Neuro science Letters*, 381(1–2): 92–96.
- Paneth N. Establishing the diagnosis of cerebral palsy. *ClinObstet Gyneco*, 2008;51:742–748
- Park, J., et al. (2013). "Effects of Parkinson's disease on optimization and structure of variance in multi-finger tasks." *Experimental Brain Research*, 231(1): 51–63.
- Park, J., et al. (2013). "Effects of olivo-ponto-cerebellar atrophy (OPCA) on finger interaction and coordination." *Clinical Neurophysiology*, 124(5): 991–998.
- Park, J., et al. (2014). "Dopaminergic modulation of motor coordination in Parkinson's disease." *Parkinsonism & Related Disorders*, 20(1): 64–68.
- Park, J., et al. (2012). "Changes in multifinger interaction and coordination in Parkinson's disease." *Journal of Neurophysiology*, 108(3): 915–924.
- Park, J. and D. Y. Xu (2017). "Multi-Finger Interaction and Synergies in Finger Flexion and Extension Force Production." *Frontiers in Human Neuroscience*, 11.
- Sarnat, H. B. (2003). Functions of the corticospinal and corticobulbar tracts in the human newborn. *Journal of Pediatric Neurology*, 1(1), 3–8.
- Schieber, M. H. and A. V. Poliakov (1998). "Partial inactivation of the primary motor cortex hand area: Effects on individuated finger

- movements." *Journal of Neuroscience*, 18(21): 9038-9054.
- Scholz, J. P. and G. Schoner (1999). "The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task." *Experimental Brain Research*, 126(3): 289-306.
- Shim, J. K., et al. (2005). "The emergence and disappearance of multi-digit synergies during force-production tasks." *Experimental Brain Research*, 164(2): 260-270.
- Shortland, D. B., et al. (1988). "The Evolution and Outcome of Cavitating Periventricular Leukomalacia in Infants." *Early Human Development*, 17(2-3): 295-295.
- Singh, T., et al. (2010). "Fatigue and Motor Redundancy: Adaptive Increase in Finger Force Variance in Multi-Finger Tasks." *Journal of Neurophysiology*, 103(6): 2990-3000.
- Solomonow, W., Baratta, B., Zhou, B., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., D'Ambrosia, R. (1987). The synergetic action of the ACL and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am. J. Sports Med*, 15, 207 - 213.
- Tedroff, K., Knutson, L. M., & Soderberg, G. L. (2008). Co activity during maximum voluntary contraction: a study of four lower extremity muscles in children with and without cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(5), 377-381.
- Twitchell, T. E. (1958). "The Grasping Deficit in Infantile Spastic Hemiparesis." *Neurology*, 8(1): 13-21.
- Vandermeeren, Y., et al. (2003). "Functional reorganization of brain in children affected with congenital hemiplegia: fMRI study." *Neuroimage*, 20(1): 289-301.
- Yue, G. H., Liu, J. Z., Siemionow, V., Ranganathan, V. K., Ng, T. C., & Sahgal, V. (2000). Brain activation during human finger extension and flexion movements. *Brain Research*, 856(1-2), 291-300.
- Zatsiorsky, V. M., et al. (2000). "Enslaving effects in multi-finger force production." *Experimental Brain Research*, 131(2): 187-195.

Abstract

Research on the multi-finger synergy during finger flexion and extension force production in patients with cerebral palsy

Kong, Joo

Department of Physical Education

The Graduate School

Seoul National University

The purpose of the current study was to investigate the effects of motor coordination in patients with cerebral palsy (CP) with corticospinal tract damage through multi-finger synergy. Thus, the hypotheses were that (1) maximal voluntary contraction (MVC) finger forces will be lower in the CP group than in the control group, (2) finger dependency will be larger in the CP group than in the control group, (3) synergy index (ΔV) will be lower in the CP group than in the control group, and (4) there will be no significant difference in anticipatory synergy adjustment (ASA) between groups.

To verify these hypotheses, (1) maximal voluntary contraction (MVC) task, (2) single-finger ramp force production (RAMP) task, and (3) multi-finger quick pulse force production (PULSE) task were performed. Four force sensors and 5 EMG sensors were used to measure force and muscle activity generated by each finger. The multi-finger synergy was quantified by uncontrolled manifold (UCM) analysis. Patients with CP who were diagnosed as spastic by a pediatric orthopedic specialist (CP group, age 18.6 ± 3.6 years, 4 female & 3 males, right-hander, GMFCS level 2) and 10 control subjects

without neurological problems (control groups, age 21.5 ± 2.3 years, 3 female & 7 males, right-hander) were enrolled. before the main experiment, all participants performed the pegboard test to check their dexterity.

In MVC task, MVC force was lower in the CP group than in the control group, in the left hand than in the right hand, and at the extension than at the flexion. On the other hand, the finger dependency measured in RAMP task was larger in the CP group than in the control group and at the flexion than at the extension. In the PULSE task, the steady state synergy index was larger at the flexion than at the extension but there were no significant differences between groups. The magnitude of the change in the synergy index, $\Delta\Delta V$, was lower in the CP group than in the control group. The time when synergy index decrease in advance to perturbation, t_{ASA} , was no significant differences in any factor. Based on the EMG signals at steady state phase, the co-contraction index was larger in the CP group than in the control group and at the flexion than at the extension.

Although there was no significant difference between two groups in steady state synergy index when generating constant forces, the CP group showed little change in synergy index at PULSE phase, which had to change direction, unlike the significant decrease in the control group. these results show that CP group tended to maintain their stability in the situation where rapid change was required.

keywords : cerebral palsy, multi-finger synergy, uncontrolled manifold analysis, anticipatory synergy adjustment

Student Number : 2016-26352