

31 뇌졸중 이후에 운동 손상, 감각소실, 지각 결손, 그리고 변화된 공간 인지를 포함하는 균형 손상이 야기되
32 며, 특히 근 약화와 감각손상은 비정상적인 근활성을 유발하는 중요한 요인이며, 자세조절에 대한 운동 전
33 략을 변화시키게 되어 뇌졸중 환자들은 비대칭적인 체중지지, 자세적인 안정성의 감소, 신체 흔들림의 증
34 가, 신체 편측 기울어짐이 나타나게 된다.¹⁾ 이로 인하여 뇌졸중 환자들은 앉은 자세에서 일어서기(sit to
35 stand, STS)²⁾, 서기(standing)³⁾, 걷기(walking)⁴⁾와 같은 일상생활에서의 기능적인 움직임 제한이 발생된
36 다.

37 인간의 기능적인 움직임 중 하나인 앉은 자세에서 일어서기(sit to stand, STS)는 독립적인 일상생활을 위
38 해 매우 중요한 부분이다.⁵⁾ 또한 STS 움직임은 앉은 자세로부터 선 자세까지의 변화로 정의되며, 인간이 빈
39 번하게 사용하는 기능 중 하나이다.⁶⁾ STS의 시간적인 단계(temporal phases)는 Schenkman 등(1990)
40 이 정의하였다.⁷⁾ 1단계는 굽힘 모멘트(flexion momentum)이며, 움직임의 시작과 엉덩이가 의자로부터
41 떨어진 시점까지이다. 몸통과 골반이 전방으로 굽힘 된다. 2단계는 모멘트 이동(momentum transfer)이
42 며, 엉덩이가 의자로부터 떨어진 시점부터 발목관절 발등굽힘근이 최대 활성에 도달한 시점까지이다. 전체
43 신체중심이 전·상방으로 이동하는 움직임 가속이 나타난다. 3단계는 펴 (extension)이며, 발목관절 발등굽
44 힘근이 최대 활성에 도달한 시점으로부터 엉덩관절 펴 종료 시점까지이다. 엉덩관절의 펴 작용으로 움직임
45 의 감속이 나타난다. 4단계는 안정화(stabilization)이며, 엉덩관절 펴 종료 시점으로부터 모든 움직임의 완
46 료시점까지이다. 그리고 선 자세를 유지하게 된다.

47 다양한 기능적인 요구 하에 STS 움직임의 수행은 하지에서 여러 관절들에 걸쳐 있는 근활성 패턴 협응이 시
48 간적으로 연계되어 나타나게 된다.⁵⁾ 또한 건강한 성인이라도 STS동안 최대 관절 모멘트(peak joint
49 moment)와 관절 힘(joint power) 에 기여하는 시간을 분석했을 때 우세측 움직임에서 더 길게 나타나며,
50 이는 건강한 성인의 STS 수행에서도 잠재적인 비대칭적인 움직임이 나타날 수 있다는 것을 의미한다.⁸⁾ 앉
51 은 상태(sitting conditions)에서 넓다리-의자 접촉(thigh-seat contact)의 정도에 따라 STS 수행력이 달
52 라질 수 있다. 역학적인 원리에서 STS 동안 전방으로의 몸통 굽힘 움직임은 후방으로의 넓다리 움직임과 동
53 반되어야 한다. 따라서 넓다리-의자 접촉 정도가 적을수록 마찰력이 감소하여 STS동안 몸통과 엉덩관절의
54 운동성이 수월하게 되어 STS 수행력을 증가시킬 수 있는 것이다.⁹⁾ STS 동안 발의 위치는 하지 근활성도와
55 균형 조절에 영향을 준다. STS 동안 대칭적인 초기 발 위치는 움직임의 종료 시점에서 선 자세의 균형 조절
56 을 위한 신체 중심의 전방 이동 속도를 감속하는데 기여하는 엉덩관절 펴근의 편심성 수축의 초기 활성에 유
57 용하며, 비대칭적인 초기 발 위치는 움직임 시작과 함께 자세적인 안정성을 유지하는 발목관절 발등굽힘근
58 의 초기 활성을 향상시킬 수 있다.¹⁰⁾ 연령과 관련하여 STS 동안 노인들은 건강한 성인과 비교하여 근활성
59 패턴에서 발목관절 발등굽힘근의 초기 활성이 더 빠른 것은 제외하고는 동일하였다. 또한 STS 움직임 수행
60 속도가 빨라짐에 따라 최대 엉덩관절 펴 토크가 건강한 성인에 비해 증가되지 못하였는데, 이는 엉덩관절
61 펴 근육의 근력이 STS 수행과 관련하여 가장 중요한 요인이라는 것을 의미한다.¹¹⁾

62 뇌졸중 이후에 발생하는 무릎관절 펴근의 근력, 균형, 최대 체중지지와 관련된 신체적인 장애로 인해서 STS
63 수행을 위한 역학적 에너지(kinetic energy)는 평균 35% 감소하며, 수행 시간은 약 2배가 증가하게 된다.
64¹²⁾ 또한 독립적으로 설 수 있는 뇌졸중 환자들도 STS 동안 비마비측으로의 몸통 외측 편위, 비대칭적인 체
65 중지지, 무릎관절 모멘트 힘의 비대칭성과 같은 변화를 나타낸다. 특히 비대칭적인 체중지지는 의자로부터
66 엉덩이 떼기(seat-off) 이전에 발생되며, 이는 의자에 접촉된 넓다리로부터 제공되는 감각정보를 통해 계획
67 된 전략으로서 감각운동 결손이 영향이 원인일 것이다.¹³⁾ 뇌졸중 환자에게 비마비측 발의 위치를 다양하게

68조작하여 STS 동안 마비측 하지의 사용을 증가시키는 방법은 마비측 하지 근활성을 증가시키고, 학습된 비
69사용(learned nonuse)을 극복하는데 적절한 중재로서 뇌졸중 환자의 재활에서 긍정적인 전략이라고 할
70수 있다.¹⁴⁾ 앞선 선행 연구들에서는 STS 움직임에 대한 분석을 통한 재활에서 고려해야 할 부분들을 제안
71하고 있으나, 실제 STS 운동에 대한 효과를 증명하여 치료적인 근거로서 제시한 연구는 미흡한 실정이다.
72따라서 본 연구의 목적은 만성 뇌졸중 환자의 비대칭적인 초기 발 위치를 사용한 STS 운동이 마비측 하지의
73근활성도와 다중 과제(multiple task) 수행 능력에 미치는 효과를 연구하기 위해서이다.

74

75

II. 연구 방법

761. 연구 대상자

77본 연구는 대전에 위치한 D병원에서 뇌졸중으로 진단, 입원 치료 중인 환자를 대상으로 이 연구의 취지를
78이해하고 참여하겠다고 동의한 30명을 대상으로 연구를 진행하였다. 연구에 참여한 대상자들은 제비 뽑기
79를 통해서 연구군(n=15)과 대조군(n=15)으로 나누었다. 대상자들은 중추신경발달치료를 받고 추가적으
80로 STS 움직임을 향상시키기 위한 운동을 총 4주, 주 3회, 1일 1회, 1회 30분 시행하였다.

81대상자 선발 기준은 다음과 같다. 1)뇌졸중 발병 일이 6개월 이상인 자. 2)독립적으로 STS 동작을 5번 가능
82한 자. 3)독립적으로 의자에서 일어나 10m 보행이 가능한 자. 4)마비측 하지 근력이 도수근력검사에서 불
83충분-(poor-) 등급 이상인 자. 5)한국판 간이 정신상태 검사 점수가 24점 이상인 자.

84대상자 선발에서 요추, 골반 및 상하지 관절에 어떠한 정형외과적인 질환이 있는 자는 제외하였다.

85

862. 연구방법

87(1) 중재방법

88① 연구군

89본 연구에서 연구군에 속한 대상자들은 비마비측 발을 기준으로 마비측 발을 후방에 위치시킨 비대칭적인
90초기 발 위치에서 STS 운동을 실시하였다(Figure 1). STS 운동은 준비 운동, 본 운동, 마무리 운동으로 구
91성하였다.¹⁵⁾ 준비자세는 대상자가 스스로 앉은 자세를 유지하고 있는 것으로 하였다. 준비운동은 치료사가
92대상자의 앉은 자세를 수정한 후, 비마비측 발은 무릎관절이 90도 굽힘 상태에서 발목관절의 위치를 설정
93하였고, 마비측 하지에 체중지지를 촉진하기 위해 마비측 발의 위치를 비마비측 발의 후방 2/3지점에 놓았
94다.¹⁰⁾ 그리고 STS 움직임에 필요한 아래 몸통 움직임 훈련을 하였다(Figure 2).¹⁶⁾ 준비운동은 총 5분간 실
95시하였다. 본 운동은 한 명의 치료사의 보조 하에 운동을 30분간 실시하였다. STS 훈련은 Schenkman 등
96(1990)이 정의한 STS 움직임의 단계를 적용하여 시행하였는데, 굽힘 모멘트 단계(Flexion momentum
97phase), 모멘트 이동 단계(momentum transfer phase), 펴 단계(Extension phase), 안정 단계
98(Stabilization phase)로 구성되었다.⁷⁾

99STS 훈련은 치료사의 양 손을 이용하여 비마비측 몸통 보조와 마비측 무릎관절에 대한 보조를 통해 시행하
100였다. 치료사는 대상자의 전방에 마주 앉아서 굽힘 모멘트 단계, 모멘트 이동 단계, 그리고 펴 단계를 보조
101하기 위해 치료사의 한쪽 손으로 비마비측 몸통이 움직임 방향을 마비측으로 향하도록 하여 굽힘 모멘트 단

102계와 모멘트 이동 단계를 보조하였다. 그리고 다른 쪽 손으로 굽힘 모멘트 단계에서 펴 단계의 시작인 엉덩
 103이 떼기 시점까지 마비측 무릎관절의 압박을 통해 마비측 발뒤꿈치 쪽으로 체중지지를 할 수 있도록 하고,
 104그 다음 무릎관절 펴 보조를 통해 마비측 무릎관절이 완전히 펴되어 안정 단계로 유도하여 STS 움직임 수행
 105을 완료할 수 있도록 하였다.¹⁶⁾ 이 과정을 8회 반복하는 것을 1세트로 하여 3세트를 실시하였다. 중재의 난
 106이도 조절은 대상자의 무릎 높이를 기준으로 매트 높이를 조절하여 제공하였다.¹⁷⁾ 높이 조절이 가능한 매
 107트에서 대상자의 무릎 높이를 기준으로 각도계(goniometer)를 이용하여 10도씩 증가시켜 1~2주(110
 108도), 3주(100도), 4주(90도)의 조건으로 적용하였다. 마무리 운동은 치료사의 감독 하에 치료실을 5분간
 109걸는 것으로 하였다.

110연구군의 훈련은 총 4주, 주 3회, 1회 30분 시행하였다.



Figure 1. asymmetric and symmetric initiation foot position.



Figure 2. STS exercise using asymmetric initiation foot position.

111

112 ㉔ 대조군

113본 연구에서 대조군에 속한 대상자들은 마비측 발과 비마비측 발을 무릎관절이 90도 굽힘 상태에서 발목관
 114절의 위치를 설정하여 나란히 놓은 대칭적인 초기 발 위치에서 STS 운동을 실시하였다(Figure 1).¹⁰⁾

115초기 발의 위치를 제외한 나머지 모든 연구과정은 연구군과 동일하게 실시하였다.

116 (2) 측정도구

117 ㉑ 표면근전도(Surface Electromyogram, sEMG)

118근전도 신호를 획득하고 수집된 자료를 분석하기 위해 4개의 채널이 있는 sEMG(QEMG-4 System, LXM
 1193204; Laxtha Inc, Daejeon, Korea)와 소프트웨어(TeleScan ver 3.28, Laxtha Inc, Daejeon, Korea)
 120를 사용하였다. 표면 전극은 지름이 11.4mm인 Ag/AgCl 표면전극(3M, USA)을 사용하여 근육에 부착하기
 121전에 피부저항을 줄이기 위해 측정부위의 털을 면도기를 사용하여 제거한 후 의료용 알코올 솜으로 깨끗이
 122닦아낸 후에 부착하였다. 활성 전극은 근육 군 사이의 혼선을 최소화하기 위해 두 개의 전극 사이를 2cm 거
 123리를 두고 부착하였으며, 기준전극은 비마비측 하지의 무릎뼈의 앞부분에 부착하였다. 측정된 근육은 마비

124측 하지의 네 개 근육인 안쪽넓은근(vastus medialis, VM), 넓다리두갈래근(biceps femoris, BF), 앞정강
125근(tibialis anterior, TA), 가자미근(soleus, Sol)이었으며, 전극 부착 위치는 Rainoldi 등이 제시한 방법을
126사용하였다. VM는 위앞엉덩뼈가시에 대하여 50도 각도에서 안쪽으로 선을 따라 무릎뼈의 위안쪽면으로부터
127터 거리의 52mm 지점, BF는 궁둥뼈결절로부터 시작하여, 궁둥뼈결절로부터 오금이 가쪽면까지 거리의
12835% 지점, TA는 정강뼈 결절로부터 시작하여, 정강뼈 결절로부터 복사뼈 사이의 선까지 거리의 16% 지
129점, Sol는 아킬레스 힘줄로부터 시작하여, 정강뼈 결절로부터 아킬레스 힘줄의 닿는 부분의 안쪽면까지 거
130리의 76% 지점이었다.¹⁸⁾ 소프트웨어는 표본추출률(sampling rate) 1024Hz, 노치필터(notch filtering)
131160Hz, 주파수대역폭(band-pass filtering) 20-500Hz로 설정하였다.

132sEMG 측정의 위한 움직임 과제는 STS로 하였다. 매트 높이는 대상자가 STS 수행을 완료하기 용이하도록
133앉은 자세에서 무릎관절 각도가 100도일 때의 높이로 하였고, 양 발을 나란히 놓고 앉은 자세를 시작자세로
134설정하였다. 대상자는 매트에 스스로 앉고, 치료사가 앉은 자세를 수정 후에 STS 동작을 3회 예행연습을 하
135였다. 예행연습 후 5분의 휴식 시간을 제공하였고, 휴식 시간 동안 검사 과정에 대한 교육을 통해 대상자가
136검사를 잘 이행할 수 있도록 하였다.

137sEMG 측정 과정은 다음과 같다. 대상자는 매트에 앉아 5초 간 앉은 자세를 유지한 후 “빠”라는 신호음에 따
138라 STS를 수행하였고, 그리고 대상자 전방에 놓인 컵을 잡아 들고 선 자세를 5초간 유지하였다. STS 수행
139에 대한 근전도 측정 시점은 청각적 움직임 자극 시점인 5초부터 선 자세에 도달 이후 시점인 10초까지, 총
1405초였다. 컵을 들고 선 자세 유지에 대한 근전도 측정 시점은 선 자세 도달 이후 시점인 10초부터 15초까
141지, 총 5초였다. 이와 같은 검사 동작을 3회 실시하여 근전도 진폭(amplitude)의 원 근전도 신호(raw EMG
142signal)를 수집하였다. 수집된 원 근전도 신호는 소프트웨어를 이용하여 RMS(root mean square) 처리를
143하였다. 측정된 RMS는 평균값의 처음과 끝부분의 1초를 제외한 3초에 대한 자료를 사용하였고, 총 3회 측
144정된 값의 평균값을 이용하여 산출하였다.

145마비측 하지의 %RVC(reference voluntary contraction)의 산출방법은 다음과 같다.¹⁹⁾

146(청각적 움직임 자극시점에서 선 자세 도달 이후 시점 구간에서 측정된 평균 RMS 값 ÷ 5초간 컵을 들고 선
147자세 유지 동안 측정된 평균 RMS 값) × 100

148㉔ 운동 과제를 함께 하는 일어나 걸어가기 검사(Timed Up and Go test with a motor task, TUG
149motor)

150TUG motor는 만성 뇌졸중 환자의 기능적인 운동성에 대한 다중 과제(multiple task) 수행 능력을 평가하
151기 위해 시행하였다. 검사는 Chan 등(2017)이 제시한 방법에 따라 실시하였다.²⁰⁾ 검사방법은 대상자가 비
152마비측 손에 3cm 이하의 물이 들어 있는 물컵을 들고 팔걸이가 있는 43cm 높이의 의자에 등을 붙이고 앉
153아서 “출발” 신호와 함께 일어나 3m 앞에 놓인 목표물을 돌아와서 의자에 다시 등을 붙이고 앉을 때까지의
154시간을 측정하는 것이었다. 시간 측정 기준은 검사자가 “출발”이라고 말했다 때, 등받이에서 등이 떨어진 시
155간에서 의자에 엉덩이가 닿을 때까지로 하였다. 대상자는 편안한 속력에서 걸도록 교육되었으며, 평상시에
156신는 신발을 착용하였다. 운동 전·후의 비교를 위해 3회 측정하여 그 평균값을 사용하였다.

1573. 분석방법

158본 연구에서 수집된 자료들은 윈도우용 SPSS version 21.0을 이용하여 통계처리 하였다. 대상자들의 일반
159적인 특성은 독립표본 T 검정과 카이제곱검정을 이용하여 분석하였다. 두 군 간 그리고 운동 전·후의 변화량
160을 분석하기 위해 마비측 하지 근활성도 분석은 2×2 mixed-model 다변량분산분석을 이용하였다.²¹⁾ 그리

161고 TUG motor분석은 이원반복측정분산분석을 이용하여 분석하였다. 통계적 유의성을 검증하기 위해 유의
162수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

163

164

165

166

III. 결과

1671. 대상자의 일반적인 특성

168본 연구에 참여한 대상자는 총 30명으로, 연구군 15명, 대조군 15명으로 나누어서 연구를 진행하였다. 대
169상자의 일반적인 특성에서 두 군간의 유의한 차이는 없었다($p>.05$). 대상자의 일반적인 특성은 다음과 같
170다(Table 1).

Table 1. General characteristic of the subject

| | study group (n=15) | control group (n=15) | p |
|---|-----------------------|-------------------------|-------|
| Gender(M/F) | 8/7 | 10/5 | .710 |
| Age(year) | 55.60± 9.15 | 58.53±13.97 | .503 |
| High(cm) | 165.33± 9.29 | 163.87± 8.81 | .661 |
| Weight(kg) | 67.00±11.24 | 61.67±10.01 | .181 |
| Time since stroke(month) | 19.40±12.42 | 23.60± 7.01 | .264 |
| Paretic side(Rt./Lt.) | 9/6 | 9/6 | 1.000 |
| Type of stroke (Hemorrhage/Infarction) | 2/13 | 4/11 | .651 |

M±SD : Mean±standard deviation

M : male, F : female, Rt. : right, Lt.: left

171

1722. 마비측 하지 근활성도 비교

173비대칭적인 그리고 대칭적인 초기 발 위치를 사용한 STS 운동에 대한 마비측 하지 근활성도를 분석하였다
174(Table 2). 2×2 mixed-model 다변량분산분석에서, 주효과로서 운동 전·후(Wilks' $\Lambda=.336$,
175 $F_{4,53}=26.141$, $p=.000$, $\eta^2=.664$)에는 유의한 차이가 있었지만, 군 간(Wilks' $\Lambda=.967$, $F_{4,53}=.448$,
176 $p=.773$, $\eta^2=.033$)에는 유의한 차이가 없었다. 또한 운동 전·후와 군간의 상호작용효과에서는 유의한 차이
177가 있었다(Wilks' $\Lambda=.757$, $F_{4,53}=4.246$, $p=.005$, $\eta^2=.243$). 운동 전·후에 마비측 하지의 각 근활성도에
178대한 주효과는 VM($p=.000$, $\eta^2=.372$), BF($p=.000$, $\eta^2=.235$), TA($p=.000$, $\eta^2=.277$), Sol($p=.000$,
179 $\eta^2=.425$)로 모든 근육에서 유의한 차이가 있었다. 하지만 군간에는 마비측 하지의 모든 근육에서 유의한
180차이가 없었다. 운동 전·후와 군 사이의 각 근육에 대한 상호작용효과는 VM($p=.063$, $\eta^2=.060$)을 제외한
181BF($p=.020$, $\eta^2=.093$), TA($p=.040$, $\eta^2=.073$), Sol($p=.034$, $\eta^2=.077$)에서 유의한 차이가 있었다.

Table 2. Comparison of muscle activity(%RVC) between experimental group and control group during STS

| Task | Variable | study group(n=15) | | control group(n=15) | | p | | |
|------|----------|-------------------|-------------|---------------------|-------------|-----------------------------|---------------------|----------------------|
| | | Pretest | Posttest | Pretest | Posttest | Interaction (Time×Group) | Time Main effect | Group Main effect |
| STS | VM | 65.99± 9.75 | 82.57± 7.70 | 67.60± 8.04 | 75.98± 7.91 | 0.063 | 0.000* | 0.255 |
| | BF | 63.01± 9.08 | 79.41± 9.88 | 69.42± 9.80 | 73.83±10.09 | 0.020* | 0.000* | 0.868 |
| | TA | 61.78±10.62 | 79.07±10.11 | 66.19±10.16 | 72.68± 8.82 | 0.040* | 0.000* | 0.703 |
| | Sol | 65.46± 6.50 | 84.20± 8.33 | 70.63± 9.27 | 79.92± 9.32 | 0.034* | 0.000* | 0.839 |

M±SD : Mean±standard deviation

%RVC : %reference voluntary contraction, STS : sit to stand,

VM : vatus medialis, BF : biceps femoris, TA : tibialis anterior, Sol : soleus

*2×2 mixed model MANOVA was significant at p<.05.

182

183

184

185

1863. TUG motor 비교

187비대칭적인 그리고 대칭적인 초기 발 위치를 사용한 STS 운동에 대한 만성 뇌졸중 환자의 기능적인 운동성 188에 대한 다중 과제(multiple task) 수행 능력을 분석하였다(Table 3). 이원반복측정분산분석에서, 운동 전· 189후($p=.000$, $\eta^2=.800$) 그리고 군 간($p=.043$, $\eta^2=.138$)에 유의한 차이가 있었다. 또한 운동 전·후와 군간 190의 상호작용효과에서도 유의한 차이가 있었다($p=.000$, $\eta^2=.527$).

191

192

193

194

Table 3. Comparison of TUG motor(s) between experimental group and control group

| study group(n=15) | | control group(n=15) | | p | | |
|-------------------|------------|---------------------|------------|-----------------------------|---------------------|----------------------|
| Pretest | Posttest | Pretest | Posttest | Interaction (Time×Group) | Time Main effect | Group Main effect |
| 21.09±5.25 | 13.43±5.13 | 23.12±7.58 | 20.74±6.45 | 0.000* | 0.000* | 0.043* |

M±SD : Mean±standard deviation

TUG motor : Timed Up and Go test with a motor task

*Two-way repeated-measure analysis of variance was significant at p<.05.

196본 연구는 만성 뇌졸중 환자를 대상으로 마비측 하지에 체중지지를 유도하고 증가시키기 위해 비대칭적인
 197초기 발 위치를 사용한 STS 운동에 대한 마비측 하지의 근활성도와 다중과제 수행능력의 변화를 연구하였
 198다. 만성 뇌졸중 환자들은 마비측 하지의 근력 약화나 감각 손상으로 인해 비대칭적인 체중지지를 나타내
 199며, 대개 비마비측 하지를 이용하여 움직임을 수행하게 된다.¹⁾ 본 연구에서는 마비측 하지 사용을 유도하기
 200위해 치료사의 보조 하에 대칭적인 그리고 비대칭적인 초기 발 위치에서 STS 운동을 실시하였다. 그 결과
 201연구군과 대조군의 운동 전·후의 측정된 모든 하지 근활성도가 향상되었다($p=.000$). 하지만 군 간의 측정
 202된 모든 하지 근활성도의 유의한 차이는 없었지만, 운동 전·후와 군간의 상호작용 효과에서는 VM($p=.063$)
 203을 제외한 BF($p=.020$), TA($p=.040$), Sol($p=.034$)에서 유의한 차이가 있었다. 이는 연구군과 대조군의
 204STS 운동이 VM 을 제외한 측정된 모든 하지 근활성도 향상에 영향을 줄 수 있다는 것을 의미한다. STS 움
 205직임에 대한 수행 능력은 의자 높이, 팔받침의 사용, 발 위치에 가장 영향을 많이 받는다.⁶⁾ 본 연구에서는 의
 206자 높이에 대한 부분은 STS 운동방법에서 난이도 조절에 적용하여 움직임을 수행 촉진을 통해 발 위치의 변
 207화가 마비측 하지의 사용을 유도 및 증가 시킬 수 있도록 하였다. Roy 등은 만성 뇌졸중 환자를 대상으로 자
 208발적인, 대칭적인, 마비측 발을 후방에 위치한 비대칭적인 발 위치에서 STS 와 선 자세에서 앉기 동안 수직
 209적인 힘(vertical forces)의 비대칭성을 연구하였다. 그 결과 자발적인 그리고 대칭적인 발 위치에 비해 비
 210대칭적인 발 위치에서 비마비측 보다 마비측으로 수직적인 힘의 비대칭성이 더 컸으며, 이는 마비측으로의
 211더 많은 체중지지를 의미한다고 보고하였다.²²⁾ 본 연구와 비교하여 비대칭적인 발 위치에서 마비측 하지의
 212체중지지 향상에 따른 결과는 유사하나, 본 연구에서는 대칭적인 발 위치와 비대칭적인 발 위치에 따른 STS
 213운동에서 두 군간의 마비측 체중지지 증가에 의한 하지 근활성도의 차이는 없었다. 이는 치료사에 의한 마
 214비측 하지로의 체중지지 보조에 의한 효과가 대칭적인 발 위치에 따른 STS 운동의 효과의 증가에 의한 결과
 215일 것이다. Ryerson 와 Levit 는 치료사가 보조하는 움직임에 의해 뇌졸중 환자가 근력 향상과 근 조절을 배울
 216수 있고, 수행할 수 없는 움직임을 연습하며 정상적인 움직임 순서를 재학습 할 수 있다고 하였다.¹⁶⁾ 연구의 가
 217설에 반하지만 재활에서 마비측 하지의 체중지지 향상을 위해 치료사의 보조가 중요한 요소라는 것을 제안
 218한다.

219본 연구에서 STS 운동에 따른 마비측 하지 근활성도의 변화는 두 군에서 VM 을 제외한 측정된 모든 근활성
 220도의 향상을 증명하였다. Chang 등은 발목관절 굽힘근의 상반역제 촉진에 대한 중재를 통해 STS 움직임
 221동안 하지 근활성도 패턴을 연구하였고 마비측 TA 와 Sol 의 근활성도 패턴의 개선을 보고하였다.²³⁾ Jeon 등
 222은 건강한 성인을 대상으로 대칭적인, 비대칭적인 발의 위치에 따른 STS 동안 하지 근활성도의 변화를 연구
 223하였다.¹⁰⁾ 비대칭적인 발 위치 보다 대칭적인 발의 위치에서는 TA 와 BF 의 근활성도가 높게 나타났으며,
 224Sol 는 두 가지 발의 위치 모두에서 지속적으로 활성이 유지되었다는 결과를 보고하였고, 이는 본 연구의 결
 225과를 뒷받침한다. 비대칭적인 발의 위치에서 보다 대칭적인 발의 위치에서 발목관절 근육과 엉덩관절 펴근
 226의 활성이 증가된 결과는 발의 위치가 보다 전방에 위치하여 STS 동안 신체 중심을 전·상방으로 이동하기
 227위한 움직임 가속에 필요한 근육의 동원이 증가되며, 증가된 움직임 가속을 조절하기 위한 감속 작용을 엉
 228덩관절 펴근이 하기 때문이다.⁷⁾ 이 결과를 토대로 STS 운동에서 고려될 수 있는 발의 위치는 초기에 발을

229후방에 위치한 운동에서 점진적으로 전방으로 위치시킨 운동으로 진행하는 STS 수행능력을 고려한 재활프
230로토콜로서 유용한 근거가 될 것이다.

231STS 운동 전·후에 만성 뇌졸중 환자의 다중 과제(multiple task) 수행 능력의 변화를 확인하기 위한 TUG
232motor 분석에서는 운동 전·후($p=.000$) 및 두 군간($p=.043$)에 유의한 향상이 있었다. Chan 등(2017)은
233만성 뇌졸중 환자와 건강한 노인을 비교한 연구에서 TUG motor 를 사용하였다.²⁰⁾ 그 결과 만성 뇌졸중 환
234자는 18.31 ± 5.77 초, 건강한 노인은 12.00 ± 2.31 초로 만성 뇌졸중 환자에서 수행시간의 지연을 보고하
235였다. 본 연구에서도 TUG motor 의 사전평가에서 연구군(21.09 ± 5.25 초)과 대조군(23.12 ± 7.58 초) 모
236두에서 수행 시간의 지연이 확인되었다. TUGmotor 수행 시간의 지연은 뇌졸중으로 인해 과제 수행 동안
237의자에서 일어설 때의 엉덩이 떼기 시점이나 3m 앞의 목표물을 도는 시점과 같은 균형 능력을 많이 요구하
238는 움직임의 제한이 원인일 것이다.²⁴⁾ 또한 STS 와 보행의 시작과 같이 신체중심을 전방으로 향하게 하는 움
239직임은 선행적 자세 조절(anticipatory posture adjustments, APAs)로서, Sol 의 억제와 TA 의 활성이 나
240타난다.²⁵⁾ 이 APAs 는 자세적인 동요(postural perturbation)를 최소화시키는 작용을 하며 수의적인 움직
241임을 안전하고 효율적으로 실행할 수 있게 한다.²⁶⁾ 본 연구에서 마비측 체중지지를 이용한 STS 운동을 통해
242APAs 와 관련된 TA 와 Sol 의 근활성도가 향상되어 자세적인 안정성과 움직임 수행력에 영향을 주었을 것이
243다. 이는 TUG motor 에서 수행 시간 단축의 결과로 증명될 수 있으며, 의자에서 엉덩이 떼기 시점의 수행
244향상이 수행 시간을 단축시키는 시점이라고 예측할 수 있을 것이다. 이는 Saito 등이 운동 수행의 향상을 위
245한 반복적인 움직임 훈련을 통해 APAs 의 변화를 개선시킬 수 있으며, APAs 의 개선은 운동 수행의 향상에
246기여한다고 보고한 연구 결과에 의해 뒷받침 될 수 있다.²⁷⁾

247본 연구의 제한점은 치료사의 보조를 정량화하지 못했기 때문에 발의 위치 변화에 대한 STS 운동 효과를 증
248명하는데 제한이 있었다고 생각한다. 그리고 일상생활에서 STS 움직임의 수행은 다양한 발의 위치에서 수
249행되며, 더불어 다양한 과제를 수행하기 위한 시도된다. 본 연구에서는 발의 위치 변화의 다양성이 부족했
250고, 과제 수행을 적용하지 못하여 단편적인 연구 결과를 증명하였다고 생각된다. 또한 추적 조사를 실시하
251지 못하여 운동 효과의 지속성에 대해 증명하지 못했다. 본 연구에서와 다른 견해에서 Seo 등은 비마비측
252손을 테이블에 접촉한 상태에서 몸통의 비대칭적인 자세정렬의 변화가 STS 동작에 영향을 준다고 보고하였
253다.²⁸⁾ 따라서 향후에 치료사의 보조에 대한 정량화, 과제 수행을 적용한 중재방법, 운동의 지속성을 확인하
254는 추적조사, 상지 및 몸통의 변화를 통한 STS 운동 효과 분석을 포함하는 연구가 필요할 것이다.

255본 연구는 만성 뇌졸중 환자를 대상으로 마비측 하지에 체중지지를 향상시키기 위해 비대칭적인 초기 발의
256위치를 사용한 4 주간의 STS 운동을 통해 마비측 하지의 근활성도 향상과 기능적인 운동성에 대한 다중 과
257제(multiple task) 수행 능력의 향상을 증명하였다. 이에 뇌졸중 환자의 마비측 하지의 개선 및 STS 수행
258능력의 향상을 위한 재활 프로그램에서 초기 발의 위치는 비마비측 발 보다 마비측 발을 후방에 위치시킨 비
259대칭적인 초기 발 위치에서 대칭적인 초기 발 위치로 진행할 필요가 있다고 제안한다.

260

261

262

263

264

265

266

267
268
269
270
271
272
273
274

References

2751. Tasseel-Ponche S, Yelnik AP, Bonan IV. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiol Clin*. 2015 Nov;45(4-5):327-33.
2772. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, et al. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998 Sep;79(9):1043-6.
2793. de Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004 Jun;85(6):886-95.
2814. Adegoke BO, Olaniyi O, Akosile CO. Weight bearing asymmetry and functional ambulation performance in stroke survivors. *Glob J Health Sci*. 2012 Feb 29;4(2):87-94.
2835. Khemlani MM, Carr JH, Crosbie WJ. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999 May;14(4):236-46.
2856. Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*. 2002 Sep;82(9):866-79.
2877. Schenkman M, Berger RA, Riley PO, et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*. 1990 Oct;70(10):638-48; discussion 648-51.
2898. Schofield JS, Parent EC, Lewicke J, et al. Characterizing asymmetry across the whole sit to stand movement in healthy participants. *J Biomech*. 2013 Oct 18;46(15):2730-35.
2919. Diakhaté DG, Do MC, Le Bozec S. Effects of seat-thigh contact on kinematics performance in sit-to-stand and trunk flexion tasks. *J Biomech*. 2013 Mar 15;46(5):879-82.
29310. Jeon W, Jensen JL, Griffin L. Muscle activity and balance control during sit-to-stand across symmetric and asymmetric initial foot positions in healthy adults. *Gait Posture*. 2019 Jun;71:138-44.
29511. Gross MM, Stevenson PJ, Charette SL, et al. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture*. 1998 Dec 1;8(3):175-85.
29712. Cameron DM, Bohannon RW, Garrett GE, et al. Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003 May;18(4):332-40.
29913. Boukadida A, Piotte F, Dehail P, et al. Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Ann Phys Rehabil Med*. 2015 Jun;58(3):167-72.
30114. Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, et al. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 Jul;83(7):924-29.
30315. Ramas J, Courbon A, Roche F, et al. Effect of training programs and exercise in adult stroke patients: literature review. *Ann Readapt Med Phys*. 2007 Jul;50(6):438-44, 430-7.
30516. Ryerson S, Levit K. *Functional Movement Reeducation*, London, United Kingdom: Elsevier Health Sciences, 1997.
30617. Chen T, Chou LS. Altered center of mass control during sit-to-walk in elderly adults with and without history of falling. *Gait Posture*. 2013 Sep;38(4):696-701.

30818. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower
309limb muscles. *J Neurosci Methods*. 2004 Mar 15;134(1):37-43.
31019. Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a
311proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther*. 1999 Sep;22(7):444-6.
31220. Chan PP, Si Tou JI, Tse MM, et al. Reliability and Validity of the Timed Up and Go Test With a Motor Task in
313People With Chronic Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2017 Nov;98(11):2213-20.
31421. Mettler A, Chinn L, Saliba SA, et al. Balance training and center-of-pressure location in participants with chronic
315ankle instability. *J Athl Train*. 2015 Apr;50(4):343-9.
31622. Roy G, Nadeau S, Gravel D, et al. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces
317during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006
318Jul;21(6):585-93.
31923. Chang WN, Kim YD, Lee KB, et al. Effect of Facilitating Reciprocal Inhibition of Ankle Flexors on Muscle
320Activation Pattern in Sit to Stand Movement in Stroke. *J Korean Soc Neurother*. 2018 Feb;22(1):7-13.
32124. Bonnyaud C, Pradon D, Vaugier I, et al. Timed Up and Go test: Comparison of kinematics between patients with
322chronic stroke and healthy subjects. *Gait Posture*. 2016 Sep;49:258-63.
32325. Crenna P, Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol*.
3241991 Jun;437:635-53.
32526. Tsai WC, Lien HY, Liu WY, et al. Early and anticipatory postural adjustments in healthy subjects under stable and
326unstable sitting conditions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2018 Dec;43:21-7.
32727. Saito H, Yamanaka M, Kasahara S, et al. Relationship between improvements in motor performance and changes
328in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Hum Mov Sci*. 2014 Oct;37:69-86.
32928. Seo TH, Yang SE, Lee HG. The Effects of Contact Hand-Orientation Response(CHOR) During Sit-to-stand(STS)
330in People with Stroke. *J Korean Soc Neurother*. 2018 Oct;22(3):31-6.