Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 23, No. 1, January 2016, 000-000

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2013.23.1.000
http://www.kssb.or.kr

다리길이 차이가 보행, 척추의 Cobb's angle에 미치는 영향

박기한[1] · 김규완[2] · 김철희[1]
[1]인천대학교 대학원 체육학과 ·[2]인천대학교 예술체육대학 체육학부

Effect of Leg Lenght Discrepancy on Gait, Cobb's Angle

Park KiHan[1] · Kim KewWan[2] · Kim CholHee[1]
[1]Department of Physical Education, Graduate School of Incheon National University, Incheon, Korea
[2]Department of Physical Education, College of Arts and Physical Education, Incheon National University, Incheon, Korea

ABSTRACT

Objective : The purpose of this study was to investigate the effect of a leg length discrepancy (LLD) on the human body during gait and on standing posture.

Method : The study group had comprised a total of 17 adult participants with LLD less than 1cm, then their LLDs were artificially induced to 0, 1, 2 and 3cm. The proportion of weight distribution, shift of mean center of pressure, cobb's angle were measured in standing, and the kinematic variables as width and time for walking and striding each, the proportion of stance phase for single-limb and double-limb during gait were measured as well. The participants were required to either stand or walk on a treadmill (zebris FDM) with a pressure plate and the cobb's angle measurements were taken from X-ray radiographs.

Results : A discrepancy of 3 cm in leg length resulted in a statistically significant shift of the center of pressure in standing, and it was also found that there was a increase in the cobb angle as the discrepancy became larger. A statistically significant increase in the step length width of the longer (left) leg during gait when the discrepancy was 2 cm was found. Also, the step time was statistically significant when the discrepancy between the longer (right) and shorter (left) leg was more than 2 cm. The proportion of stance phase of single-limb was statistically significant as the discrepancy became larger especially when the discrepancy was more than 2 cm for the longer (right) leg and 1 cm for the shorter (right) leg.

Conclusion : The study show that LLD have a impact on deformation in human body and walking

Keywords : Leg Length Discrepancy(LLD), Gait, Spine, Cobb's angle, zebris FDM, X-ray.

Ⅰ. 서 론

다리길이 차이(leg length discrepancy, LLD)는 양쪽 하지의 비대칭(McCaw & Bates, 1991)을 의미하며, 이는 구조적 다리길이 차이와 기능적 다리길이 차이로 나뉘게 된다. 인체의 다리길이 차이는 보행과 일상생활에서 우리 몸에 많은 영향을 미치는데 다리길이 차이가 심하면 보행 이상과 골반 및 척추의 불균형 상태를 야기할 수 있다. 인체는 다리, 골반과 척추를 중심으로 좌·우 대칭의 균형을 유지하는데 다리길이의 차이는 곧 인체의 불균형 상태를 나타내며, 따라서 다리길이의 측정은 근골격계 이상을 검사하는 주요한 도구가 될 수 있다.

다리길이 차이는 골반의 좌·우 비대칭에 의해서도 나타나는데, 골반의 비대칭은 요방형근, 장요근 등의 골반 주위 근육들의 비대칭적 발달을 야기하며(Ahn, 2004), 이것이 경추부의 긴장성 목반사와 같은 자세변화를 일으킨다(Burcon, 2003). 또한 인위적으로 다리길이의 차이를 유발시켜 보행을 했을 경우 엉

Corresponding Author: Kim CholHee
Department of Physical Education, Graduate School of Incheon National University, 119 Academy-ro, Yeonsu-gu, Incheon, Korea
Tel : +82-32-835-4666 / Fax : +82-32-835-0788
E-mail: kch8349@gmail.com

Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 23, No. 1, January 2016, 000-000

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2013.23.1.000
http://www.kssb.or.kr

덩관절, 무릎관절 및 발목관절의 각도가 유의하게 차이가 나는 것으로 나타났다(Gurney, Mermier, Robergs, Gibbson & Rivero, 2001; Jung, 2002).

잘못된 자세와 반복적인 나쁜 생활습관에서 기인하는 다리길이 차이는 심하지 않을 경우는 신체에 큰 영향을 미치지 않지만, 장시간의 나쁜 자세에 노출되어 나타난 다리길이 차이는 신체의 정상적인 정렬을 무너뜨리며, 이에 따른 부정렬 상태를 보상하기 위하여 신체 일부분에서 변형이 일어나게 한다. 이러한 신체 정렬의 변형은 심각한 근골격계 이상을 초래할 수 있다(Perttunen, Anttila, Sodergard, Merikanto & Komi, 2004).

다리길이 차이는 걸음걸이의 불균형을 유발하는데 구체적으로 걷기 시에 짧은 다리 쪽의 입각기(stance phase) 시간을 감소시키고, 긴 다리 쪽의 발바닥 압력은 엄지발가락 아랫부분이 높아지게 한다. 그러므로 발뒤꿈치가 지면에서 떨어지는 시간이 빨라져서 보행 장애가 나타난다(Kang, 2006; Perttunen, et. al., 2004).

보행 시 신체에서 가장 먼저 부하를 받는 부위는 하지이며, 하지를 구성하는 관절은 엉덩관절, 무릎관절 및 발목관절이다. 이들 관절의 유기적인 움직임은 신체의 안정성과 손상 방지 및 정상적인 기능 수행에서 중요한 역할을 하며(Yoon, Jeon, , Shin, & Park, 1990), Carlson & Wilkerson(2007)은 하지 길이의 편차로 인해 슬개골-대퇴외측부에 통증이 발생한다고 하였다. 한편 다리길이 차이는 무릎관절과 엉덩관절의 퇴행성관절염을 악화시킬 수 있는 요인이며, 보행 시 지속적인 체중 부하로 인해 대칭적인 보행과 관절의 생체역학적 변화를 일으킨다(Golightly et. al., 2007).

다리길이의 구조적 불균형은 관절의 협응동작에 나쁜 영향을 미쳐 관절 내의 압박과 장력을 증가시킨다. 이는 궁극적으로 근육의 정지점에 발생하는 장력을 증가시켜 신체의 불균형을 유발한다. 다리길이 차이가 척추에 미치는 영향에 대한 연구에서 Ames(1985)는 정적자세 유지에 영향을 미치며, 직립자세에서 외측 불균형을 일으켜 골반 불균형을 조성한다고 하였다. 이는 결과적으로 짧은 다리 쪽의 요추가 볼록해지는 측만현상이 발생하는 기능적 척추측만(functional scoliosis)을 일으킨다고 하였다(Friberg, 1983).

Bolz와 Davies(1984)는 짧은 다리 쪽의 근육 강도가 긴 다리 쪽보다 낮다고 보고하였으며, 또한 균형능력, 반응시간, 상지 및 체간의 근육강도와 같은 요인들이 다리길이의 차이에 의해서 나타난다고 보고하였다. Friberg(1983)는 다리길이 차이와 다리 및 발의 스트레스 골절 관계에 관한 연구에서 운동을 하지 않는 사람들의 다리길이 차이는 큰 문제가 없지만, 운동을 하는 사람에게는 10 mm의 다리길이 차이는 특정한 몇 개의 근육군의 근활성도를 더 증가시켜 심각한 문제를 발생시킨다고 하였다.

이와 같이 선행연구에서는 다리길이 차이가 신체의 불균형 초래 및 이와 관련된 여러 문제점들을 발생시킨다고 보고하고 있지만 구체적으로 다리길이 정도 차이에 따른 변화에 대해서는 명확하게 밝히지 못한 상태이다. 또한 대부분의 선행 연구에서는 정적 자세에서 나타나는 변화와 차이에 대해서만 언급하여 움직임 시의 다리길이 차이가 미치는 영향에 관한 분석이 이루어지지 않았다. 또한 다리길이 차이에 따른 척추만곡(cobb's angle)의 변화와 보행하는 동안 여러 변인들의 차이에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

따라서 다리길이 차이로 인한 신체의 불균형을 예방하기 위한 방법으로 깔창의 적용 시 어느 정도의 다리길이 차이부터 교정처방을 해주어야 하는지에 대한 연구가 절실히 요구된다. 나아가 보상적 척추만곡을 측정하고 보행 시 나타나는 운동학적인 변화를 분석하여 깔창을 통한 다리길이 차이 교정의 효과를 밝히고자 하는 연구의 필요성이 매우 높다.

이 연구는 다리길이 차이가 서 있는 자세와 보행 시 신체에 어떠한 영향을 미치는지 밝히고자 하였다. 구체적으로 이 연구에서는 다리길이 차이가 없는 정상인에게 1 cm, 2 cm, 3 cm의 깔창을 착용케 하여 인위적인 다리길이 차이를 만든 후 서있는 자세와 보행 시 나타나는 cobb's angle 및 보행 관련 운동학적인 변인들을 측정 비교하였으며, 이를 근거로 다리길이 차이에 대한 교정처방(shoe lift 또는 heel lift)의 기초 자료를 제공하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상자

이 연구의 대상자는 I 시에 거주하는 건강한 20대 성인 17명이었으며, 대상자의 나이는 평균 25.76±1.76 세, 신장은 평균 167.12±7.39 cm, 체중은 평균 64.94±10.57 kg 이었다. 이들의 좌측 다리길이는 평균 84.95±5.03 cm, 우측 다리길이는 평균 84.89±4.76 cm, 다리길이 차이는 평균 0.40±0.26 cm로 나타났으며, 구체적인 특성은 <Table 1>과 같다.

2. 실험 장비

이 연구에서 cobb's angle의 측정은 X-ray 촬영 장비인 CTTT(SC-1002, 한국)을 사용하였으며, 정적자세 및 보행 시의 운동학적 변인은 ZEBRIS FDM을 이용하여 측정하였다. 구체적인 실험도구 내용은 <Table 2>와 같다.

3. 실험 절차

다리길이 차이에 따른 cobb's angle, 보행 변인의 측정을 위해서 실험 시작 전 모든 대상자에게 실험에 관한 충분한 설명

Table 1. Characteristics of subjects

Subject	Age (yrs)	Height (cm)	Weight (kg)	Lt. leg length (cm)	Rt. leg length (cm)	Leg Length Discrepancy, LLD(cm)
1	25	177	70.9	94.13±.12	93.50 ±.100	0.63
2	27	170	79.6	86.00±.10	85.13 ±.12	0.87
3	24	163	71.7	79.60±.26	80.43 ±.75	-0.83
4	24	159	55	76.77±.25	77.00 ±.20	-0.23
5	26	158	52.1	80.40±.26	80.83 ±.06	-0.43
6	27	158	47.8	78.20±.00	78.37 ±.12	-0.17
7	26	167	57.1	83.93±.12	84.27 ±.15	-0.33
8	28	164	66.4	84.17±.29	84.27 ±.06	-0.10
9	28	176	81.8	89.53±.06	89.17 ±.25	0.37
10	25	157	63.5	79.97±.06	80.07 ±.06	-0.10
11	27	173	77.8	88.00±.17	87.33 ±.25	0.67
12	25	161	53	83.10±.10	82.73 ±.40	0.37
13	29	166	57.8	84.10±.10	84.43 ±.12	-0.33
14	25	172	72.8	85.33±.15	85.13 ±.42	0.20
15	23	168	60.8	88.60±.17	88.97 ±.06	-0.37
16	23	170	59.9	92.90±.10	92.80 ±.00	0.10
17	25	182	76	89.47±.12	88.73 ±.31	0.73
M ± SD	25.76 ± 1.76	167.12 ± 7.39	64.94 ± 10.57	84.95 ± 5.03	84.89 ± 4.76	.40 ± .26

mean±1 S.D.

을 하였으며, 실험에 자발적 동의를 한 대상에 한하여 실험을 실시하였다. 대상자들은 나이, 신장 및 체중을 기록한 후 곧게 누운 상태에서 줄자를 이용하여 TMM(tape measure method) 방법으로 다리 길이를 측정하였다. 다리길이 검사를 통해 다리길이 차이가 1 cm 미만이며 하지의 선천적인 기형이나 외상으로 인한 수술을 하지 않았으며, 허리 및 하지의 통증이 없는 자를 대상으로 선정하였다.

Table 2. Experimental equipment

Division	Equipment	Model	Company, Country
gait	ZEBRIS	ZEBRIS FDM	ZEBRIS MEDIACL, Germany
cobb's angle	X-ray	CTTT (SC-1002)	Shin Young For M Co., LTD., korea

다리길이 차이 조성은 깔창을 이용하여 좌측 다리를 길게 하였는데 구체적으로 깔창은 A사 제품인 5 mm 깔창을 연결하여 0 cm(유형1), 1 cm(유형2), 2 cm(유형3), 3 cm(유형4) 높이로 제작하였다. 이때 다리길이의 1 cm 차이와 2 cm 차이는 피험자들의 신장의 평균 1 %, 3 cm 차이는 신장의 평균 2 %의 비율에 해당하였다. 피험자들의 cobb's angle 측정을 위한 방사선 촬영은 인천의 B정형외과에서 <Figure 1>과 같이 서 있는 상태에서 양쪽 무릎을 신전 시킨 후 양발을 골반너비로 벌리게 하여 촬영 하였으며, 다리길이 차이의 조성은 <Figure 2>와 같이 깔창을 이용하여 좌측 하지를 길게 하였다.

Figure 1. X-ray shooting of ascene

Figure 2. LLD apply method

Figure 3. Stnding posture measurement

Figure 4. Gait measurement

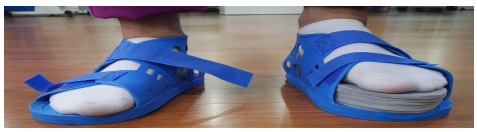

Figure 5. LLD apply method of Standing posture & Gait

보행변인의 측정은 압력판이 설치된 트레드밀(Zebris FDM)에서 서 있는 자세와 보행 시에 실시하였으며 <Figure 3, Figure 4>, 방사선 촬영 때와 동일하게 다리길이 차이 조성은 깔창을 이용하여 좌측을 길게 하였고, <Figure 5>와 같이 깔창은 의료용 신발 안쪽에 착용하였다. 대상자들이 인위적인 다리길이 차이에 적응하기 위해 각각의 높이마다 트레드밀에서 약 4.9±0.1 ㎞/h의 속도로 5분간씩 보행하게 하였으며 측정은 적응 보행의 마지막 1분 동안의 보행에서 실시하였다.

4. 측정항목

이 연구에서는 다리길이 차이에 따른 서 있는 자세 및 보행 시의 운동학적 변인들을 측정하였는데 먼저 다리길이의 측정은 연구대상자를 침대에 눕힌 상태에서 <Figure 6>과 같이 TMM(tape measure method) 방법으로 줄자를 이용하여 전상장골극(ASIS)에서 내과(medial malleolus)까지의 거리를 측정하였다(Beattie, Isaacson, Riddle. & Rothstein. 1990). 다리길이 측정 시 정확한 측정을 위해 가벼운 옷을 입은 상태에서 내과는 가장 돌출된 부위를 펜으로 표시를 한 뒤 측정하였으며, 자료의 신뢰도를 높이기 위해 3회 측정하여 평균값을 사용하였다.

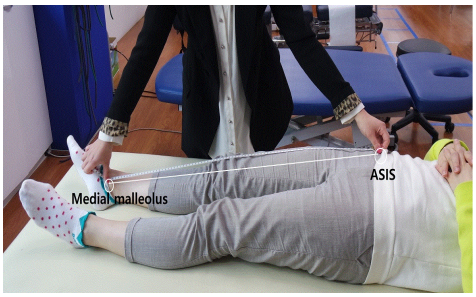

Figure 6. TMM (Tape Measure method)

다리길이 차이가 서 있는 자세를 유지하기 위한 보상요인, 즉 좌측과 우측 체중 분포 비율, 압력 중심점의 이동거리, cobb's angle을 측정하였으며, 보행변인은 걸음거리, 걸음시간, 활보거리, 활보시간, 좌측과 우측 단하지 지지기 비율 및 양하지 지지기 비율을 측정하였다. 걸음거리는 보행 시 발뒤꿈치 닿기부터 반대쪽 발뒤꿈치 닿기까지의 거리를 측정하였으며, 걸음걸이 동안 걸린 시간을 측정하였다. 활보거리(stride length)는 보행 시 발뒤꿈치 닿기부터 같은 쪽 발뒤꿈치 닿기까지의 거리를 측정하였으며, 활보하는 동안 걸린 시간을 측정하였다.

cobb's angle의 측정방법은 <Figure 7, Figure 8>과 같이 척추의 측정하려는 만곡의 오목한 쪽으로 가장 기울어진 척추의 상단과 만곡의 하부 끝 척추의 하단에 선을 그은 뒤 각 선에서 수직선을 그어서 교차한 각의 값을 구하였고(Deacon et. al., 1984), 정형외과 전문의의 자문을 받아 모든 피험자는 동일하게 흉추 12번의 추체 상단과 요추 4번의 추체 하단을 이용하여 측정하였다.

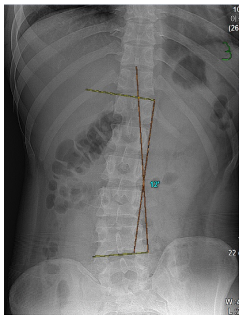

Figure 7. X-ray View

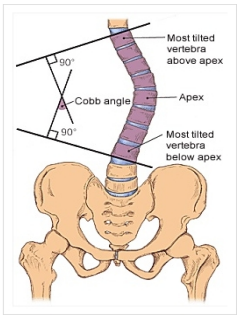

Figure 8. Cobb's angle method(Renee L. Cannon, 2002.)

5. 통계 처리

이 연구에서 얻어진 모든 자료처리는 Windows용 통계프로그램인 SPSS 20.0을 이용하여 처리하였다. 모든 측정 항목별로 측정값의 평균 및 표준편차를 산출하였고, 실험 간의 평균치의 차이 검증은 반복측정에 의한 일원분산분석(one-way ANOVA with repeated measure)을 실시하였다. ANOVA 분석에서 유의한 결과가 나타나는 경우에는 Duncan의 방법을 이용해 사후검증하였으며, 통계적 유의성은 α= .05로 하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 다리길이 차이에 의한 정적변화

양 발로 체중을 지지하고 서 있는 정적 상태에서 인위적으로 다리의 길이를 다르게 했을 경우에 나타나는 좌측과 우측의 체중분포비율과 압력중심점의 이동거리, cobb's angle의 평균 및 표준편차는 <Table 3>과 같다.

<Table 3>에 의하면 서 있는 상태에서 유형1의 경우는 체중분포비율은 좌측이 평균 49.92±4.63 %, 우측이 평균 50.08±4.63 %로 나타났고, 유형2의 경우는 좌측은 평균 51.32±6.53 %, 우측이 평균 48.68±6.53 %의 비율로 나타났다. 유형3의 경우는 좌측은 평균 50.83±8.58 %, 우측이 평균 49.17±8.58 %의 비율로 나타났고, 유형4의는 경우 좌측은 평균 49.75±14.06 %, 우측이 평균 50.25±14.06 %의 비율로 나타났다.

이러한 측정 결과들이 각 유형 간에 유의한 차이가 있는지를 알아보기 위해 일원분산분석한 결과는 <Table 4>와 같다. 체중분포비율은 좌측과 우측에서 모두 각 유형간에 유의한 차이

가 나타나지 않았다.

Table 3. Average of distribution

Division	Type	Lt.	Rt.
Average of distribution (%)	1	49.92±4.63	50.08±4.63
	2	51.32±6.53	48.68±6.53
	3	50.83±8.58	49.17±8.58
	4	49.75±14.06	50.25±14.06

type1. LLD 0 cm type2. LLD 1 cm
type3. LLD 2 cm type4. LLD 3 cm

Table 4. Average of distribution to one-way ANOVA

Division		sum of squares	degree of freedom	mean square	F	*p*	post hoc test
Average of distribution (%)	Lt.	28.32	3	9.44	.24	.869	
		1897.72	48	39.54			
	Rt.	28.32	3	9.44	.24	.869	
		1897.72	48	39.54			

<Table 5>에 의하면 압력중심점의 이동거리는 유형1의 경우는 평균 49.81±21.70 mm로 나타났고, 유형2의 경우는 평균 65.71±32.68 mm로 나타났다. 유형3의 경우는 평균 60.38±22.93 mm로 나타났고, 유형4의 경우는 평균 83.16±34.05 mm로 나타났다. Cobb's angle은 유형1의 경우는 평균 -1.76±4.51 °로 나타났고, 유형2의 경우는 평균 0.76±5.08 °로 나타났다. 유형3의 경우는 평균 4.06±5.36 °로 나타났고, 유형4의 경우는 평균 8.59±5.81 °로 나타났다.

Table 5. COP path length & cobb's angle

Type \ Division	COP path length (mm)	Cobb's angle (deg)
1	49.81±21.70	-1.76±4.51
2	65.71±32.68	.76±5.08
3	60.38±22.93	4.06±5.36
4	83.16±34.05	8.59±5.81

type1. LLD 0 cm type2. LLD 1 cm
type3. LLD 2 cm type4. LLD 3 cm

Table 6. COP path length & cobb's angle to one-way ANOVA

Division	sum of squares	degree of freedom	mean square	F	*p*	post hoc test
COP path length (mm)	9899.17	3	3299.72	5.95	.002	1=2=3<4
	26619.10	48	554.56			
Cobb's angle (deg)	1020.29	3	340.10	103.19	.000	1<2<3<4
	158.21	48	3.30			

서 있는 자세에서 압력 중심점의 이동거리, Cobb's angle이 각 유형별로 차이가 있는가를 알아보기 위해 일원분산분석한 결과는 <Table 6>와 같다. 이에 의하면 압력 중심점의 이동거리는 각 유형 간에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며($p<.002$), 사후검증 결과 1=2=3<4 유형의 순으로 유의한 차이가 있었다. Cobb's angle도 각 유형 간에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며($p<.000$), 사후검증 결과 1<2<3<4 유형의 순으로 유의한 차이가 있었다.

2. 다리길이 차이에 의한 동적변화

트레드밀 보행 시에 인위적으로 다리길이를 1 cm, 2 cm, 3 cm로 다르게 했을 경우에 나타나는 걸음거리, 걸음시간, 활보거리, 활보시간, 좌·우측 단하지 지지기 비율, 양하지 지지기 비율의 변화를 측정한 결과는 <Table 7>, <Table 8>, <Table 9>, <Table 10>, <Table 11>과 같다.

Table 7. Step length

Division	Type	Lt.	Rt.
Step length (cm)	1	64.00±6.45	63.29±6.36
	2	64.71±6.65	61.82±6.26
	3	65.71±7.35	62.35±6.74
	4	66.35±8.76	62.41±7.38

type1. LLD 0 cm type2. LLD 1 cm
type3. LLD 2 cm type4. LLD 3 cm

<Table 7>에 의하면 보행 시 걸음 거리는 유형1의 경우는 좌측이 평균 64.00±6.45 cm, 우측이 평균 63.29±6.36 cm로 나타났고, 유형2의 경우는 좌측이 평균 64.71±6.65 cm, 우측이 평균 61.82±6.26 cm로 나타났다. 유형3의 경우는 좌측이 평균

65.71±7.35 cm, 우측이 평균 62.35±6.74 cm로 나타났고, 유형4의 경우는 좌측은 평균 66.35±8.76 cm, 우측은 평균 62.41±7.38 cm로 나타났다.

Table 8. Step length to one-way ANOVA

Division		sum of squares	degree of freedom	mean square	F	p	post hoc test
Step length (cm)	Lt.	55.57	3	18.53	4.80	.005	1=2<3=4
		185.18	48	3.86			
	Rt	18.94	3	6.31	1.68	.183	
		180.06	48	3.75			

걷기 시 좌·우측 걸음거리가 각 유형별로 차이가 있는가를 알아보기 위해 일원분산분석한 결과는 <Table 8>과 같다. 이에 의하면 좌측 걸음거리의 경우 각 유형 간에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며(p<.005), 사후검증 결과 1=2<3=4 유형의 순으로 유의한 차이가 있었다. 반면에 우측 걸음거리는 각 유형 간에 유의한 차이가 나타나지 않았다.

Table 9. Step time

Division	Type	Lt.	Rt.
Step time (sec)	1	0.63±.055	0.62±0.06
	2	0.62±.064	0.63±0.06
	3	0.61±.048	0.65±0.06
	4	0.61±.046	0.66±0.06

type1. LLD 0 cm type2. LLD 1 cm
type3. LLD 2 cm type4. LLD 3 cm

<Table 9>에 의하면 걸음시간은 유형1의 경우는 좌측은 평균 0.63±.055 sec, 우측은 평균 .62±.06 sec로 나타났고, 유형2의 경우는 좌측은 평균 0.62±.064 sec, 우측은 평균 .63±.06 sec로 나타났다. 유형3의 경우는 좌측은 평균 0.61±.048 sec, 우측은 평균 .65±.06 sec로 나타났고, 유형4의 경우는 좌측은 평균 0.61±.046 sec, 우측은 평균 0.66±0.06 sec로 나타났다.

걷기 시 좌·우측 걸음시간이 각 유형별로 차이가 있는가를 알아보기 위해 일원분산분석한 결과는 <Table 10>과 같다. 이에 의하면 좌측 걸음시간은 각 유형 간 유이한 차이가 있는 것으로 나타났으며(p<.000), 사후검증 결과 1=2>3=4 유형의 순으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 우측 걸음시간도 각 유형 간 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며(p<.000), 사후검증 결과 1=2<3=4 유형의 순으로 유의한 차이가 있었다.

Table 10. Step time to one-way ANOVA

Division		sum of squares	degree of freedom	mean square	F	p	post hoc test
Step time (sec)	Lt.	.01	3	.00	8.20	.000	1=2>3=4
		.01	48	.00			
	Rt.	.01	3	.00	8.79	.000	1=2<3=4
		.03	48	.00			

Tabel 11. Stride length & Stride time

Type \ Division	Stride length(cm)	Stride time(sec)
1	127.47±12.58	1.25±0.11
2	126.59±12.86	1.25±0.13
3	128.18±14.12	1.26±0.10
4	129.00±15.92	1.26±0.10

type1. LLD 0 cm type2. LLD 1 cm
type3. LLD 2 cm type4. LLD 3 cm

<Tabel 11>에 의하면 활보거리는 유형1의 경우 평균 127.47±12.58 cm로 나타났고, 유형2의 경우는 평균 126.59±12.86 cm로 나타났으며, 유형3의 경우는 평균 128.18±14.12 cm나타났고, 유형4의 경우는 평균 129.00±15.92 cm로 나타났다. 활보시간은 유형1의 경우는 평균 1.25±0.11 sec로 나타났고, 유형2의 경우는 평균 1.25±.13 sec로 나 나타났으며, 유형3의 경우는 평균 1.26±0.10 sec로 나타났고, 유형4의 경우는 평균 1.26±0.10 sec로 나타났다. 걷기 시 활보거리 및 활보시간이 각 유형별로 차이가 있는가를 알아보기 위해 일원분산분석한 결과는 <Tabel

12>와 같다. 이에 의하면 각 유형 간에는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

Tabel 12. Stride length & Stride time to one-way ANOVA

Division	sum of squares	degree of freedom	mean square	F	*p*	post hoc test
Stride length (cm)	53.69	3	17.90	1.35	.269	
	636.06	48	13.25			
Stride time (sec)	.00	3	.00	.45	.716	
	.06	48	.00			

Table 13. Single support (%)

Division	Type	Lt.	Rt.
Single support (%)	1	34.13±1.51	34.68±1.04
	2	34.49±1.51	34.21±1.11
	3	35.41±1.60	33.92±1.11
	4	35.78±1.75	33.39±1.27

type1. LLD 0 cm type2. LLD 1 cm
type3. LLD 2 cm type4. LLD 3 cm

<Tabel 13>에 의하면 단하지 지지기 비율의 유형1의 경우는 좌측은 평균 34.13±1.51 %, 우측은 평균 34.68±1.04 %로 나타났고, 유형2의 경우는 좌측은 평균 34.49±1.51 %, 우측은 평균 34.21±1.11 %로 나타났다. 유형3의 경우는 좌측은 평균 35.41±1.60 %, 우측은 평균 33.92±1.11 %로 나타났고, 유형4의 경우는 좌측은 평균 35.78±1.75 %, 우측은 평균 33.39±1.27 %로 나타났다.

Table 14. Single support to one-way ANOVA

Division		sum of squares	degree of freedom	mean square	F	*p*	post hoc test
Single support (%)	Lt.	30.22	3	10.07	25.28	.000	1=2<3=4
		19.12	48	.40			
	Rt.	14.95	3	4.98	9.68	.000	1>2=3>4
		24.71	48	.52			

걷기 시 좌·우측 단하지 지지기 비율이 각 유형별로 차이가 있는가를 알아보기 위해 일원분산분석한 결과는 <Table 14>와 같다. 이에 의하면 단하지 지지기 비율은 좌측과 우측 모두 각 유형 간에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며($p<.000$), 사후검증 결과 좌측은 1=2<3=4 유형의 순으로 유의한 차이가 있으며, 우측은 1>2=3>4 유형의 순으로 유의한 차이가 있었다.

Table 15. Total double support (%)

Type \ Division	Total double support(%)
1	31.21±2.22
2	31.30±2.07
3	30.67±2.13
4	30.84±2.26

type1. LLD 0 cm type2. LLD 1 cm
type3. LLD 2 cm type4. LLD 3 cm

Table 16. Total double support to one-way ANOVA

Division	sum of squares	degree of freedom	mean square	F	*p*	post hoc test
Total double support (%)	4.60	3	1.53	1.84	.152	
	39.89	48	.83			

<Table 15>에 의하면 양하지 지지기 비율의 유형1의 경우는 평균 31.21±2.22 %로 나타났고, 유형2의 경우는 평균 31.30±2.07 %로 나타났으며, 유형3의 경우는 평균 30.67±2.13 %로 나타났고, 유형4의 경우는 평균 30.84±2.26 %로 나타났다. 걷기 시 양하지 지지기 비율이 각 유형별로 차이가 있는가를 알아보기 위해 일원분산분석한 결과는 <Table 16>과 같다. 이에 의하면 양하지 지지기 비율은 각 유형 간에 유의한 차이가 나타나지 않았다.

Ⅳ. 논 의

바른 자세란 정상적인 척추의 만곡을 유지하기 위해 척추를 똑바로 세우는 것으로, 근골격계의 이상적인 배열을 말한다. 또한 신체가 어느 한쪽으로 치우치지 않고 균형적인 상태를 유지하고 근육이나 관절에 부담을 적게 주어야 한다. 따라서 자세

를 어떻게 취하느냐에 따라서 우리 몸을 지탱하고 보호해주는 구조들이 받는 압박은 각각 달라지고 몸에 미치는 영향도 달라진다(Kim, S. & Kim, j., 2007). 좋은 자세란 서 있거나 앉아 있거나 손상 또는 진행성 기형을 방지하기 위하여 인체의 지지구조를 보호하는 근골격계의 균형상태를 말하며, 좋은 자세는 근육의 기능이 가장 효율적이고 최적의 자세는 내장기관들의 최상의 위치를 제공하게 된다(Ju, 2008).

균형이란 똑바른 자세로 기저면 위에 중력중심을 유지하는 능력, 즉 중력에 대항해서 자신의 체위를 유지 시킬 수 있는 능력이며(*Hwang*,, 1997), 좋은 자세를 유지하기 위해 필요한 요소로서 양발에 체중을 골고루 분포 되는 게 가장 이상적이다. 이 연구에서 이러한 균형능력을 알아볼 수 있는 압력중심점의 이동거리를 측정한 결과 유형1에서 49.81±21.70 mm, 유형2에서 65.71±32.68 mm, 유형3에서 60.38±22.93 mm, 유형4에서 83.16±34.05 mm로 나타나 다리길이 차이가 클수록 압력중심점의 이동거리도 유의하게 증가하였으며, 사후검증결과 1유형과 4유형, 3유형과 4유형에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

이러한 결과는 Ji, Kim, Lee & Cha(2012)가 과제지향 훈련이 슬관절 전치환술을 시행한 퇴행성관절염 환자의 균형 능력에 미치는 연구에서 과제지향 훈련군 12명과 체중 이동 훈련군 12명을 주 5회 2주간 운동프로그램에 참여한 후 정적 균형능력(압력중심점 이동거리)을 측정한 결과 실험군은 116.17±20.74 mm에서 91.47±14.40 mm로 유의하게 감소하였으며, 대조군에서도 113.17±11.61 mm에서 106.78±11.50 mm로 유의하게 감소하였다는 연구결과와 부분적으로 일치한다. 즉 선행연구에서와 같이 하지의 안정성이 결여될 경우 압력중심점 이동거리는 증가함을 보여 주고 있으며, 이 연구에서도 불안정성이 조성된 다리길이 차이가 클수록 압력중심점의 이동거리는 증가하여 균형능력이 감소함을 알 수 있다.

양쪽 하지에 고른 체중분배는 인체의 바른 자세를 유지하는데 필요한 요인 중 하나이다. 하지만 편마비 환자들은 서 있는 자세에서 손상 측 하지에 체중의 25~43% 이하의 부하만을 지지함으로써 비대칭적인 자세가 생기며(Yang, Chung, Lee, Cheng & Wang, 2007), 이러한 자세는 신체의 중심 유지 능력 감소와 정위반응, 평형반응에 영향을 주게 되어 자세 조절능력에 문제를 일으킨다(Ikai, kamiubo & Takenhara, 2003). 구조적인 단하지의 체중 부하의 경향성 연구에서 단하지가 있는 대상자들은 단하지 측으로 체중을 부하하는 경향이 있었지만, 6 mm 이상의 단하지 대상자들은 단하지 반대 측으로 체중을 부하하는 경향이 있었다. 이러한 결과는 중둔근의 작용과 같은 보상작용이 일어나며, 6 mm 이상의 단하지를 가진 사람은 중둔근이 골반의 균형을 맞추기 위해서 체중을 반대 측으로 부하한다(Lawrence, 1984).

Kwon, HwangBo와 Kim (1993)은 똑바로 선 자세에서 정상인과 요통 환자의 체중분배에 관한 비교에서 환자군과 정상인의 체중분배 차이 유의성은 나타나지 않았다고 보고하였다. 즉 건강한 사람의 경우에도 양하지 체중분배에 차이를 보이고 오른발잡이라 할지라도 더 많은 체중분배를 보이지 않고 환자군에서도 통증을 경험한 부위에 적은 체중지지를 나타내는 것은 아니라고 하였다. 이 연구에서도 다리길이 차이에 따른 체중분포를 측정한 결과 통계적 유의성은 나타나지 않았다. 다리길이 차이로 인하여 척추측만이 발생한다고 하였고(Friberg, 1983), Papaioannou(1982)는 22 mm 이상 차이는 보상적 척추측만증일 일으킬 수 있다고 하였다. 이 연구에서 cobb's angle을 측정한 결과 유형1의 경우 평균 -1.76±4.51 °, 유형2의 경우 평균 .76±5.08 °, 유형3의 경우 평균 4.06±5.36 °, 유형4의 경우 평균 8.59±5.81 °로 다리길이 차이가 클수록 cobb's angle이 증가하여 선행연구와 일치하는 것으로 나타났다.

보행이 불안정한 경우 연령이 높을수록 걸음거리 및 활보거리는 감소하는 경향을 나타낸다고 보고하였다(Patla, 1993). 이 연구에서 걸음거리의 변인을 측정한 결과 다리길이 차이가 클수록 긴 쪽 다리의 걸음거리는 유의하게 증가하였으며, 짧은 쪽 다리의 걸음거리는 감소하였으나 통계적으로 유의하지 않았다. 일반적으로 다리길이 차이가 있는 사람들은 보행 시 입각기 때는 신체의 무게중심이 짧은쪽 다리가 밑으로 떨어지고, 긴 쪽 다리가 위로 올라감으로써 수직이동이 커지게 되어 에너지 소모가 증가하게 된다(Gurney, 2001). 이러한 사람들의 보행 특징은 유각기 시간, 짧은 쪽 다리의 보폭 감소, 보행속도 감소와 분속수 증가가 나타난다(Bhave, Paley & Herzenberg 1999).

그러나 이 연구에서는 다리길이 차이가 클수록 짧은 쪽의 걸음 거리는 감소하여 선행연구와 비슷한 결과를 보였으나 통계적 유의성은 나타나지 않았고, 긴 쪽 다리의 걸음 거리는 증가하는 것으로 나타났으며 통계적으로 유의하였다. 다리길이 차이는 노인의 보행에 악영향을 미치는 변수로서 보행의 경제성과 근활동성에 영향을 미친다. 남, 녀 노인(55-86세) 44명을 대상으로 트레드밀에서 2, 3, 4 cm 의 인위적인 다리길이 차이를 일으키고 보행을 시킨 후 산소 섭취량과 분당 호흡량, 심박동수, 근전도로 족저굴곡근, 대퇴직근, 중둔근, 대둔근의 근활성도를 측정하였다.

그 결과 2 cm 이상의 인위적 다리길이 차이에서 심박동수, 산소 섭취량과 분당 호흡량이 늘었고 특히 3 cm의 인위적인 다리길이 차이에서 긴 하지 측의 대퇴직근이 근활성도가 높았으며, 4 cm 의 다리길이 차이에서는 짧은 하지 측의 족저굴곡근의 근활성도가 높았다(Gurney et. al., 2001). 단하지 지지기 비율의 경우 다리길이 차이가 클수록 좌측과 우측에서 유의하게 나타났고, 긴하지 에서는 다리길이 차이가 클수록 감소하였으며 짧은 쪽 하지의 경우 증가 하는 것으로 나타났다. 이는 다리길이 차이가 클수록 상대적으로 긴하지 측의 안정성이 감소되고,

짧은 하지 측 지지기 비율이 높아지면서 보상작용이 나타나는 것으로 사료된다.

활보거리, 활보시간, 양하지 지지기 비율에서는 통계적 유의성은 나타나지 않았으며 이는 긴 하지 측과 짧은 하지 측 양쪽 모두의 값으로 한 부분에서의 변화가 다른 하지 측에 보상작용이 나타나 서로 상쇄되는 것으로 사료된다. 많은 선행 연구들에서 이러한 다리길이 차이에 대한 문제점들을 다루어 왔지만 어느 정도의 다리길이 차이가 영향을 미치는지에 대해서는 많은 가설들이 있다. 이전의 연구에서 2 cm 이상의 다리길이 차이에서 유의한 차가 나타났으며, 다리길이 차이가 2.5 cm 이상일 경우 깔창을 이용한 교정이 필요하다고 하였다. 하지만 이 연구에서 다리길이 차이가 서 있는 자세와 보행을 관찰한 결과 1 cm의 다리길이 차이에서 cobb's angle의 변화가 나타났으며, 이는 선행연구와 달리 2.5 cm 이하의 다리길이 차이에서도 다리길이 차이의 교정이 필요할 것으로 생각된다. 또한 이 연구의 대상자 중 신장이 큰 대상자의 LLD가 다소 높게 나타나고 있어 후속연구에서 신장의 차이를 고려한 연구가 있어야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

이 연구는 다리길이 차이가 인체에 미치는 영향이 서 있는 자세 및 보행 시의 보행 관련 변인과 cobb's angle에 어떻게 영향을 미치는가를 규명하고자 하였다. 이를 위해 다리길이 차이가 1 cm 미만인 20대 성인 17명을 연구대상으로 선정하였으며, 이들에게 깔창을 처방하여 좌측 다리를 각각 1 cm, 2 cm, 3 cm의 인위적인 다리길이 차이를 조성한 집단으로 구분하였다. 각 집단별로 서 있는 자세에서 압력중심점의 이동거리와 cobb's angle, 걷기 시 보행요인으로 걸음거리, 걸음시간, 활보거리, 활보시간, 단하지 지지기 비율, 양하지 지지기 비율을 측정, 분석하였다. 이 연구에서 얻어진 모든 자료처리는 Windows용 통계 프로그램인 SPSS 20.0(IBM, USA)을 이용하여 처리하였고, 모든 측정 항목별로 측정값의 평균 및 표준편차를 산출하였다. 또한 집단 간의 차이를 검증하기 위해 반복이 있는 일원분산분석(one-way repeated ANOVA)을 실시하였고 분석 시 나타난 유의한 결과는 Duncan으로 사후검증 하였으며, 통계적 유의성은 α=.05로 하였다. 이 연구의 결과 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 압력중심점 이동거리는 다리길이 차이가 3 cm 이상일 때 유의하게 나타났고, 보상적 cobb's angle은 다리길이 차이가 커질수록 각 유형별로 유의하게 차이가 나타나 서 있는 자세에서 다리길이 차이는 인체의 변형에 영향을 미치는 것으로 나타났다.

2. 다리길이 차이에 따른 보행 시의 걸음거리는 좌측(장족)의 경우와 걸음시간은 좌측(장족), 우측(단족), 단하지 지지기 비율은 좌측(장족)에서 다리길이 차이가 2 cm 이상일 때 유의한 차가 나타났다. 단하지 지지기 비율의 우측(단족)에서는 1 cm 다리길이 차이에서 유의한 차가 나타났다.

참고문헌

Ahn, M. (2004). *The effects of postural correction on pelvis balance and cervical range of motion.* Unpublished master's thesis, Daegu University, Daegu.

Ames, R. A. (1985). Posture in the assessment, diagnosis and teratment of chronic low back pain. *J. Aust. Chiropr. Assoc., 15, 21-3.*

Beatie, P., Isaacson K. & Riddle D. L. (1990). Validity of derived measurements of leg length differences obtained by use of a tape measure. *Physical Therapy, 70(3), 150-157.*

Beattie, P., Isaacson K., Riddle D. L. & Rothstein, J. M. (1990). Validity of derived measurements of leg-length differences obtained by use of a tape measure. *Physical therapy. 70(3), 150-157.*

Bhave, A., Paley D. & Herzenberg, J. E. (1999). Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy. The Journal of *Bone & Joint Surgery Am, 81(4), 529-534.*

Bolz, S. & Davies, G. J. (1984). Leg length differences and correlation with total leg strength. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy., 6(2), 123-129.*

Bunnell, W. P. (1986). The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. *Spine. 11(8), 773-776.*

Burcon, M. (2003). Assessment of the cervical spine using modified Prill leg Checks. *11th Annual Vertebral Subluxation. Research Conference.*

Carlson, M. & Wilkerson, J. (2007). Are differences in leg length predictive of lateral patello-femoral pain?. *Physiotherapy Research International, 12(1), 29-38.*

Choi, H. S. & Min, K. j. (2000). The effect of the early therapeutic exercise on idiopathic scoliosis in elementary school children in seosan city. *Korean research society of physical therapy, 3, 1-18.*

Dahl, M. T. (1996). Limb Length Discrepancy. *Pediatric Clinic of*

North America, 43(4), 849-865.

Dirocco, P. J. & Vaccaro, P. (1998). Cardiopulmonary functioning in ddolescent patients with mild idiopathic scoliosis. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 69(3), 198-201.*

Friberg, O. (1983). Clinical symptoms and biomechanics of the lumbar spine and hip joint in leg-length inequality. *spine 8(6), 643-651.*

Gailliet, R. (1990). Disorders and deformities. *Philadelphia: WB Saunders, 792-809.*

Giles, L. G. (1981). Lumbosacral facetal 'joint angles' associated with leg length inequality. *Rheumatol. Rehabil., 20(4), 233-238.*

Golightly, Y. M., Allen, K. D., Renner, J. B., Helmick, C. G., Salazar, A. & Jordan, J. M. (2007). Relationship of limb length inequality with radiographic knee and hip osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage, 15(7), 824-829.*

Gong, W. T. (2008). *The influence of contract-relax technique of PNF & sacroiliac joint mobilization of functional leg length inequality.* Unpublished Doctor's Thesis, Daegu University, Gyeongbuk, Korea.

Gurney, B., Mermier, C., Robergs, R., Gibbson, A. & Rivero, D. (2001). Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extermity muscle activity in older adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 83-A(6), 907-915.*

Hensinger, R. N. (1991). Congenital anomalies of the cervical spine. *Clinical orthopaedics and related research, 264, 16-38.*

Hwang, S. S. (1997). *The effects of vestibular stimulation on balance and fundamental psychological process fo children with central nervous system dysfunction.* Unpublished Doctor's thesis, Dankook University, Seoul, Korea.

Ikai, T., Kamikubo, T. & Takenhara, I. (2003). Dynamic Postural Control in Patients with hemiparesis. *American journal of Physical medicine & rehavilitation, 82(6), 463-469.*

Jang, M. J. & Cho, H. J. (2010). The effect of performing a 12 weeks's exercise program on the change of cobb's angle of disabled adolescents with idiopathic scoliosis. *Korean journal of adapted physical activity, 18(4), 117-127.*

Jeon, W. J. (2010). I*nterrelationship between difference in leg length of th lower limbs and the balance of the upper limbs musculoskeletal system of the students majoring in physical education : Through moire muscle somatotype photography.* Unpublished Master's thesis, Myongji University, Seoul, Korea.

Ju, H. Y. (2008). *Effects of differences in shoulder height , leg length and foot arch height on weight distribution.* Unpublished Master's thesis, Dongshin University, Jeonnam, Korea.

Jung, Y. J. (2002). *Effects of leg length discrepancy on kinematic parameters during walking.* Unpublished Master's thesis, Yousei University, Gangwon, Korea.

Kang, H. S. (2006). E*ffects of the bareunmom(straight body form) physical exercise therapy on shoulder pain.* Unpublished Master's Thesis, Chosun University, Gwangju, Korea.

Kaufman, K. R., Miller, L. S. & Sutherland, D. H. (1996). Gait Asymmetry in Patients with Limb-Length Inequality. *Journal of Pediatric Orthopaedics, 16(2), 144-150.*

Kim, S. & Kim, j. S. (2007). Knowledge of good posture and postural habits in elementary school children. *Child health nursing research, 13(2), 182-190.*

Kwon, M. J., HwangBo, G. & Kim, J. S. (1993). The comparison of weight distribution between the healthy persons and low back pain patients during standing posture. *The Journal of Korea society of physical therapy, 5(1), 9-15.*

Lawrence, D. (1984). Lateralization of wight in the presence of structural short leg. *Journal of Manipulative and Physiologiacal Therapeutices, 7(2), 105-108.*

Lee, W. J. & Lim, C. H. (2012). Effect of unstable surface lumbar stabilization exercise on trunk posture and balance ability in patients with scoliosis. *Journal of the korean society of physical medicine, 7(1), 59-67.*

Mahar, R. K., Kirby, R. L. & MacLeod, D. A. (2005) Simulated leg-length discrepancy: its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, 66(12), 822-824.*

McCaw, S. T. (1992). Leg length inequality Implications for running injury prevention. *Sports Med, 14(6), 422-429.*

Moseley, C. F. (1986). Leg-Length Discrepancy. *Pediatric Clinics of North America, 33(6), 1385-1394.*

Murray, M. P., Drought, A. B. & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men,. *Journal of Bone Joint Surgery. 46, 335-360.*

O'Brien, S., Kernohan, G., Fitzpatrick, C., Hill, J. & Beverland,

D. (2010). Perception of imposed leg length inequality in normal subjects. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy, 20(4), 505-511.*

Papaioanou, T., Stokes, I. & Kenwright, J. (2002). Scoliosis associated with limb-length inequality. *J Bone Joint Surg. Am, 64(1), 59-62.*

Park, B. G. (2012). Relationships between differences in shoulder height, leg length, arch height and weight distribution on anthropometric variables. *The korea journal of sports science, 21(4), 1199~1213.*

Patla, A. E. (1993). Age-related changes in visually guided locomotion over different terrains. major issues in: Amsterdam, Netherlands: Kluwer Academic.

Payne, W. K., Oqilvie, J. W., Resnick, M. D., Kane, R. L., Transfeldt, E. E. & Blum, R. W. (1997). Does scoliosis have a psychological impact and does gender make a difference. *Spine, 22(12), 1380-1384.*

Perry, J. (1992). Gait analysis: Normal and Pathological Function. 1st ed., SIACK incorporated, NJ; Thorofare.

Perttunen, J. R., Anttila, E., Sodergard, J., Merikanto, J. & Komi, P. (2004). Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Jorunal of Medical Science Sports, 14(1), 49-56.*

Ramirez, N., Jonstone, C. E. & Browne, R. H. (1997). The prevalance of back pain in children who have idiopathic scoliosis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 79(3), 364-368.*

Rush, W. A. & Steiner, H. A. (1946). A study of lower extremity length inequality. Am. *The American journal of roentgenology avd radium therapy., 56(5), 613-623.*

Strecker, W., Franzreb, M., Pfeiffer, T., Pokar, S., Wikstrom, M. & Kinzl, L. (1994). Computerized tomography measurement of torsion angle of the lower extremities. *Unfallchirurg, 97(11), 609-613.*

Subotnick, S. I. (1981). Leg length discrepancies of the lower extremity. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 3(1), 11-16.*

Waidelich, H. A., Strecker, W. & Schneider, E. (1992). Computed tomographic torsion angle and length measurement of the lower extremity. The methods, normal values and radiation load. *Rofo, 157(3), 245-251.*

White S. C., Gilchist, L. A. & Wilk, B. E. (2004). Asymmetric limb loading with true or simulated leg-length differences. *Clinical Orthopedic Relation Research, 421, 287-292.*

Winter, R. B. & Pinto, W. C. (1986). Pelvic obliquity. Its causes and its teratment. *spine, 11(3) 225-234.*

Yang, Y. R., Chung, Y. C., Lee, C. S., Cheng, S. J. & Wang, R. Y. (2007). Dualtask-related gaitchanges in individuals with stroke. *Gait & Posture, 25(2), 185-190.*

Yoon, T. S., Jeon, S. I., Shin, J. S., & Park, B. G. (1990). A study of isokinetic testing at the knee comparing soccer players and non-players. *Annals of rehabilitation medicine, 14(2), 260-267.*

Deacon, P., Flood, B. M., & Dickson, R. A. (1984). Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis, *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 66(4), 509-512.

Ji, S. G., Kim, M. K., Lee, D. G. & Cha, H. K. (2012). Effect of task-oriented exercise on the balance in degenerative arthritis patients with total knee replacement. *The Journal of the Korea Contents Association, 12(3), 222-232.*

Papaioannou, T., Stokes, I. & Kenwright, J. (1982). Scoliosis associated with limb-length inequality. *The Bone & joint journal, 64(1), 59-92.*