

3차원 운동분석 시스템을 이용한 보행분석에 있어서 검사간의 재현도

국립 재활병원 운동분석실

이문숙 · 위향미

Intratester Reliability of 3 Dimensional Motion Analysis System on Normal Subjects by a Tester

Lee, Moon Sook, R. P. T., Wui, Hyang Mi, R. P. T.

Motion Analysis Section, National Rehabilitation Hospital

—ABSTRACT—

The purpose of this investigation was to determine the intratester reliability of measurements obtained with 3 Dimensional Motion Analysis System(3DMAS) by tester on normal subject. Twenty subjects between the ages of 9 and 29($x=22$) were evaluated with 3DMAS using a test-retest reliability procedure after a familiarization session.

Computerized 3DMAS was done with 4 50-Hz CCD cameras connected to the ELITE system(B. T. S., Italy) and kinetic data were collected from the AMTI force platform(AMTI, U. S. A). Data were analyzed by the Eliclinic software to obtain gait parameters, joint angles and joint internal moment and power.

Test-retest revealed intraclass correlation coefficients from .80 to .99. A series of paired t-tests revealed no significant differences between test and retest values. Finally, it was concluded that tester with 3DMAS could obtain reliable measurements with 3DMAS for determining kinetic, kinematic and gait parameters in normal subjects.

차 례

- I. 서 론
- II. 대상 및 방법
 - 1. 대상
 - 2. 방법
 - 3. 보행분석 시스템

- 4. 통계 분석
- III. 연구 결과
- IV. 고 찰
- V. 결 론
- 참고문헌

I. 서 론

걸음은 '교대로 두 다리를 사용하는 이동(locomotion)의 한 방법'으로 정의 될 수 있지만 달리기를 배제하기 위해서는 '적어도 항상 한 발은 지면에 접촉하고 있어야 한다'는 것이 첨가되어야만 한다. 또한 보행을 말하자면 보행은 걸음과정(process) 그 자체라기 보다는 걸음형태(style) 또는 태도(manner)를 나타낸다. 보행분석이란 인간의 신체동작(human locomotion)을 운동형상학적(kinematic)으로 해석하고, 신체의 하중과 보행에 의해서 발생하는 반발력(reactive force)이 신체의 각 관절에 어떻게 미치는 가에 대한 운동역학(kinetic; 모멘트, moment와 일률, power)을 계산하여 분석하고, 보행의 각 주기 동안에 근육의 활동전위를 측정하는 동적 근전도(dynamic electromyography)와 보행에 소요되는 에너지 총량을 측정하는 에너지 소비량측정(energy expenditure measurement) 등이 포함된다¹⁶⁾.

보행분석은 관찰적 분석(observational analysis)에서 기술적인 보조장비를 사용한 기술적인 연구가 시작되었고 점점 더 복잡한 측정방법을 통해 수학적 분석과 수리적인 모델링에 까지 발전되어 왔다.

외국의 경우에 1960년대 후반부터 보행연구가 활발히 진행되어져 왔으며, 보행연구를 통해 얻은 자료들은 임상의학분야의 하지관절의 병리학적 결함(pathological defects)으로 인한 보행의 비정상이나 각종 하지관련수술 후 정상적인 기능회복을 정량적으로 분석하는데 뿐만 아니라, 스포츠 분야, 각종 보행관련 보행보조장비의 설계, 신발 연구분야 등에 폭 넓게 사용되어 지고 있다^{14, 17)}. 국내에서는 몇년 전까지만 해도 인식이 상대적으로 낮은 수준에 머물러 있었으나 보행에 대한 국민의식이 점차 고조되어 감과 함께 각종 보행 보조 장치나 스포츠관련 분야에의 응용연구의 필요성이 인식되고 있는 상태이며 최근에는 한국인의 보행연구에 대한 연구가 활발하게 이루어 지고 있다.

보행분석을 위하여는 검사자가 한 검사대상에게 여러 번의 검사를 행했을 때 일정한 분석결과를 얻을 수 있어야만 분석의 가치가 있고 보행연구에 있어 객관적인 기초 자료로서 유용하게 활용될 수 있을 것이다.

따라서 본 연구는 국립재활원에 설치되어 있는 3차원 운동분석 시스템을 이용하여 보행분석을 시행하였을 때 검사자의 재현도가 있는지를 알아보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 대상

연구대상은 신경학적인 병변이나 근골격계의 병변이 없는 남자 여자 각각 10명씩 총 20명을 대상으로 하였으며 이들의 평균연령은 22세, 평균체중 60.3 kg, 평균신장은 162.7 cm이었다(Table 1).

Table 1. Demographic characteristics

	Male		Female		Total
	Mean	SD	Mean	SD	
Numbers	10		10		20
Age	24.4	1.96	19.6	6.92	22
Height (cm)	169.2	6.37	156.2	9.25	162.7
weight (kg)	70	15.26	50.6	11.99	60.3

SD : Standard deviation

2. 방법

검사대상에게 표지를 피부에 직접 붙일 수 있게 디자인된 검사복을 입게 한 후 Davis Protocol^{5, 6)}에 입각하여 피검자의 해부학적 위치(cervical vertebra 7, sacrum, left right shoulder, anterior superior iliac spine; ASIS, trochanter, thigh, femur epicondyle, knee, fibular head shank, malleolus, 5th metatarsal head,

heel)에 반사표지(passive marker)를 붙였다.

Standing gage는 22개, walking gage는 20개의 표지이며, 이의 위치는 인체측정 데이터(anthropometric data ; 체중, 키, 좌우 ASIS간의 거리, 슬관절 및 족관절 넓이, 하퇴부 길이, 좌우 골반높이)를 컴퓨터에 입력하면 이미 인체실험을 통해 얻어진 공식에 의해 관절중심축을 얻을 수 있도록 되어 있다. 그후 피검자를 힘측정판(force platform) 위에 서게 하여 각 관절의 위치를 기준으로 3차원 운동분석 시스템의 영점을 구했다(offset angle). 14m의 보행로(walkway)를 자연스럽게 여러번 걷도록 한 후, 5번의 검사를 시행했다(walking gage). 그중 후반의 1회를 분석에 이용하였다. 이후 재현도 검사를 위해 다음날 같은 방법으로 보행검사를 하였다. 데이터는 Eliclinic software에 의해 피검자의 몸에 붙인 표지를 카메라가 인식하여 컴퓨터로 보내면 추적(tracking)과정을 통해서 자료를 얻을 수 있었다.

3. 보행분석 시스템

1) 운동형상학적 시스템

운동형상학(kinematics)은 움직임의 측정, 더 특수하게 변위(displacement), 속도와 가속도를 사용하여 운동을 기하학적으로 기술하는 것이며 운동형상학적 시스템은 신체부위의 위치와 방향, 관절의 각도와 이에 대응되는 선형속도, 각속도, 그리고 가속도를 기록하기 위해 보행분석에서 사용된다. 보행분석은 육안으로 분석하다가 사진촬영, 비디오 촬영으로 발전해왔으며 여러 카메라를 이용해 시상면(sagittal plane)과 관상면(coronal plane)의 동작(motion)을 분석해 오던 것이 최근에는 multicamera video information을 이용한 computerized system으로 삼차원 동작분석(Expert Vision, Optotrak, Peak Performance, Selspot, Vicon, and Watsmart)을 할 수 있게 되었다. 본 고에서는 움직임에 의한 흐려짐이 없는 Expert Vision인 고형CCD(charge coupled device)카메라 4대를 보행로의

사이에 두고 네 귀퉁이에 설치하여 피검자를 걷게 하였으며, 몸에 붙인 반사표지의 표본채취율(sampling rate)은 50 Hz였다. 또한 표지시스템은 발광표지시스템(active marker system ; Selspot, Watsmart, Optotrak)과 반사표지시스템(passive marker system ; Ariel, Vicon, Peak Performance, United Technologies, Expert Vision, and Elite)의 두 종류가 있으나 본 고에서는 반사표지를 이용한 Elite system을 사용하였다.

운동형상학적 시스템은 3차원적인 표준측정(calibration)을 먼저 보행공간(walking volume)에서 측정한 후, 사용하게 된다. 피검자가 보행로를 따라 보행하게 되면 운동형상학적시스템에 의해서 일반적인 보행인자들(분속수, 활보장, 보행속도 등)은 물론이거니와 시간-거리 보행특성인자 등을, 또한 시상면에서의 골반전후방경사, 고관절 슬관절의 굴곡과 신전 등, 관상면에서의 골반측방경사, 고관절의 내전 외전, 슬관절의 내반 외반, 발의 외반 내반 등, 횡단면에서의 골반 대퇴 경골 발의 회전등의 각도와 속도 등을 구할 수 있다.

2) 운동역학적 시스템(Kinetic system)

힘측정판(force platform ; Kistler Instrument, AMTI Bertec Corporation)은 피검자가 그것을 밟고 지나 갈 때의 체중부하와 관련된 지면반발력(ground reaction force)을 측정하는데 사용된다. 이 힘측정판은 지면반발력 벡터를 세 방향(수직, 측방, 전후)에서 보행주기에 따라 나타내주고 보행주기에 따라 지면 반발력 벡터가 연속적으로 표현된 나비모양의 도형(butterfly diagram)을 나타내주며 압력의 중심의 궤적으로 나타내 준다. 본 연구에서는 가로 45 cm, 세로 50 cm인 직사각형의 AMTI force platform을 14m의 보행로의 중간지점 밑에 위치하게 하였고 이를 피검자가 밟고 지나가게 하여 삼차원적 벡터를 구할 수 있었다. 운동형상학 시스템으로부터 지질의 동작(motion)을 알고 힘측정판에서 얻어진 자료를 조합하면 모멘

트(moment)와 일률(power)을 구할 수 있다. 보행하는 동안에 지면반발력이 각 관절의 전후, 좌우 및 수직으로 각 주기마다 나타나게 된다. 이를 각 관절축과의 수직거리로 곱하면 외적모멘트를 구할 수 있고 이에 대응해서 근육, 인대, 뼈의 구조에 의해 생긴 내적모멘트(internal moment)를 구할 수 있으며, 또한 힘의 모멘트와 각속도를 곱하여 보행주기상에서 에너지를 어떻게 흡수하고 발생시키는지 나타내 주는 일률(power)을 구할 수 있다.

4. 통계 분석

본 연구의 분석항목은 ① 1분동안에 걸은 걸음(step)의 수인 분속수(cadence), ② 한 보행 주기이며 즉, 한쪽 하지의 발 뒤꿈치가 지면에 닿는 초기에서부터 동측의 하지 발뒤꿈치가 다

시 지면에 닿는 기간인 활보장길이(stride length), ③ 첫 번째 발뒤꿈치 닿기와 마지막 발뒤꿈치 닿기 사이의 거리를 측정하여 이 거리를 걷는데 소요된 시간으로 나눈 보행속도(walking velocity), ④ 고관절 슬관절 및 족관절에서의 운동형상학적데이터(kinematic data), ⑤ 고관절, 족관절에서의 운동학적 데이터(kinetic data)를 구하였다. 검사-재검사방법에서 얻은 피검자의 데이터는 SPSS/PC+통계패키지를 이용하여 paired t-test분석을 하였다.

III. 연구 결과

보행인자의 분속수는 ICC값이 0.94, p값이 0.74, 활보장길이는 ICC값이 0.98, p값이 0.13, 보행속도는 ICC값이 0.96, p값이 0.54로 두 검사간의 차이는 없었다(Table 2).

Table 2. Gait parameters

	Test		Retest		ICC	p
	Mean	SD	Mean	SD		
Cadence (step/min.)	110.4	10.20	110.0	8.82	.94	0.74
Stride length (cm)	121.7	10.39	123.5	12.69	.98	0.13
Walking velocity (cm/sec)	112.4	14.66	113.3	14.62	.96	0.54

ICC : Intraclass correlation coefficient

SD : Standard deviation

Significant : $p < 0.05$

고관절 슬관절 족관절의 시상면에서의 관절 각도를 분석한 결과 족관절에서 입각기 동안의 족저굴곡 ICC값이 0.80으로 가장 낮았고 고관절에서 발가락 들림시 굴곡, 슬관절에서 발가락 들림시 굴곡 그리고 슬관절에서 유각기동안의 최대 굴곡의 ICC값이 0.93으로 가장 높았으며 p값은 모두 0.05보다 커서 검사간의 재현도가 있었다(Table 3, 4, 5).

관상면에서의 골반의 경사와 고관절의 내전 외전은 고관절의 내전 외전의 관절범위의 ICC값이 0.88로 가장 낮았고 고관절의 외전과 골반의 하방경사 ICC값이 0.97로 가장 높았고 p값은 모두 0.05보다 커서 검사간의 재현도가 있었다(Table 6).

횡단면에서의 골반의 내회선 외회선, 발의 내회선 외회선은 발의 회선의 총 범위의 ICC

Table 3. Hip angles in the sagittal plane

	Test		Retest		ICC	p
	Mean	SD	Mean	SD		
Flexion at heel strike	26.8	2.62	27.3	2.41	.91	0.18
F _{max.} during stance phase	26.8	2.62	27.3	2.41	.91	0.18
E _{max.} during stance phase	-11.0	3.56	-10.7	3.06	.86	0.62
Flexion at toe off	0.2	6.36	0.1	6.10	.93	0.90
F _{max.} during swing phase	28.8	4.19	29.2	2.82	.90	0.56
Total F-E range	40.2	2.89	40.1	1.87	.83	0.87
F _{max.} : Maximum flexion	Negative : Extension					
E _{max.} : Maximum extension	ICC : Intraclass correlation coefficient					
F-E : Flexion-extension	SD : Standard deviation					
Positive : Flexion	Significant ; p<0.05					

Table 4. Knee angles in the sagittal plane

	Test		Retest		ICC	p
	Mean	SD	Mean	SD		
Flexion at heel strike	4.9	2.18	5.3	2.45	.86	0.34
F _{max.} during stance phase	11.8	3.94	12.9	4.86	.88	0.17
E _{max.} during stance phase	2.7	3.92	3.2	3.82	.90	0.38
Flexion at toe off	44.3	6.40	45.6	5.36	.93	0.13
F _{max.} during swing phase	60.9	5.59	62.0	5.50	.93	0.13
Total F-E range	58.9	6.00	59.3	5.62	.86	0.70
F _{max.} : Maximum flexion	Negative : Extension					
E _{max.} : Maximum extension	ICC : Intraclass correlation coefficient					
F-E : Flexion-extension	SD : Standard deviation					
Positive : Flexion	Significant ; p<0.05					

Table 5. Ankle angles in the sagittal plane

	Test		Retest		ICC	p
	Mean	SD	Mean	SD		
Flexion at heel strike	-7.2	4.80	-8.2	4.29	.86	0.23
PF _{max.} during stance phase	-8.6	3.50	-9.0	3.43	.80	0.57
DF _{max.} during stance phase	8.8	3.23	10.0	4.50	.90	0.10
Flexion at toe off	-18.8	5.90	-19.2	7.71	.83	0.78
PF _{max.} during swing phase	-19.6	6.36	-19.4	8.28	.86	0.89
Total F-E range	28.1	5.26	29.5	5.28	.88	0.12

PF_{max.} : Maximum plantar flexion

Negative : Plantar flexion

DE_{max.} : Maximum dorsiflexion

ICC : Intraclass correlation coefficient

PF-DF : Plantar flexion-dorsiflexion

SD : Standard deviation

Positive : Dorsiflexion

Significant : p<0.05

Table 6. Angles in the coronal plane

		Test		Retest		ICC	p
		Mean	SD	Mean	SD		
Pelvic	Up	5.8	3.12	6.2	2.97	.96	0.17
obliquity	Down	-2.4	4.67	-2.4	5.15	.97	1.00
	Total	8.2	1.99	8.6	2.50	.89	0.31
Hip	Abduction	-1.6	3.57	-1.2	3.19	.97	0.22
	Adduction	9.0	3.46	9.9	3.60	.95	0.29
	Total	10.6	2.63	11.5	3.44	.88	0.12

Positive : Up, adduction

SD : Standard deviation

Negative : Down, abduction

Significant : p<0.05

ICC : Intraclass correlation coefficient

값이 0.81로 가장 낮았으며 발의 내회선의 ICC 값이 0.92로 가장 높았으며 p값은 모두 0.05보다 커서 검사간의 재현도가 있었다(Table 7).

시상면에서의 골반의 경사에서도 골반의 전방경사의 총 범위의 ICC값이 0.94로 가장 낮았고 골반의 최대전방경사의 ICC값이 0.97로 가장 높았으며 p값은 모두 검사간의 재현도가 있게 나타났다(Table 8).

고관절과 족관절에서의 내적 모멘트(internal moment)는 족관절의 내적 배측굴곡모멘트의 ICC값이 0.83으로 가장 낮았고 족관절의 내적 족저굴곡모멘트와 고관절의 내적 신전모멘트의 ICC값이 0.95로 가장 높았으며 p값은 모두 검사간의 재현도가 있게 나타났다(Table 9).

생성되는 일률과 흡수되는 일률(power)도 고관절에서의 첫 번째로 생성되는 일률과 흡수

Table 7. Angles in the transverse plane

		Test		Retest		ICC	p
		Mean	SD	Mean	SD		
Pelvic rotation	IR	2.1	3.54	2.2	3.39	.90	0.84
	ER	-4.9	3.78	-4.9	3.07	.89	1.00
	Total	7.0	4.16	7.1	3.54	.88	0.88
Foot rotation	IR	-10.3	3.47	-10.5	4.77	.92	0.77
	ER	-22.6	3.84	-24.2	3.52	.85	0.33
	Total	12.8	2.94	13.8	3.88	.81	0.20

Positive, IR : Internal rotation

Negative, ER : External rotation

ICC : Intraclass correlation coefficient

SD : Standard deviation

Significant : $p < 0.05$

Table 8. Pelvic tilt angles in the sagittal plane

		Test		Retest		ICC	p
		Mean	SD	Mean	SD		
Anterior pelvic tilt	Maximum	16.9	4.61	16.5	4.50	.97	0.31
	Minimum	14.5	4.04	13.8	3.91	.96	0.09
	Total	2.4	1.35	2.7	1.34	.94	0.81

ICC : Intraclass correlation coefficient

SD : Standard deviation

Significant : $p < 0.05$

Table 9. Internal moments about hip and ankle joints

		Test		Retest		ICC	p
		Mean(Nxcm/kg)	SD	Mean(Nxcm/kg)	SD		
Hip	Abduction	46.3	19.34	49.3	21.46	.93	0.27
	Extension	29.2	12.94	29.1	11.99	.95	0.94
	Flexion	-60.4	22.51	-58.5	18.59	.90	0.56
Ankle	Dorsiflexion	-4.0	3.06	-3.5	1.84	.83	0.41
	Plantar flexion	64.7	28.97	70.0	27.89	.95	0.10

Positive : Abduction and extension of the hip, plantar flexion of the ankle

Negative : Flexion of the hip, dorsiflexion of the ankle

ICC : Intraclass correlation coefficient

SD : Standard deviation

Significant : $p < 0.05$

Table 10. Joint powers in the sagittal plane

	Test		Retest		ICC	p	
	Mean(watt/kg)	SD	Mean	SD			
Hip							
	H1	0.33	0.14	0.32	0.15	.88	0.58
	H2	-0.34	0.19	-0.29	0.11	.88	0.20
	H3	0.85	0.38	0.85	0.36	.94	0.93
Ankle							
	A1	-0.23	0.08	-0.25	0.08	.91	0.08
	A2	1.91	0.67	1.94	0.68	.99	0.42

Positive : Generation power

SD : Standard deviation

Negative : Absorption power

Significant : $p < 0.05$

ICC : Intraclass correlation coefficient

되는 일들의 ICC값이 0.88로 가장 낮았고 족관절에서의 생성되는 ICC값이 0.99로 가장 높았으며 p값은 모두 0.05보다 커서 검사간의 재현도가 있었다(Table 10).

이와 같이 검사와 검사간의 ICC값은 0.80에서부터 0.99까지로 상관관계가 높고 p값은 모두 0.05보다 큰 값이므로 검사-재검사방법에 있어서 검사간의 재현도가 있었다.

IV. 고 찰

보행패턴은 피검자의 내적요인(심리적 요인 및 피로도)과 외적요인(주위 환경)에 의해 달라질 수 있으므로 피검자의 보행형태를 정확하게 검사하기 위해 검사전에 여러 번 걷게 한 후 정상보행의 형태가 되도록 하였다. 보행은 황등²⁾에 의하면 보행의 속도가 보행특성인자 및 지면 반발력에 가장 많은 영향을 미친다고 한다. 이에 본 검사는 최대한 피검자가 외적요인(카메라나 주위 환경)에 영향을 받지않고 항상 일정한 속도로 걸을 수 있도록 하여 보행속도간의 재현도가 있는 것으로 나타났다. 일반적으로 처음 2~3 활보(stride)후에 보행형태가 안정되므로, 보통 8m 이상 걷게 한 후 평가해야 한다고 한다²⁰⁾. 본 보행분석실은 보행로가 14m였기 때문에 이 문제로 생길 수 있는 오

차는 줄일 수 있었다.

보행주기시 피검자가 힘측정판의 위치를 인지하고 있다면 발을 그곳에 정면으로 놓이게 하여 인위적인 보행형태를 초래할 수 있으므로 검사자가 피검자의 보행의 시작위치를 조준해서 피검자가 자연스럽게 힘측정판을 밟고 지나가도록 했다. 힘측정판을 두 번 밟게 되는 경우나 정확하게 밟지않는 경우는 힘측정판의 자료가 연결되지 않으므로 힘측정판에 한 발만 딛고 걸었을 때의 자료를 택하였다.

Davis의 protocol^{5,6,20)}에 의해 반사표지의 위치를 정할때 발생하는 오차와 피부에 부착하는 표지와 피부 아래의 골격과의 사이에서의 움직임 때문에 생기는 더 큰 오차가 있으나, 최종 결과에 미치는 영향은 측정하려는 변수에 따라 다르다. 그리고 표지의 움직임은 체절의 길이에 상대적으로 아주 적은 변화만 주기때문에 시상면의 각도에는 거의 영향을 미치지 않지만, 횡단면에서와 발과 같은 짧은 체절을 측정하는 경우 상당한 오차가 생길수 있다. 측정 정확도는 카메라의 시야에 상당히 의존하며 이는 또한 여러 시스템 사이에 약간의 차이가 있다. 완전하게 하나의 보행주기를 커버하는 공간에 있어서 본 운동분석시스템의 전형적인 측정오차는 2~3 mm였다. 본 고에서는 같은 표준측정을 이용하여 동일 인물을 검사 하였으며 검

사자는 반사표지를 붙이는 위치에 따른 오차를 줄이기 위해 같은 검사자가 정확한 위치에 붙였고, 검사-재검사방법에 있어서 검사간의 여러 변수의 값을 보아 재현도가 높은 것으로 나타났다. 향후 표지의 움직임을 교정하기 위해 피부아래의 골격에 대한 상대적인 움직임을 모델로 만들 수 있을 것이다.

본 운동분석실의 Elclinic software에 있어서 인체측정데이터를 통해 관절의 중심축을 계산해내는 공식은 한국인을 대상으로 측정되었던 것이 아니어서 이에 따른 오차도 발생할 수도 있다^{5,6)}. 이에 대해서는 기초적인 보완연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 저자들은 1994년 10월부터 12월까지 정상인 20명을 대상으로 각각의 피검자에게 검사-재검사를 시행하여 검사간의 재현도를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 분속수, 활보장의 길이, 보행속도는 두 검사간의 재현도는 통계적으로 유의하게 높았다 ($p>0.05$).

2) 고관절, 슬관절, 족관절의 시상면, 관상면, 횡단면에서의 관절각도는 검사-재검사방법에 있어 재현도가 높았다($p>0.05$).

3) 검사의 재현도를 보기위한 검사-재검사 방법에서 고관절, 족관절에서의 내적 모멘트와 일률은 모두 재현도가 있었다($p>0.05$).

이상의 결과로 보아 3차원 운동분석시스템을 이용한 보행분석에 있어서 두 검사간에 재현도가 있었다. 따라서 앞으로 임상에서의 치료전 후 평가, 의지나 보장구의 평가, 정상 보행과 병적 보행의 비교연구, 여러 생체역학적인 연구 등에 객관적인 평가도구로 사용될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. 윤승호, 김봉옥, 이재운, 박상균 : 3차원 동

작분석기를 이용한 정상보행분석. 대한재활의학회지 16 : 399-405, 1992.

2. 황규성, 정민근, 이동춘 : 한국인의 보행특성에 관한 연구. 인간공학회지 10(2) : 15-22, 1991.

3. 황규성, 정민근, 이동춘 : 보행속도가 보행 특성모수 및 지면반발력에 미치는 영향에 관한 연구. 인간공학회지 11(1) : 93-101, 1992.

4. Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN : Changes in the gait patterns of growing children. The Journal Bone and Joint Surgery 63-A (9) : 1452-1457, 1981.

5. Davis III RB, Ounpuu S., Tyburski D., and Gage J.R. : A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science 10 : 575-587, 1991.

6. Davis III RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR : Data collection and reduction techniques in gait analysis. AIM project A1012 CAMARC, Proceedings of the Workshop Assesment of clinical protocols, Ancona University : 6.1-6.26 : 1989.

7. Gage JR : Gait analysis in cerebral palsy. Mac Keith, New York, P.61-100, 153, 1991.

8. Harris GF, Wertsch JJ : Procedures for gait analysis. Arch Phys Med Rehabil 75 : 216-225, 1994.

9. Hill KD, Goldie PA, Greenwood KM : Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system Arch Phys med Rehabil 75 : 557-583, 1994.

10. Horvat M, Croce R, Roswal G : Intratester reliability of the Nicholas manual muscle tester on individuals with intellectual disabilities by a tester having minimal experience. Arch Phys Med Rehabil 75 : 808-8111, 1994.

11. Keen M : Early development and attainment of normal mature gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 5(2):35–38, 1993.
12. McNair PJ, Marshall RN : Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 75 : 584–589, 1994.
13. Mueller JM, Minor SD, Sahrman SA, Schaaf JA, Strube MJ : Differences in the gait characteristics of patients with Diabetes and Peripheral Neuropathy compared with Age-matched controls. *Physical Therapy* 74(4) : 299–308, 1994.
14. Nigg BM : Biomechanics of running shoes. Human kinetics publisher : 1986.
15. Ostrosky KM, Vanswearingen JM : A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical Therapy* 74(7) : 637–646, 1994.
16. Perry J : Gait analysis. Slack Thorofare NJ, P. 51–167 351–439, 1992.
17. Perry J, Hoffer MM, Giovan P, Antonelli D, Greenberg R : Gait analysis of the triceps surae in cerebral palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 56–A : 511–520, 1974.
18. Sutherland DH : The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 62–A(3) : 336–353, 1980.
19. Todd FN : Variations in the gait of normal children. *The Journal Bone and Joint Surgery* 71–A(2) : 196–204, 1989.
20. Whittle MW : Gait analysis an introduction. Butterworth-Heinemann Ltd Oxford, P. 130–173, 1991.