

무릎인공관절 단축범위(Single-Radius) 수술자와 다축범위(Multi-Radius) 수술자의 운동역학적 및 운동생리학적 비교분석

진영완* · 곽이섭¹

동의대학교 특수체육학과, ¹동의대학교 체육학과

Received August 28, 2008 / Accepted November 24, 2008

Biomechanical and Physiological Comparative Analysis of the Single-Radius Knee Arthroplasty Systems and Multi-Radius Knee Arthroplasty Systems. Young-Wan Jin* and Yi-Sub Kwak¹. *Department of Special Physical Education Dong-Eui University, Busan 614-714, Korea, ¹Department of Physical Education, Dong-Eui University, Busan 614-714, Korea* - The purpose of this study was to investigate the effect of different arthroplasty designs on knee kinematic and lower limb muscular activation for up-stair and down-stair movement. 3-D video analysis of whole body and joint kinematics and EMG analysis of quadriceps and hamstrings were conducted. One-way ANOVAs were used for statistical analyses ($p=0.05$). The single-radius group exhibited more arthroplasty limb quadriceps EMG and hamstring coactivation EMG than the multi-radius group. Single-radius demonstrated more abduction angular displacement and reached peak abduction earlier than the multi-radius arthroplasty limb. The single-radius the percent body fat showed similar values in the Elderly, Single and Multi-radius group among the periods, however Control group was Lowered among the periods. Single-radius group limb also increased the quadriceps muscle activation level to produce more knee extension moment to compensate for the short quadriceps moment arm. Resting metabolic rate was significantly increased in control group in the period of LI. Energy expenditure was extremely increased in all groups except control group among the periods. We can say this is the exercise effects.

Key words : Single-radius, multi-radius, kinematic, moment, EMG, %body fat, energy expenditure, metabolic rate

서 론

평균 수명의 증가로 노인인구는 급격한 증가를 보이고 있으며 이에 따라 노인들의 질병이 현대의학에서는 큰 부분을 차지하게 되었다. 여러 질환들 중에서 정형외과 영역에서는 관절염으로 인하여 고생하시는 분들이 늘어나게 되었고, 이런 노인들에게는 얼마나 오래 사느냐도 중요하지만 살아있는 동안만이라도 무릎이 아프지 않고 편안하게 살고 싶은 욕망 즉, 삶의 질이 더욱 중요시 여겨지게 되었다.

최근 인공관절 수술이 발달되어 수술에 만족하시는 분들이 점차 늘어나면서 인공관절술에 대한 관심도가 높아지고 있다. 인공관절 수술은 지금까지의 치료방법들 중 통증을 야기시켜 환자들에게 고통을 주는 관절부위의 병변에 대하여 가장 믿을 수 있는 시술 방법이며 1960년대부터 시술되기 시작하여 21세기 정형외과 영역에서 가장 성공적으로 발전하여 많은 환자에게 혜택을 준 대표적인 분야이다[7]. 인공관절 착용 동안 굴곡과 신전(flex/ext)기능을 증명하기 위해서 정상적인 무릎의 굴곡, 신전 축의 위치와 방향을 아는 것은 매우 중요하다[2]. 대부분 다축인공관절은 가동범위(ROM)가 회전

중심에서 굴곡과 신전 그리고 약간의 내전과 외전이 일어나 2개 방향을 가진다[3]. 반대로 굴곡과 신전만하는 단축인공관절은 단지 한 방향으로 굴곡과 신전만 한다. 무릎인공관절은 일상생활에서 걷거나 달릴 때 무릎의 근 모멘트(muscle moment)가 적당한 활동을 해서 무릎관절근육에 지레와 같은 작용을 하게하고, 완전한 무릎으로 정상인의 무릎과 같은 기능을 오랫동안 유지하게 한다. 이러한 목적을 달성하기 위해서는 무릎인공관절 디자인 시 정상적인 무릎 회전축(normal knee's axes of rotation)들의 정확한 위치 파악이 중요하며, 무릎인공관절의 기능을 도와주는 무릎 주위의 근육들의 역할 또한 중요하다[4]. 그리고 근육의 활성정도과 운동기능을 알아보기 위해 운동 시 기본적인 대사작용의 변화와 에너지대사량의 변화를 함께 연구하는 것이 필요하다[8,11].

따라서 본 연구에서는 단축범위(single-radius)와 다축범위(multi-radius)를 가진 무릎인공관절 수술자들을 대상으로 재활운동시 많이 사용되는 계단을 올라가는 동작과 내려가는 동작을 하는 동안 근모멘트를 만들어내는 대퇴사두근(quadriceps muscle)과 무릎오금근(hamstring)의 역할과 하지(lower extremity)의 운동학(kinematics) 및 운동역학적(kinetics)인 특징을 비교분석하고, 아울러 기본적인 대사작용과 에너지소비량을 실험하여 운동생리학적측면에서 건강한 일반인들과 비교해 봄으로써 재활운동을 하는 수술자와

*Corresponding author

Tel : +82-51-890-2511, Fax : +82-51-890-2157

E-mail : ywjin@deu.ac.kr

관련자들에게 올바른 정보를 제공하고자 한다.

재료 및 방법

연구 대상

본 연구에 필요한 실험 대상자(Table 1)는 단축, 다축으로 움직이는 무릎인공관절 수술의 다른 병력이 없는 남자였다.

영상 분석(Cinematography)

운동학적 자료와 운동역학적 자료는 Peak Motion Measurement System™ (Peak Performance Technologies, Inc)을 이용하여 자료를 얻었다. 3대의 High-speed video camera를 사용하며(이때 sampling rate:120Hz, shutter speed:1/1000s, 21-point 캘리브레이션 프레임사용) Peak Motus™ 버전 4.3 소프트웨어 패키지를 사용한다. 3차원영상 분석을 통하여 계단오르기(평균 1.5m/sec로 걸음)와 내리기의 평균속도, 계단오르기와 내리기는 동안 하지관절의 평균 각속도, 하지관절의 내전과 외전 그리고 계단 오르기와 내리기 동안 무릎의 굴곡과 신전운동 동안 무릎관절에 작용하는 모멘트를 알아보기 위하여 하지의 각도변화차이, 각속도 변화차이 등을 알아보고, Feltner 등[1]이 사용한 Motion-dependent interaction 분석방법을 이용하여 하지와 무릎관절에 작용하는 무릎관절의 순 모멘트(net moment), 근 모멘트(muscle moment, resultant joint moment), 그리고 각속도에 관계된 모멘트(angular motion-dependent interactive moments)를 inverse dynamics로 계산한다. 모멘트의 비교는 SPSSWIN 10.0 통계패키지를 이용하여 t-test로 검정하여 비교 한다.

근전도(EMG) 분석

등속성 분석(Isokinetic concentric test)

KIN-COM III™를 이용하여 무릎의 Isokinetic 힘을 측정하기 위하여 무릎각도를 15°-75°까지 펴면서 테스트 한다. KIN-COM III™ isokinetic dynamometer(500Hz)를 사용하여 무릎 각도가 15°-75°까지 최대 수의수축(maximal voluntary contraction, MVC)을 하는 동안 굴곡근과 신전근의 역할을 알아본다. 이때 EMG의 VM (vastus medialis), VL (vastus lateralis), RF (rectus femoris), BF (biceps femoris)

Table 1. Subjects

Variables	S-RAD (n=10)	M-RAD (n=10)
TKA type	Scorpio™	S-7000™
Age (yr)	65±5	66±7
Weight (kg)	87±16	89±15
Height (cm)	171±13	172±7
TKA ROM (deg)	110±7	113±7
RE Period (mon)	12±2.5	12±2.8

그리고 ST (semitendinosus)의 데이터를 얻는다.

EMG 분석

계단 오르기 동작과 내리기 동작 동안 대퇴사두근과 무릎 오금근의 iEMG변화와 근육들의 역할을 알아 본다 [8,9] 계단 오르기와 내리기 동안 16채널 MYOPAC™ EMG system (1080 Hz/sampling rate)을 이용하여 VM, VL, RF, BF 그리고 ST의 데이터를 얻는다. 통계 처리는 One-way ANOVA를 실시하였다.

운동생리학적 분석

건강한 일반인(40±2.8세, 10명), 건강한 노인(65±2.5세, 10명)과 무릎인공관절 수술 후 꾸준히 재활운동을 실시한 단축범위 무릎인공관절 수술자와 다축범위 무릎인공관절 수술자들의 기본적인 대사작용과 에너지소비량을 실험하는 것은 큰 의미가 있다고 여겨졌다. 즉, 단축범위 무릎인공관절 수술자와 다축범위 무릎인공관절 수술자의 운동생리학적 측면에서 건강한 대상자들과 비교해 봄으로써 이들의 재활운동에 알맞은 정보를 제공할 수 있을 것으로 판단되었다. 네 집단을 대상으로 걷기와 가벼운 달리기(1.59±1.25 m/sec)를 실시하여 변인들을 비교하였다.

본 연구를 수행하기 위하여 우선 In Body 720으로 매 시마다 체지방량률, 안정 시 대사량 및 운동중과 운동 후 에너지소비량을 측정하였다. MetaLyzer 3B를 이용하여 안정 시 대사량 및 안정 시 대사량 측정 시 동원되는 에너지 기질을 분석하였다. 모든 대상자에게 연구의 목적과 의도를 충분히 설명하였고, 피험자 모두는 실험기간 동안 특정 식이 요법에 참가하지 않도록 하였으며, 약물의 복용과 다른 신체적 활동은 제한하였다. 특히 실험기간 중에는 다른 특성의 운동을 못하도록 실험 통제하였으며 기간 중에 음주와 흡연도 금지하였다. 실험 전 실험 기구에 대한 전반적인 적응훈련을 실시하였으며, 본인이 원할 경우 얼마든지 실험을 그만두어도 좋다는 제반사항이 포함된 실험 참가 동의서를 받았다. 통계방법은 변량분석(ANOVA)을 이용하여 분석하였으며, DUNCAN의 사후 검증법으로 평균치를 검증하였다(p<0.05).

결과 및 고찰

결과는 영상분석변인, 근전도변인 그리고 운동생리학적 변인으로 나누어 결과 처리를 하였다.

한 계단 오르기와 내리기 동안 소요시간은 대상자들 간에 통계적으로 큰 차이(P=0.380, P=0.171)는 없었지만 평균에서는 약간의 차이가 나타났다. 단축범위 수술자가 다축범위 수술자보다 오르기와 내리기에서 평균속도가 빠른 것으로 나타났다(Table 2, Fig. 1). 이와 같은 결과는 Wang 등[9,10]이 인공관절 수술자에 대해 연구한 앓았다가 일어나는데 걸린 시간의 연구 결과(1.79 sec, 1.98 sec)와 비슷한 패턴을 나타내

Table 2. Total mean time of one up-stair (sec)

Velocity	SR	MR	P-value
Up	1.42±0.81	1.58±0.45	0.380
Down	1.37±0.20	1.47±0.61	0.171

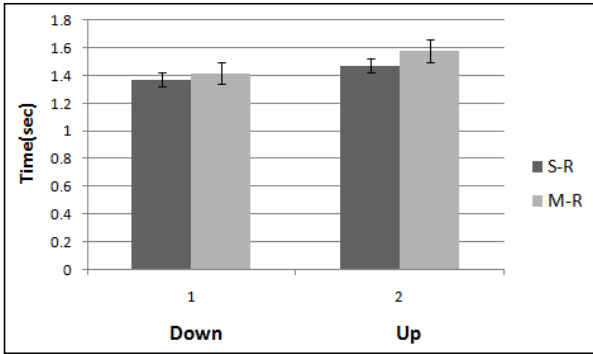


Fig. 1. 1up-stair and 1down-stair time of the S-R and M-R groups.

주고 있다. 단지 굴곡과 신전동작을 하는 S-R관절과 굴곡, 신전 그리고 약간의 외전과 내전 동작을 하는 M-R관절의 계단 오르고 내리기 동작의 소요시간 결과는 인공관절의 제작과 재활훈련에 많은 것을 생각하게 하는 결과로 사료된다.

한 계단 오르기 동안 고관절의 각속도, 무릎의 각속도, 발목의 각속도는 세 관절 모두 통계적으로는 유의한 차이 ($p=0.078$, $p=0.095$, $p=0.069$)는 없었지만 평균의 비교에서는 단축관절 수술자가 다축관절 수술자 보다 빠르게 나타났다 (Table 3). 이러한 결과는 Jin 등[4]이 연구한 인공관절 수술자들의 대퇴각속도($57.35^\circ/\text{sec}$, $49.84^\circ/\text{sec}$) 연구 결과와 비슷한 결과로 나타났으며, Wang 등[9,10]이 연구한 각속도 결과 ($\text{hip}=115.6^\circ/\text{sec}$, $87.1^\circ/\text{sec}$, $\text{Knee}=71.0^\circ/\text{sec}$, $60.4^\circ/\text{sec}$, $\text{Ankle}=14.1^\circ/\text{sec}$, $15.9^\circ/\text{sec}$)와도 비슷한 패턴으로 나타났다. 한 계단 오르는 동안 각관절의 평균 각속도는 한 계단 오르는 동안 소요된 평균시간의 결과와도 일치하는 것으로 나타났다.

한 계단 오르기 동안 관절의 최대 토크는 통계적으로 차이 ($p=0.052$, $p=0.096$, $p=0.134$)는 나타나지 않았으나 평균의 비교에서는 단축관절 수술자가 다축관절의 수술자보다 각관절의 토크가 모두 크게 나타났다 (Table 4). 이러한 결과는 계단오르기 속도에 영향을 미치는 각관절의 각속도와 각관절의 토크의 크기들이 같은 순서로 나타난 것으로 보아 계단오르고 내리기 동작에서는 단축관절 수술자들이 다축관절

Table 3. Total mean angular velocity of one up-stair ($^\circ/\text{sec}$)

Angular velocity	SR	MR	P-value
Hip	119.2±39.1	108.3±25.9	0.078
Knee	84.5±12.6	70.9±14.2	0.095
Ankle	19.2±5.1	20.5±3.4	0.069

Table 4. Maximum joint torque of one up-stair (Nm)

Torque	SR	MR	P-value
Hip	389±52	369±68	0.052
Knee	270±39	258±74	0.096
Ankle	38±13	35±20	0.134

수술자보다 오히려 더 큰 힘을 낼 수 있다는 것을 보여준다. 굴곡과 신전을 하면서 약간의 외전과 내전을 하계끔 만들어진 다축관절 수술자는 걸기는 오히려 단축관절 수술자 보다 편할지 모르나[9,10] 단순히 걸기나 뛰기와 같은 동작을 할 때는 단축관절 수술자가 큰 힘을 낼 수 있다는 것을 알 수 있었다.

다축으로 제작된 무릎인공관절 수술자의 계단 오르고 내리 동안 얼마나 내전(add)과 외전(abd)이 일어나는지를 알아보았다 (Fig. 2). 굴곡과 신전으로만 움직이게 단축으로 제작된 인공관절에서는 볼 수 없는 변이으로서 연구의 의미가 있다고 사료된다. 계단 오르고 내리기 동안 외전과 내전이 일어나는 각도를 알아본 결과 통계적으로는 큰 차이는 없었으나 ($p=0.103$) 계단 오르기 동작(6.2° , 7.8°)이 내리기 동작 (5.8° , 6.4°)보다 약간 크게 나타났다. 이것은 오르기 동작이 내리기 동작보다 힘껏 계단을 밟는 순간 내전과 외전이 크게 나타나는 것으로 나타났다. 동작의 관찰결과 약간의 내전과 외전이 일어남으로써 계단 오르고 내리기 동작의 자연스러움은 거의 내전과 외전이 일어나지 않는 단축인공관절 수술자와는 차이를 보였다. 위의 결과들에서 보여주는 바와 같이 무릎관절의 최대토크는 단축인공관절 수술자들이 높은 반면, 약간의 내전과 외전이 일어나는 다축인공관절 수술자들은 무릎관절의 최대토크는 약간 낮게 나타난 반면 걸기 동작에서 자연스러움을 나타내었다.

다축범위 수술자와 단축범위 수술자의 등속성수축시 하지의 근육변화를 알아보기 위하여 $15^\circ-75^\circ$ 사이의 무릎을 펴는 동안 VM, VL, RF, BF, ST의 근육들의 EMG값을 비교해본 결과 통계적으로 유의한 차이 ($P<0.05$)가 나타났다. Table 5에서 보면 다축범위 수술자와 단축범위 수술자 간에 대퇴사두근

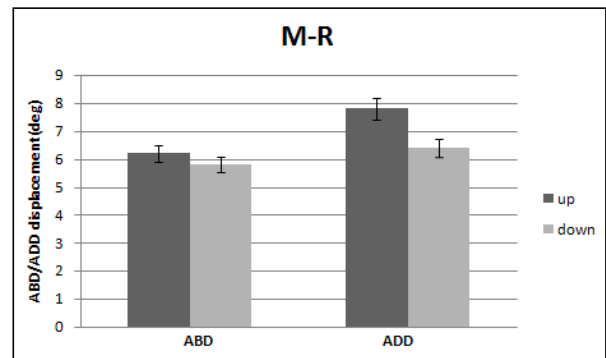


Fig. 2. ABD/ADD angular displacement of M-R limbs.

Table 5. RMS EMG of VM, VL, RF, BF and ST of TKA limbs in four angular intervals from 15 to 75 Of knee extension movement

Muscles	TKA	15-30	31-45	46-60	61-75
VM	MR	0.128±0.059	0.175±0.187*	0.388±0.129	0.432±0.205*
	SR	0.241±0.082	0.392±0.375*	0.729±0.274	0.842±0.324*
VL	MR	0.117±0.054	0.143±0.077	0.312±0.092	0.454±0.320
	SR	0.232±0.097	0.320±0.197	0.514±0.231	0.720±0.298
RF	MR	0.089±0.051	0.140±0.109	0.289±0.108	0.391±0.158
	SR	0.129±0.094	0.220±0.114	0.382±0.191	0.531±0.172
BF	MR	0.071±0.040**	0.091±0.083*	0.101±0.074**	0.184±0.101**
	SR	0.274±0.194**	0.314±0.195*	0.489±0.231**	0.472±0.171**
ST	MR	0.137±0.131	0.354±0.289	0.119±0.092	0.172±0.087
	SR	0.104±0.081	0.620±0.348	0.174±0.104	0.254±0.114

*RMS (root mean squared)

*Indicates $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

과 무릎오금근에서 유의한 차이($p < 0.05$, $p < 0.01$)를 나타내고 있다. 무릎을 펴는 등속성 수축동작에서 VM EMG값은 단축범위 수술자가 다축범위 수술자보다 31°-45° 그리고 61°-75°에서 더욱 크게 나타났다. BF EMG값은 모든 구간에서 단축범위 수술자가 다축범위 수술자보다 크게 나타났다. 이러한 결과는 계단을 오르는 동안 앞서 나타난 운동학적인 변인(계단 오르내리기 시간, 계단오르기 평균각속도, 계단 오르기 동안 관절의 최대토크 등)들의 결과를 뒷받침하는 것으로 생각된다.

운동 강도에 따른 체지방률의 변화

서로 다른 4그룹에서 운동 강도별 피험자의 체지방률의 변화는 Table 6에 나타나 있다. Table 6에 나타나 있는 것과 같이 젊은 일반군(C), 노인군(E), 단축범위 수술자(S), 다축범위 수술자(M)에서 운동 시기별 측정값의 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았으나, C 그룹에서 시기별 체지방률이 감소하였고, 고강도 운동인 HI 시기에 가장 낮은 값을 나타내었다. 반면에 E, S 및 M 그룹에서는 시기별 감소하는 경향은 있었으나, 증가된 곳도 있고 HI 시기에서는 모든 그룹에서 감소하였다. 하지만 모든 시기에서 통계적인 차이를 나타내지 않았다. 그리고 그룹간에는 모든 시기에서 단축범위 수술자가 가장 높은 체지방률이 나타났다.

Table 6. The percent body fat (%)

Group	RE	MA	HI	LI
C	22.7±4.17	21.6±3.11	21.4±4.32	21.6±3.31
E	32.4±4.63	32.8±3.41	31.5±4.21	32.7±4.21
S	35.6±3.86	35.5±2.18	34.6±3.37	35.7±3.43
M	33.5±2.21	34.2±1.38	33.1±2.37	33.0±2.37

C: Control young, E: Elderly, S: Single-RADIUS, M: Multi-RADIUS

RE: Resting, MA: Maximal, HI: High intensity, LI: Low intensity

* $p < 0.05$, compare to RE

운동 강도에 따른 안정 시 대사량의 변화

서로 다른 4그룹에서 운동 강도별 피험자의 안정 시 대사량의 변화는 Table 7에 나타나 있다. Table 7에 나타나 있듯이, 안정 시 대사량의 변화는 그룹별 용이한 비교를 위하여 체표면적으로 나눈 값으로 표기하였다. C 그룹에서 시기별 안정 시 대사량 값이 증가하여 저강도 운동 후 가장 높은 값을 보였고 통계적으로도 유의하게 증가함을 알 수 있었다 ($p < 0.05$). E 그룹에서도 같은 경향을 보였는데, 시기별 대사량 값이 증가하였고, S와 M 그룹에서도 같은 변화를 보였으나 통계적인 차이는 보이지 않았다. 한편 그룹간의 비교에서는 일반군이 시기별 가장 높은 안정 시 대사량을 보였고, 단축범위 수술자에게서 가장 낮은 안정 시 대사량값이 나타났다.

운동 강도에 따른 평균 에너지 소비량의 변화

서로 다른 4그룹에서 운동 강도별 피험자의 평균에너지 지출량의 변화는 Table 8에 나타나 있으며, 운동 중과 운동 후 30분간의 에너지 지출량의 평균값을 나타낸 것으로 시기별 C 그룹에 대하여 다른 그룹을 비교 하였다. 우선 고강도 운동 시 C 그룹에 비해 E, S, M 그룹에서 낮은 에너지 소비량 값을 보였고, 모든 그룹에서 통계적으로 낮은 값을 보였다 ($p < 0.05$). 그리고 이러한 결과는 저 강도 운동에서도 같은 경향을 보이며 나타났는데, 저강도 운동 시 평균 에너지 지

Table 7. Resting metabolic rate (Kcal/day/m²)

Group	RE	MA	HI	LI
C	986.2±25.1	987.7±25.3	1012.7±44.2	1033.1±43.1*
E	917.3±23.5	945.3±27.3	955.1±17.4	977.2±25.3
S	820.3±46.1	827.7±35.3	841.7±20.3	852.3±38.8
M	851.3±33.1	858.3±25.5	861.3±28.1	866.7±27.9

C: Control young, E: Elderly, S: Single, M: Multi

RE: Resting, MA: Maximal, HI: High intensity, LI: Low intensity

* $p < 0.05$, compare to RE

Table 8. Mean energy expenditure during and after exercise (Kcal/day)

Group	HIEE	LIEE	HIEEPE	LIEEPE
C	12,816.3±1236.1	9,231.2±1121.3	8,345.5±969.1	6,113.5±202.1
E	9,133±836.2*	8,512±1137.2*	6,711±842.8*	5,455±219.4*
S	6,311±561.7*	6,412±944.1*	5,222±521.5*	4,051±256.2*
M	7,214±521.1*	6,995±729.4*	5,878±692.8*	5,135±217.3*

C: Control young, E: Elderly, S: Single, M: Multi

* $p < 0.05$, compare to C

HIEE: high intensity exercise energy expenditure, LIEE: low intensity exercise energy expenditure

HIEEPE: high intensity exercise energy expenditure post exercise, LIEEPE: low intensity exercise energy expenditure post exercise

출량은 C그룹에 비하여 E, S, M 그룹에서 낮은 에너지 소비량을 보였다. 한편, 운동 후 에너지 소비량을 나타내는 EPOC시기에서는 고강도 운동 후 C 그룹에 비하여 E, S, M 그룹에서 낮은 에너지 소비량을 보여 운동 중과 비슷한 경향을 나타내었고, 저강도 운동 후 평균에너지 소비량도 고강도 운동후와 같은 경향을 보여 통계적으로도 유의한 차이를 나타내었다. 운동 중과 운동 후 대사량 값은 모든 시점에서 단축무릎 수술자에게서 가장 낮은 값을 나타내었다.

요 약

무릎인공관절 단축범위 수술자와 다축범위 수술자를 대상으로 영상분석과 근전도 분석 그리고 운동생리학적 분석을 통하여 얻은 결과는 다음과 같다. 한 계단 오르기와 내리기 동안 소요시간은 대상자들 간에 통계적으로 큰 차이($p=0.380$, $p=0.171$)는 없었지만 평균에서는 약간의 차이가 나타났다. 단축범위 수술자가 다축범위 수술자보다 오르기와 내리기에서 평균속도가 빠른 것으로 나타났다. 한 계단 오르기 동안 고관절의 각속도, 무릎의 각속도, 발목의 각속도는 세 관절 모두 통계적으로는 유의한 차이($p=0.078$, $p=0.095$, $p=0.069$)는 없었지만 평균의 비교에서는 단축관절 수술자가 다축관절 수술자보다 빠르게 나타났다. 한 계단 오르기 동안 관절의 최대 토크는 통계적으로 차이($p=0.052$, $p=0.096$, $p=0.134$)는 나타나지 않았으나 평균의 비교에서는 단축관절 수술자가 다축관절의 수술자보다 각관절의 토크가 모두 크게 나타났다. 굴곡과 신전으로만 움직이게 단축으로 제작된 인공관절에서는 볼 수 없는 변인으로서 연구의 의미가 있다고 사료된다. 계단 오르기와 내리기 동안 외전과 내전이 일어나는 각도를 알아본 결과 통계적으로는 큰 차이는 없었으나($p=0.103$) 계단 오르기 동작(6.2° , 7.8°)이 내리기 동작(5.8° , 6.4°)보다 약간 크게 나타났다. 다축범위 수술자와 단축범위 수술자의 등장성 수축 시 하지의 근육변화를 알아보기 위하여 $15^\circ-75^\circ$ 사이의 무릎을 펴는 동안 VM, VL, RF, BF, ST의 근육들의 EMG값을 비교해본 결과 통계적으로 유의한 차이($p < 0.05$)가 나타났다. Table 5에서 보면 다축범위 수술자와 단축범위 수술자간에 대퇴사두근과 무릎 오금근에서 유의한 차이($p < 0.05$, $p < 0.01$)를 나타내고 있다. 무

릎을 펴는 등장성 수축 동작에서 VM EMG값은 단축범위 수술자가 다축범위 수술자보다 $31^\circ-45^\circ$ 그리고 $61^\circ-75^\circ$ 에서 더욱 크게 나타났다. BF EMG값은 모든 구간에서 단축범위 수술자가 다축범위 수술자보다 크게 나타났다. 서로 다른 4그룹에서 운동 강도별 피험자의 체지방율의 변화는 젊은 일반군(C), 노인군(E), 단축범위 수술자(S), 다축범위 수술자(M)에서 운동 시기별 측정값의 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았으나, C 그룹에서 시기별 체지방률이 감소하였고, 고강도 운동인 HI 시기에 가장 낮은 값을 나타내었다. 반면에 E, S 및 M 그룹에서는 시기별 감소하는 경향은 있었으나, 증가된 곳도 있고 HI 시기에서는 모든 그룹에서 감소하였다. 하지만 모든 시기에서 통계적인 차이를 나타내지 않았다. 서로 다른 4그룹에서 운동 강도별 피험자의 안정시대사량의 변화는 그룹별 용이한 비교를 위하여 체표면적으로 나눈 값으로 표기하였다. C 그룹에서 시기별 안정 시 대사량 값이 증가하여 저강도 운동 후 가장 높은 값을 보였고 통계적으로도 유의하게 증가함을 알 수 있었다($p < 0.05$). 서로 다른 4그룹에서 운동 강도별 피험자의 평균에너지 지출량의 변화는 운동 중과 운동 후 30분간의 에너지 지출량의 평균값을 나타낸 것으로 시기별 C 그룹에 대하여 다른 그룹을 비교 하였다. 우선 고강도 운동 시 C 그룹에 비해 E, S, M 그룹에서 낮은 에너지 소비량을 보였고, 모든 그룹에서 통계적으로 낮은 값을 보였다($p < 0.05$). 그리고 이러한 결과는 저 강도 운동에서도 같은 경향을 보이며 나타났는데, 저 강도 운동 시 평균 에너지 지출량은 C그룹에 비하여 E, S, M 그룹에서 낮은 에너지 소비량을 보였다.

무릎인공관절 단축범위 수술자와 다축범위 수술자를 대상으로 운동역학적인 변인과 운동생리학적 변인을 동시에 병행하여 연구를 시도한 결과 우선 실험상의 어려움이 많이 나타났다. 현재는 인공관절 수술이 두 종류의 형태뿐만 아니라 재료가 다른 여러 종류의 인공관절도 제작되고 있다. 계속적으로 추가적인 연구가 실시되어야 할 것으로 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2006년도 정부재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 연구되었음(KRF-2006-311-G00007).

References

1. Felter, M. E. and J. Dapena. 1989. Three-Dimensional interactions in a two-segment kinetic chain. Part II: Application to the throwing arm in baseball pitching. *International Journal of Sport Biomechanics* **5**, 403-419
2. Gunston, F. H. 1971. Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J. Bone Joint Surg. Br.* **53**, 272-277.
3. Hoshino, A. 1997. A influence of design on the range of motion after total knee arthroplasty. In Niwa, S., S. Yoshino, M. Kurosaka, K. Shina and S. Yamamoto (eds.), pp. 324-329, Reconstruction of the Knee Joint. Spring-Verlag, Tokyo, Hong Kong.
4. Jin, Y. W. and Y. S. Kwak. 2004. Strength Evaluation of Single-Radius Total Knee Replacement (TKR). *Journal of life science* **14**, 484-489.
5. Mahoney, O. M. 1999. Posterior cruciate function following total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* **9**, 569-578.
6. Mahoney, O. M. 2002. Laboratory demonstration of mechanical and functional advantages of single-radius TKA Design. Proceeding of 69th American academy of orthopaedic surgeons meeting. **3**, 442.
7. Riley, L. H. 1983. History and Evaluation of total Knee Replacement. Baltimore, MD, Williams & Wilkins. 1-4.
8. Sharkey, F. P., J. R. Danoff, G. R. Klein and J. Parvizi. 2007. Surgeon energy expenditure during total joint arthroplasty. *J. Arthroplasty* **22**, 210-212.
9. Wang, H., K. J. Simpson, M. Ferrara, S. Chamnongkich, S. Casto, T. L. Kinsey and O. M. Mahoney. 2001. Biomechanical differences exhibited during sit-to-stand between total knee arthroplasty designs of varying radii. *XVIIIth Congress of International Society of Biomechanics* 309-310.
10. Wang, H., K. J. Simpson, S. Chamnongkich, T. L. Kinsey and O. M. Mahoney. 2005. A biomechanical comparison between the single-axis and multi-axis total knee arthroplasty systems for the stand-to-sit movement. *J. Clinical Biomechanics* **20**, 428-433.
11. Westman, B., L. Weidenhielm, O. Rooyackers, K. Fredricsson, J. Wernerman and F. Hammarqvist. 2007. Knee replacement surgery as a human clinical model of the effects of ischaemia/reperfusion upon skeletal muscle. *Clin. Sci.* **113**, 313-318.