

博士学位論文

高齢女性の歩行特性並びに靴の履用効果に関する  
動態力学的研究

文化学園大学 大学院

生活環境学研究科被服環境学専攻

青木 識子

2016 年 1 月

Thesis for the Degree of Doctor of Philosophy

The dynamic mechanical study of the walking of  
elderly women and the effects of wearing shoes at  
walking

AOKI SATOKO

Department of Clothing Environment  
Graduate School of life Environment Research  
Bunka Gakuen University  
Tokyo, Japan

Jan, 2016

RH. D. Thesis

# The dynamic mechanical study of the walking of elderly women and the effect of wearing shoes at walking

Satoko Aoki  
Department of Clothing Environment  
Graduate School of life Environment Research  
Bunka Gakuen University  
Supervised by Prof. Ph. D. Teruko Tamura

## Abstract

Japan is now an aging society. Needless to say, research for promoting a safe and active life for the elderly, and for products that assist with the activities of the elderly are important issues. Until now, walking studies of elderly people have been carried out in various fields. In recent years, analyses of a combination of temporal, spatial and mechanical parameters

using a 3D motion analysis system has become common. Much dynamic mechanical research has been conducted on hip joints, knee joints and ankle joints. However, research on other joints such as the talocrural joint and toe joints are rare. In studies on the effects wearing the shoes, subjects usually consist of young persons. Few studies have been done using elderly people as subjects.

In this research, we attempted to analyze the joint torque including that of the talocrural and toe joints in order to obtain detailed information about the walking habits of elderly people. The purpose of this study is to clarify the difference in walking between elderly people and young people, and the effects that wearing shoes have on the different age groups through a complex study using 3D motion analysis and EMG analysis.

This thesis consists of the following six chapters.

#### Chapter1. Introduction

In Chapter 1, purpose and background literature for this study are described.

#### Chapter2. Examination of physical function of the elderly by thickness of muscle and balance ability

In Chapter 2, we measured body composition with Tanita height and weight scales, and muscle and fat thickness using an Ultrasonic measuring device. The measurement points were the front of the thigh, the back of the thigh, front of the lower body, and the back of the lower body. In addition, we

examined the stability in the standing position of the two groups using the calculated postural stability evaluation index (IPS) based on the measured value of the center of gravity.

Body composition measurements showed an increase in fat and a decrease in muscle as one ages. In addition, muscle thickness of the elderly group was significantly less than that of the young group. This means that muscle thickness decreases by aging. Moreover, IPS of the elderly group was significantly smaller than that of the young group. It was found that the reduced stability of the elderly group is due to the shorter distance in moving the center of gravity and a reduction of the stability limit.

### Chapter3. Comparison of barefoot walking of the elderly group and young group by 3D motion analysis system

In Chapter 3, we clarify the features of barefoot walking of the two groups by using a floor force plate and a 3D motion analysis system. Analysis items are the trajectory in the up-down and right-left directions of the amplitude of the marker of the toe and heel, the joint angles of the lower body, the floor reaction force, and the joint torque of the lower body.

The trajectory in the right-left direction of the amplitude of marker of the elderly group was significantly larger than that of the young group. This indicates that the amplitude of the trunk of the elderly group is large. The floor reaction force in the right-left direction of the elderly group increased to the outside. This reflects an increase in the amplitude of the trunk. The hip joint angle of the elderly group was significantly smaller than that of the

young group, and the elderly group had a forward-bent posture. In the stance phase, the knee joint angle of the elderly group was significantly smaller than that of the young group. In the contact period, the ankle joint of the elderly group was significantly bigger than that of the young group, and the toe height of the elderly was small. In the contact period, the hip joint torque of the elderly group was larger than that of the young group. This showed that the load of the hip joint of the elderly is large in the contact period. In the propulsive period, the value of the knee joint load of the elderly group did not rise, and the elderly could not increase it by using the knee joint. In the acceleration period, the subtalar joint angle of the elderly group was significantly smaller than that of the young group. This explained the reduction of kicking force of the elderly. The increase in amplitude in the right-left direction of the elderly group is due to the reduced ability of the elderly to move their center of gravity. The load of the hip joint of the elderly group is large in the contact period, and the elderly cannot increase it using their knees, due to reduced flexibility.

#### Chapter4. Comparison of the effect of wearing shoes of the elderly group and the young group by 3D motion analysis system

In Chapter 4, we clarify the effects of wearing shoes for the two groups using 3D motion analysis and EMG analysis. We chose three samples representing different shapes with no heels: shoes for the elderly, sneakers and toning shoes. We added pumps with 3cm heels. Analysis items are the trajectory in the up-down and right-left directions of the amplitude of the

marker of the toe and heel, the joint angles of the lower body, the floor reaction force, and the joint torque of the lower body.

The amplitude in the right-left direction of the young group increased when wearing shoes. In contrast, the amplitude in the right-left direction of the elderly group did not change when wearing shoes. The right-left direction floor reaction force of the young group increased to the outside, reflecting an increase in amplitude. The difference in the hip joint angle during the stance phase was smaller between the elderly group and the young group when wearing shoes. This is believed to be the effect of the sole correction. The knee joint torque of both group in the propulsion phase increased when wearing shoes. This showed that there was an increase in the force exerted by the knee joint when wearing shoes. In the acceleration period, the toe joint torque of the young group was weakened by the restraint of shoes. This indicates that the kicking power of the young is weakened. The young group can flexibly respond to the instability caused by wearing shoes, which the elderly are unable to do. Therefore, the difference between the barefoot condition and wearing shoes among the elderly group was small. The knee joint torque of the two groups in the promotion period rose when wearing shoes. The hip angle is corrected by the sole, and the body can easily move in the forward direction. In addition, the propulsion force of the knee was greater. On the other hand, the right and left amplitude and the right and left direction floor reaction force were different between the two groups. Wearing shoes reduces the stability. The right-left amplitude of the young group increased when wearing shoes. The young group can respond to the

instability by moving their center of gravity. On the contrary, the right-left amplitude of the elderly group did not increase, due to a limited ability to move their center of gravity.

#### Chapter 5. Comparison of lower limb muscle activity during walking of the two groups

In Chapter 5, we clarify the lower body muscle activity of barefoot walking and walking using shoes of the two groups by using EMG analysis. In Chapters 3 and 4, we examined differences in walking of the two groups. All operations are those caused by muscle activity, so muscle activity is likely the cause of differences between the groups. The measurement points are the rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, gastrocnemius inside, and gastrocnemius outside. The samples are shoes for the elderly, sneakers, toning shoes and pumps.

The muscle activity of the thigh of the elderly group was higher until the center of gravity changed from foot contact. The muscle activity of the thigh of the young group over the same period did not increase as significantly as it did in the elderly group. The muscle activity of the lower leg of the elderly group was higher until kick off from foot contact. The muscle activity of the lower leg of the young group was focused on moving the center of gravity in Midstance period. In walking using shoes, wearing shoes affected the muscle activity of the lower leg in both groups. In the young group, the muscle activity of the lower leg is higher in all periods during the one-gait cycle, especially when toning shoes and pumps are worn. In the elderly group, no



differences were observed according to shoe type. In addition, the muscle activity of the elderly group increased only in the deceleration period. In chapter 4, we stated the young group can flexibly respond to the instability caused by wearing shoes, which the elderly cannot do. In this study, it was found that the muscle activity of the young group controls the lower limbs when shoes are worn, thus aiding balance. On the other hand, the elderly group cannot control the muscle activity of the lower limbs, so they need all of their lower body muscles to maintain their balance.

#### Chaptre6. Summary

In Chapter 6, the results obtained in this study were summarized and issues to be considered in the future were discussed.

In the present thesis, we clarified the differences in walking of the two groups, and the effects of wearing has using 3D motion analysis and EMG analysis. The stability of the elderly group in the standing position is lower than that of the young group, due to the reduced ability of the elderly to move their center of gravity. In the contact period, the height of the toes of the elderly group is lower than that of the young group, because the joint flexibility of the elderly is reduced. Moreover, the amplitude right-left direction of the elderly group increased outward due to a reduced ability to maintain their balance and use their knee joints. These are features of barefoot walking of the elderly group. The effect of wearing shoes that were common in the two groups were an increase in toe height during the contact

period and an improved driving force by the knee joint. Wearing appropriate footwear prevents stumbling. The amplitude of the right-left direction of the young group increased when wearing shoes, but that of the elderly group did not change. This suggests that the young group was able to respond to instability by moving their center of gravity. On the other hand, the elderly group was not able to move their center of gravity to offset their instability. These factors need to be considered when designing shoes. When choosing samples, we chose shoes that the elderly can easily wear. In so doing, we selected samples that were similar in design and construction. Therefore, we did not fully consider the differences between the samples. Based on the results obtained in this study, it was clarified that research and development of shoes that compensate for a reduction in the sense of balance among the elderly is required.

## 目次

Abstract	I
目次	IX
List of Tables	XII
List of Figures	XIII

### 第1章 序論

#### 1.1 緒言

1.1.1 高齢化社会の現状	1
1.1.2 高齢者のADLについて	2
1.1.3 高齢者の身体機能	3

#### 1.2 研究の文献的背景

1.2.1 歩行とは	4
1.2.2 歩行評価のパラメータ	5
1.2.3 歩行研究の歴史	9
1.2.4 高齢者の歩行分析	10
1.2.5 加齢による筋量・筋厚の変化と身体機能の関係	13

#### 1.3 本論文の目的

1.3.1 歩行分析の課題	15
1.3.2 履物の履用効果の検討	16
1.3.3 本研究の意義	16

#### 1.4 本論文の構成

引用文献	19
------	----

### 第2章 高齢者の筋厚・平衡機能にみる身体機能の変化

#### 2.1 緒言

#### 2.2 筋・脂肪厚の計測と重心動揺計測

2.2.1 被験者	28
2.2.2 実験方法	
2.2.2.1 筋厚・脂肪厚の計測	28
2.2.2.2 重心動揺計測	30
2.2.3 統計処理	31

#### 2.3 結果

2.3.1 筋厚・脂肪厚の測定結果	32
2.3.2 静的バランス感覚の測定結果	35

#### 2.4 考察

2.5	要約	43
	引用文献	44
第3章	高齢群と若年群の素足歩行についての三次元動作解析による比較	
3.1	緒言	
3.1.1	歩行周期変数についての研究	46
3.1.2	動態力学的分析について	46
3.2	高齢者の素足歩行の三次元動作解析	
3.2.1	被験者	48
3.2.2	実験方法	
3.2.2.1	測定手順	49
3.2.2.2	解析	51
3.2.2.4	統計処理	53
3.3	結果	
3.3.1	マーカの軌跡	54
3.3.2	関節角度	65
3.3.3	床反力	72
3.3.4	関節トルク	78
3.4	考察	
3.4.1	時間的・空間的パラメータ	88
3.4.2	力学的パラメータ	89
3.5	要約	92
	引用文献	93
第4章	高齢群と若年群における靴の履用効果の比較	
4.1	緒言	95
4.2	高齢者の靴履用時の三次元動作解析	
4.2.1	被験者	96
4.2.2	実験方法	
4.2.2.1	試料	97
4.2.2.2	測定手順	97
4.2.2.3	解析	99
4.2.2.4	統計処理	99
4.3	結果	
4.3.1	マーカの軌跡	100
4.3.2	関節角度	116

4.3.3 床反力	126
4.3.4 関節トルク	133
4.4 考察	146
4.5 要約	149
引用文献	150
第5章 高齢群と若年群の歩行時下肢筋活動の比較	
5.1 緒言	152
5.2 歩行時下肢筋活動の測定	
5.2.1 被験者	153
5.2.2 実験方法	
5.2.2.1 測定筋	153
5.2.2.2 測定手順	154
5.2.2.3 試料	155
5.2.2.4 解析	155
5.2.2.5 統計処理	156
5.3 結果	
5.3.1 素足歩行時の筋活動	157
5.3.2 靴履用時の筋活動	171
5.4 考察	181
5.5 要約	186
引用文献	189
第6章 研究の総括	191
謝辞	197

## List of Tables

Table	Page
Table2-2-1 Physical characteristics of subjects . . . . .	28
Table2-3-1 Body composition . . . . .	32
Table2-3-2 Thickness of muscle and fat . . . . .	33
Table2-3-3 Center of gravity sway and IPS . . . . .	36
Table2-3-4 Correlation coefficient of each index of center of gravity sway . . . . .	38
Table2-3-5 Correlation coefficient among age, muscle thickness, muscle mass and IPS . . . . .	40
Table3-2-1 Physical characteristics of subjects . . . . .	48
Table3-2-2 Names and position of markers . . . . .	50
Table4-2-1 Physical characteristics of subjects . . . . .	96
Table4-2-2 Samples used in this experiment . . . . .	98
Table4-2-3 Size of each sample . . . . .	98
Table4-3-1-1 Statistical significance test of trajectory of right and left direction . . . . .	103
Table4-3-1-2 Statistical significance test of trajectory of above and under direction . . . . .	105
Table4-3-1-3 Statistical significance test of trajectory of toe and heel . . . . .	107
Table4-3-2-1 Statistical significance test of joint angle . . . . .	120
Table4-3-3-1 Statistical significance test of Floor reaction force . . . . .	129
Table4-3-4-1 Statistical significance test of joint torque of hip joint and knee joint . . . . .	137
Table4-3-4-2 Statistical significance test of ankle joint, talocrural joint and toe joint . . . . .	138
Table5-2-1 Physical characteristics of subjects . . . . .	153

## List of Figures

Table	Page
Figure1-1-1 Classification of factors of falls . . . . .	3
Figure1-2-1 Configuration of one gait cycle defined by Murray . . . . .	5
Figure1-2-2 Configuration of one gait cycle defined by Perry . . . . .	7
Figure1-2-3 The ratio of the double support phase and single support phase . . . . .	9
Figure1-2-4 Spatial parameters(Step width, stride, toe angle, foot orientation angle, walking angle) . . . . .	9
Figure2-2-1 General use diagnostic ultrasound imaging system PROSOUND SDD-3500 . . . . .	29
Figure2-2-2 Measurement position of the thickness of the muscle . . . . .	29
Figure2-2-3 Center of gravity sway meter . . . . .	30
Figure2-2-4 Calculation method of IPS . . . . .	31
Figure2-3-1 Comparison thickness of muscle and fat between young and elderly . . . . .	34
Figure2-3-2 Comparison of contour area of center of gravity sway between young and elderly . . . . .	37
Figure2-3-3 Comparison of maximum value of the moved distance of the center of gravity, Area of stability limit and IPS between young and elderly . . . . .	37
Figure2-3-4 Relationship of age and muscle and IPS . . . . .	41
Figure3-2-1 Position of marker on body . . . . .	50
Figure3-2-2 Recording situation of standing and walking . . . . .	51
Figure3-2-3 Definition of joint angle by Kine analyzer . . . . .	52
Figure3-2-4 3 direction definition of the floor reaction force by Kine analyzer . . . . .	52
Fig.3-2-5 Musculoskeletal model with SIMM . . . . .	53
Figure3-3-1-1 Locus of the amplitude of marker . . . . .	55
Figure3-3-1-2 Locus of marker of toe and heel on the right foot . . . . .	56
Figure3-3-1-3 Result of Locus of right and left direction of Top.Head of each subject . . . . .	57
Figure3-3-1-4 Result of Locus of right and left direction of R.Shoulder of each subject . . . . .	58
Figure3-3-1-5 Result of Locus of right and left direction of R.Asis of each subject . . . . .	59
Figure3-3-1-6 Result of Locus of above and under direction of Top.Head of each subject . . . . .	60
Figure3-3-1-7 Result of Locus of above and under direction of R.Shoulder of each subject . . . . .	61
Figure3-3-1-8 Result of Locus of above and under direction of R.Asis of each	

subject	62
Figure3-3-1-9 Result of Locus of above and under direction of R.Toe on the right foot of each subject	63
Figure3-3-1-10 Result of Locus of above and under direction of R.Heel on the right foot of each subject	64
Figure3-3-2-1 Change of 3 joint angle during one gait cycle on bare foot	67
Figure3-3-2-2 Comparison of stick picture during one gait cycle between young and elderly	68
Figure3-3-2-3 Result of hip joint angle of each subject	69
Figure3-3-2-4 Result of knee joint angle of each subject	70
Figure3-3-2-5 Result of ankle joint angle of each subject	71
Figure3-3-3-1 Changes of floor reaction force in 3direction during one gait cycle one bare foot	74
Figure3-3-3-2 Result of floor reaction force of before and back direction of each subject	75
Figure3-3-3-3 Result of floor reaction force of right and left direction of each subject	76
Figure3-3-3-4 Result of floor reaction force of above and under direction of each subject	77
Figure3-3-4-1 joint torque of right lower legs in one gait cycle on bare foot	80
Figure3-3-4-2 Result of flexion of hip joint torque of each subject	81
Figure3-3-4-3 Result of abduction of hip joint torque of each subject	82
Figure3-3-4-4 Result of rotation of hip joint torque of each subject	83
Figure3-3-4-5 Result of knee joint torque of each subject	84
Figure3-3-4-6 Result of ankle joint torque of each subject	85
Figure3-3-4-7 Result of talocrural joint torque of each subject	86
Figure3-3-4-8 Result of toe joint torque of each subject	87
Figure4-3-1-1 Locus of right and left direction during one gait cycle	102
Figure4-3-1-2 Locus of above and under direction during one gait cycle	104
Figure4-3-1-3 Locus of trajectory of toe and heel during one gait cycle	106
Figure4-3-1-4 Result of Locus of right and left direction of Top.Head of each subject	108
Figure4-3-1-5 Result of Locus of right and left direction of R.Shoulder of each subject	109
Figure4-3-1-6 Result of Locus of right and left direction of R.Asis of each subject	110



Figure4-3-1-7	Result of Locus of above and under direction of Top.Head of each subject . . . . .	111
Figure4-3-1-8	Result of Locus of above and under direction of R.Shoulder of each subject . . . . .	112
Figure4-3-1-9	Result of Locus of above and under direction of R.Asis of each subject . . . . .	113
Figure4-3-1-10	Result of Locus of above and under direction of R.Toe on the right foot of each subject . . . . .	114
Figure4-3-1-11	Result of Locus of above and under direction of R.Heel on the right foot of each subject . . . . .	115
Figure4-3-2-1	Change of 3 joint angle during one gait cycle in elderly group . . . . .	118
Figure4-3-2-2	Change of 3 joint angle during one gait cycle in young group . . . . .	119
Figure4-3-2-3	Comparison of stick picture during one gait cycle of elderly . . . . .	121
Figure4-3-2-4	Comparison of stick picture during one gait cycle of young . . . . .	122
Figure4-3-2-5	Result of hip joint angle of each subject . . . . .	123
Figure4-3-2-6	Result of knee joint angle of each subject . . . . .	124
Figure4-3-2-7	Result of ankle joint angle of each subject . . . . .	125
Figure4-3-3-1	Changes of floor reaction force in one gait cycle of elderly group . . . . .	127
Figure4-3-3-2	Changes of floor reaction force in one gait cycle of young group . . . . .	128
Figure4-3-3-3	Result of floor reaction force of before and back direction of each subject . . . . .	130
Figure4-3-3-4	Result of floor reaction force of right and left direction of each subject . . . . .	131
Figure4-3-3-5	Result of floor reaction force of above and under direction of each subject . . . . .	132
Figure4-3-4-1	Changes of joint torque in one gait cycle of elderly group . . . . .	135
Figure4-3-4-2	Changes of joint torque in one gait cycle of young group . . . . .	136
Figure4-3-4-3	Result of flexion of hip joint torque of each subject . . . . .	139
Figure4-3-4-4	Result of abduction of hip joint torque of each subject . . . . .	140
Figure4-3-4-5	Result of rotation of hip joint torque of each subject . . . . .	141
Figure4-3-4-6	Result of knee joint torque of each subject . . . . .	142
Figure4-3-4-7	Result of ankle joint torque of each subject . . . . .	143
Figure4-3-4-8	Result of talocrural joint torque of each subject . . . . .	144
Figure4-3-4-9	Result of toe joint torque of each subject . . . . .	145
Figure5-2-1	Measurement position of EMG . . . . .	154
Fig.5-2-2	State of the experiment . . . . .	155

Figure5-3-1-1	Integrated EMG value of right lower legs in 6 period during one gait cycle on bare foot . . . . .	160
Figure5-3-1-2	Result of the rectus femoris of each subject in the elderly group . . .	161
Figure5-3-1-3	Result of the rectus femoris of each subject in the young group . . .	162
Figure5-3-1-4	Result of the biceps femoris of each subject in the elderly group . . .	163
Figure5-3-1-5	Result of the biceps femoris of each subject in the young group . . .	164
Figure5-3-1-6	Result of the tibialis anterior of each subject in the elderly group . .	165
Figure5-3-1-7	Result of the tibialis anterior of each subject in the young group . .	166
Figure5-3-1-8	Result of the gastrocnemius inside of each subject in the elderly group . . . . .	167
Figure5-3-1-9	Result of the gastrocnemius inside of each subject in the young group . . . . .	168
Figure5-3-1-10	Result of the gastrocnemius outside of each subject in the elderly group . . . . .	169
Figure5-3-1-11	Result of the gastrocnemius outside of each subject in the young group . . . . .	170
Figure5-3-2-1	Percentage of EMG at wearing Shoes for elderly based on EMG at barefoot . . . . .	172
Figure5-3-2-2	Percentage of EMG at wearing Sneaker based on EMG at barefoot . . . . .	173
Figure5-3-2-3	Percentage of EMG at wearing Toning shoes based on EMG at barefoot . . . . .	174
Figure5-3-2-4	Percentage of EMG at wearing Pumps based on EMG at barefoot . .	175
Figure5-3-2-5	Result of the rectus femoris of each subject in the elderly group . . .	176
Figure5-3-2-6	Result of the rectus femoris of each subject in the young group . . .	177
Figure5-3-2-7	Result of the biceps femoris of each subject in the elderly group . . .	178
Figure5-3-2-8	Result of the biceps femoris of each subject in the young group . . .	179
Figure5-3-2-9	Result of the tibialis anterior of each subject in the elderly group . .	180
Figure5-3-2-10	Result of the tibialis anterior of each subject in the young group . .	181
Figure5-3-2-11	Result of the gastrocnemius inside of each subject in the elderly group . . . . .	182
Figure5-3-2-12	Result of the gastrocnemius inside of each subject in the young group . . . . .	183
Figure5-3-2-13	Result of the gastrocnemius outside of each subject in the elderly group . . . . .	184
Figure5-3-2-14	Result of the gastrocnemius outside of each subject in the young	

group · · · · · 185

# 第 1 章

## 序論

## 1.1 緒言

### 1.1.1 高齢化社会の現状

現在、日本における高齢化が急速に進んでいる。厚生労働省の平成 27 年版高齢社会白書<sup>1)</sup>によると、我が国の総人口は平成 26 年 10 月の時点で 1 億 2,708 万人であったが、そのうち 65 歳以上の高齢者人口は、過去最高の 3,300 万人であった。世界保健機構（WHO）の定義によると、65 歳以上の高齢者人口が総人口に占める割合のことを高齢化率といい、高齢化率が 7%を超えた社会を「高齢化社会」、14%を超えた社会を「高齢社会」、21%を超えた社会を「超高齢社会」という。日本の高齢者が総人口に占める割合は 26.0%と過去最高となっており、我が国は現状として超高齢社会にある。現在の日本の平均寿命は、男性 80.21 歳、女性 86.61 歳であり、2060 年には女性では平均寿命が 90 歳を超えると予測されている。2015 年には、いわゆる「団塊の世代」（昭和 22～24 年に生まれた人）が 65 歳以上となったが、今後も高齢者の人口は増加するとされ 2042 年に 3,878 万人でピークを迎え、その後は減少に転じると予想されている。しかし、日本の出生率は年々低くなっており、同時に少子化の問題が解消されなければ、高齢化率は上昇していくと考えられ、2060 年には高齢化率は 39.9%に達し 2.5 人に 1 人が 65 歳以上、75 歳以上では 4 人に 1 人の 26.9%となるとされている。平均寿命の延長と少子化が重なったことにより、欧米をはじめとする先進国のなかでも日本の高齢化は他に例を見ない早いペースで進んでいる。

平均寿命の延長にともなって、現在「健康寿命」という言葉が注目を集めている<sup>2) 3)</sup>。健康寿命とは、健康上の問題のない状態で日常生活を送れる期間を指す。平均寿命が男女ともに 80 歳を超える一方、健康寿命は平成 25 年時点で男性が 71.19 歳、女性が 74.21 歳であり平均寿命とのあいだには約 10 年の差がある。この約 10 年間、要介護として何らかの介助を受けて生活していかなければならない。少子高齢化の進むわが国では、介護職員の不足は深刻な問題である。加えて、医療費の増加は税制の大きな負担となる。これらのことを踏まえると、重篤な介護状態にある高齢者を減らしていくことが必要であり、国民全

体の健康寿命の延長は大きな課題である。

### 1.1.2 高齢者の ADL について

ADL(Activities of Daily Living)は一般的に“日常生活動作”と訳され、日常生活の中でおこなっている基本的動作、具体的には食事や排泄、整容、移動、入浴等の行為、行動のことを指す。特にリハビリや介護の世界において ADL は重要な概念であり、QOL(Quality of Life)、つまり生活の質とも深く結び付いている。ADL 能力を維持するために日頃から健康的で活動的な生活を送ることが大切である。

植屋ら<sup>4)</sup>は高齢者 310 名を対象に、体力テストおよび文部科学省の ADL テストと WHO の QOL テストを実施し、高齢者の体力と ADL と QOL の関連を相互的に分析した。結果として、体力得点の高いものは ADL および QOL の得点も高く、ADL の得点が高いものは QOL の得点も高くなり、3 者の間にはきわめて重要な相互関係があると述べている。加えて、体力・ADL・QOL は高齢者自身の日常生活習慣と大いに関係しており、規則正しい食生活や運動、外泊といった積極的な生き方が好影響を及ぼすとしている。その他にも、高齢者の体力・ADL・QOL についてその関連を述べた論文は多く見受けられる<sup>5)・6)・7)・8)</sup>。太湯ら<sup>9)</sup>は高齢者を対象に ADL と歩行機能の関係を分析した。ADL の総合得点は年齢が高くなるにつれて低くなり、歩行能力は同じ高齢者でも 60 歳代と 80 歳以上で差があると述べた。また、80 歳以上では一日の平均歩数が顕著に低下し運動不足の生活になりやすいため、意識して歩く習慣をつけ歩数を維持することで、入眠しやすさや運動不足、足の衰えの防止につながると述べている。このように、高齢者の運動・歩行能力と、ADL および QOL は深く関わっており、高齢者の外向的な生活を支えることが ADL や QOL の向上、ひいては健康寿命の延長につながると考えられる。

### 1.1.3 高齢者の身体機能

高齢者が要介護と認定される原因は様々あるが、骨折・転倒に起因するものが全体の約1割<sup>10)</sup>と言われている。さらに転倒は高齢者の死亡原因の上位に位置し、国際的に重視され活発な議論がなされてきた<sup>11)</sup>。江藤<sup>11)</sup>は転倒の要因について外的要因と内的要因に分けて考察している。外的要因については、照明不良や不慣れな道、障害物といった周囲の環境に起因するものに加え、履物の不適合なども挙げられる。内的要因は身体的な要因、心因性、環境認知の障害に大分される(このうち薬物の使用を身体的な内的要因とするか、身体に作用する外的要因とするかは文献により解釈が異なる)。身体的な問題のなかには歩行運動系の問題が含まれる。

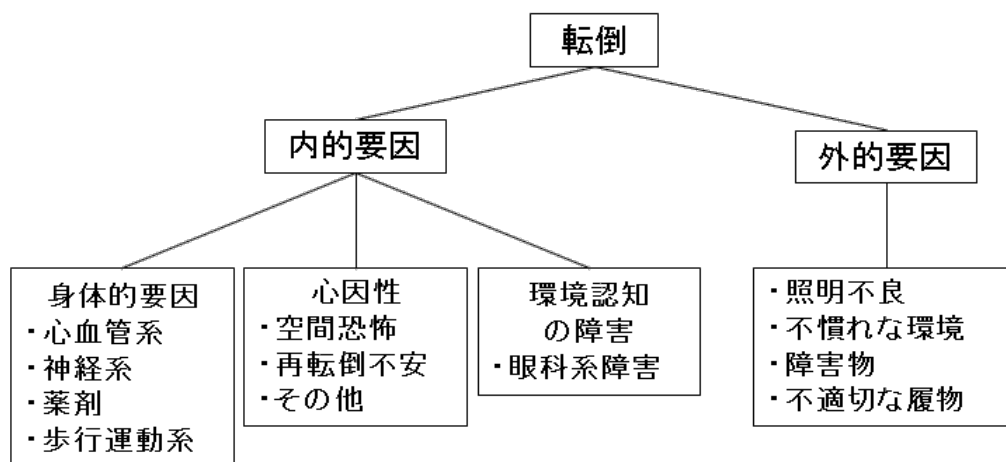


Fig.1-1-1 Classification of factors of falls<sup>11)</sup>

2009年には日本整形外科学会より、運動器の障害による要介護の状態や、要介護のリスクを示すロコモティブシンドローム(Locomotive Syndrome, 運動器症候群)という言葉が提唱された。菱井ら<sup>12)</sup>は加齢による身体機能の低下による転倒歴と、運動器症候群に関するスクリーニングテストであるロコチェックとの関連を調査した。菱井らの結果では、転倒歴のある者はない者にくらべて「家の中で躓いたり滑ったりする」の項目の該当率が有意に高くなった。また、躓きや滑りは筋力やバランス力などの総合的な身体機能が関係するとし、躓きや滑りに引き続く転倒を回避する能力(体幹の筋力や下肢関節の柔軟性)も関与し

ていると述べている。加えて、ロコチェックの該当設問が易転倒者のスクリーニングとなりうる可能性を示した。その他、加齢による身体機能の衰えと、転倒について検討した研究は多い。井上ら<sup>13)</sup>は高齢者を対象に体力テストと転倒歴の調査を行い、転倒歴のある高齢者では特に脚力が弱く、後傾姿勢を維持・拡大する傾向機能が衰えていると考察している。また、池添ら<sup>14)</sup>は、高齢者の転倒歴と筋力と平衡機能について調査し、転倒には平衡機能より下肢筋力の関連が強いと述べており、転倒と脚筋力の関連についても述べた。今本ら<sup>15)</sup>は骨量減少が見られる高齢者に対して重心動揺計による平衡機能の測定を行い、閉眼時重心動揺の変化が生じた場合は転倒・骨折のリスクが高まると指摘している。

歳をとり、身体機能が衰え、動作に変化が生じ、転倒などの事故に発展する、という流れがあることは様々な文献からも明らかである。高齢者が転倒した際の状況としては、外出やスポーツなどの活動中であることが圧倒的に多い。しかし屋外での活動は、高齢者にとって体力維持や社交など生活の中で重要な役割を担っており、屋外活動を安全にサポートできる環境づくりが高齢者のADLやQOLの維持のためには重要である。そして、転倒事故を防ぐためにも、高齢者の身体機能や歩行に着目した研究はこれからも広く求められると予想される。

## 1.2 研究の文献的背景

### 1.2.1 歩行とは

動物が位置を移動するための運動を移動(ロコモーション: locomotion)という<sup>16)</sup>。鳥類の飛び方や魚類の泳ぎ方も“ロコモーション”の一つであり、我々人類は直立姿勢で二足移動を行う。人間の二足歩行による移動には歩行・走行・跳躍の3種類があり、なかでも歩行は、人間が日常的に最も多く行う移動動作である。

歩行とは、足底と接地する床面との摩擦を支えとして、左右の下肢を交互に支点としながら身体を前方へと推進させる運動である。人間の歩行は振子運動に例えられ、身体を持



ち上げるエネルギーと前方へ推進するエネルギーを交互に変換しながら効率よく行われる<sup>17)</sup>。人は、目的に応じて速さを調節しながら自動的に歩行していく。この普段我々が無意識のうちに行っている歩行は自然歩行(natural walk)と呼ばれる。この他に、測定の際に速さを一定に保つ以外は被験者が自由に行う歩行を自由歩行(free walk)といい、速さに加え歩幅や歩行率なども統制した歩行を強制歩行(forced walk)と言う。

### 1.2.2 歩行評価のパラメータ

人の歩行はさまざまな面から評価することができる。代表的なものとしては、時間的パラメータ、空間的パラメータ、力学的パラメータなどがある。歩行は片方の踵が接地してから再び接地する 1 スライドの繰り返しであり、解析においてもこの 1 スライドに着目したものが用いられることがほとんどである。

時間的なパラメータの代表的なものに歩行周期がある。歩行の周期は下肢の運動を基準にして示される。歩行分析における歩行一周期の一般的な区分は、先に述べた 1 スライド(片脚の踵が接地してから同脚の踵が再び接地するまでの 2 歩分)を立脚相(stance phase)と遊脚相(swing phase)に区切ったものであり、立脚相と遊脚相の間で蹴りだしがおこり、支持脚が入れ替わることを繰り返していく<sup>18)</sup>。Fig.1-2-1 には Murray<sup>19)</sup>の提唱する歩行一周期の成り立ちを示す。

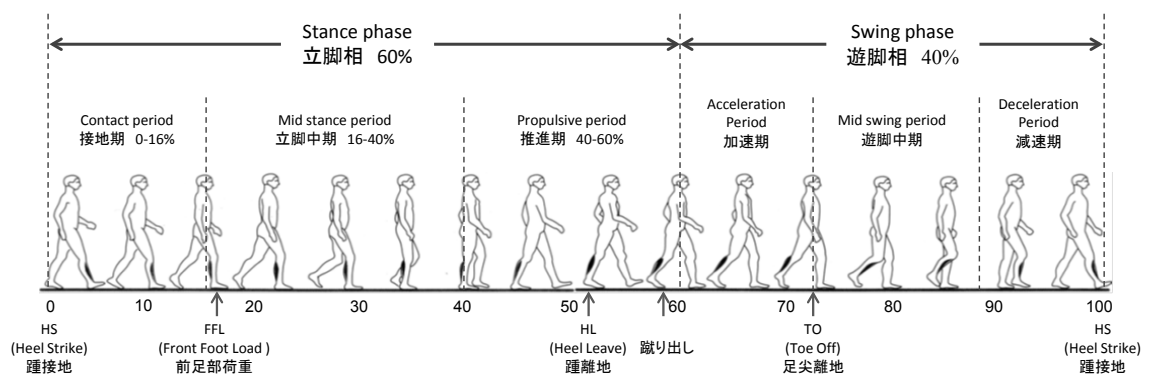


Fig.1-2-1 Configuration of one gait cycle defined by Murray

立脚相と遊脚相はさらに細かく区分され、立脚相は周期の始めから接地期、立脚中期、推進期に分けられ、遊脚相は加速器、遊脚中期、減速期からなる。Murray の歩行一周期における各期間の詳細については、以下のとおりである。

- 立脚相：歩行周期の前半 60%を占める。歩行時の体重負荷時におこる。
- 接地期(Contact period / 以下 CP)：立脚相を構成する三つの区分のうち最初に発生する。立脚相のうち 27%を占める(歩行全体では約 16%)。
- 立脚中期(Mid stance period / MSt)：立脚相を構成する三つの区分のうち中間に発生する。立脚相のうち 40%を占める(歩行全体では約 24%)。
- 推進期(Propulsive period / PP)：立脚相を構成する三つの区分のうち最後に発生する。立脚相のうち 33%を占める(歩行全体では約 20%)。
- 遊脚相：歩高周期の約 40%を占める。歩行時の非体重負荷時におこる。
- 加速期(Acceleration period / AP)：遊脚相を構成する三つの区分のうち最初に発生する。脚部が身体の後方にある。
- 遊脚中期(Mid swing period / MSw)：遊脚相を構成する三つの区分のうち中間に発生する。脚部はほぼ身体の直下にある。
- 減速期(Deceleration period / DP)：遊脚相を構成する三つの区分のうち最後に発生する。脚部が身体よりも前方に振り出されている。

歩行周期の要素については、ランチョ・ロス・アミーゴ国立リハビリテーションセンターの医師である Perry が Murray のものとは異なる新たな定義を示しており<sup>20)</sup>、Murray の定義との違いは、歩行周期を踵接地や離地などの事象で表記せず、期間で表す点である。さらに対側下肢の挙動も併せて歩行周期の表記に用いている点も大きな特徴である。以下に Perry の提唱する歩行周期区分の詳細を記す。

- 初期接地(Initial Contact / IC)：観測脚の接地の瞬間(歩行周期の 0%)。

- 荷重応答期(Lording Response / LR) : IC から反対脚の爪先離地まで(片脚支持期の始まり)。
- 立脚中期(Mid Stance / MSt) : LR から反対脚下腿下垂位まで。
- 立脚終期(Terminal Stance / TSt) : MSt から反対脚の IC まで。
- 前遊脚期(Pre Swing / PSw) : 反対脚の IC から観察脚のつま先離地まで。
- 遊脚初期(Initial Swing / ISw) : 観察脚のつま先離地から、両脚下腿の交差まで。
- 遊脚中期(Mid Swing / MSw) : 両脚下腿交差から観測脚下腿下垂位まで。
- 遊脚終期(Terminal Swing / TSw) : 観測脚下腿下垂位から IC まで。

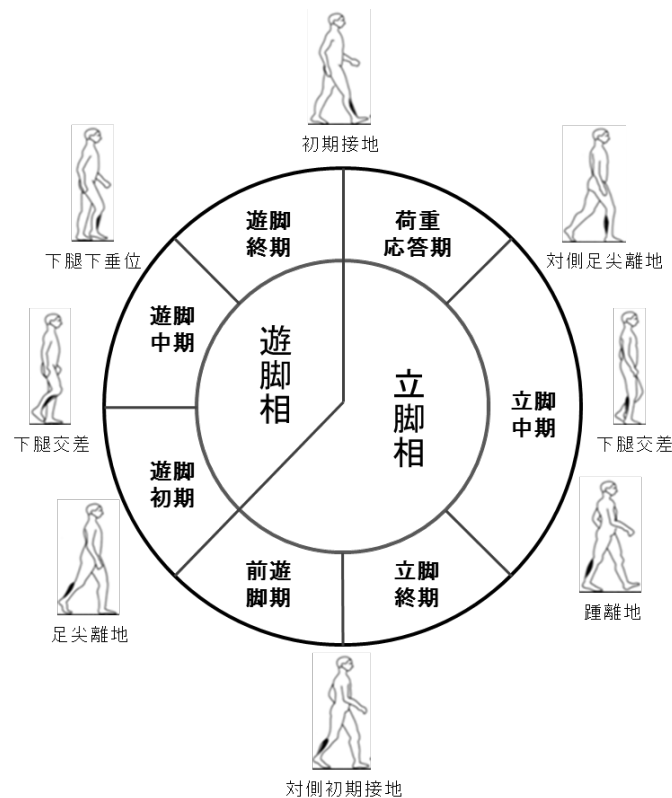


Fig.1-2-2 Configuration of one gait cycle defined by Perry

Perry の提唱した歩行分析の定義やメカニズムは世界的にも認知され、国際的な学術誌でも用いられている。日本においても10年ほど前から普及してきている<sup>17)</sup>。しかし、それ以前の文献においては Murray の提唱した区分が基準として用いられる場合がほとんどで

あり、現在においても Murray の定義は一般的な歩行周期の定義と言って差し支えない。

本論文でも Murray の定義に従って分析を行った。

その他の区分では、歩行周期を両脚が接地している両脚支持期と片脚だけが接地している片脚支持期とに分け、それぞれの期間は歩行周期に占める割合で算出する方法もある。

また、歩行周期とは逆に、単位時間内のストライド数を表したものを歩行率(ケイデンス)という。片脚の踵接地から他方の脚の踵接地までを1歩とし、歩行率は歩/分で算出される。

空間的なパラメータは、被験者の足部、あるいは身体全体の動きから観測されるものとして、次のような項目が挙げられる。

- 1 ストライドにおける脚の水平方向の進行距離であるストライド幅（重複歩距離、ストライド長）
- 一歩の距離である歩幅
- 遊脚中のつま先と床との距離(フットクリアランス、つま先高)
- 重心位置の変化
- 関節角度の変化
- ストライド幅を歩行周期で割った歩行速度
- 右足と左足のあいだの踵の距離である歩隔
- 接地時の足先の中心線からの開きの角度である歩角
- 重心の左右の変化

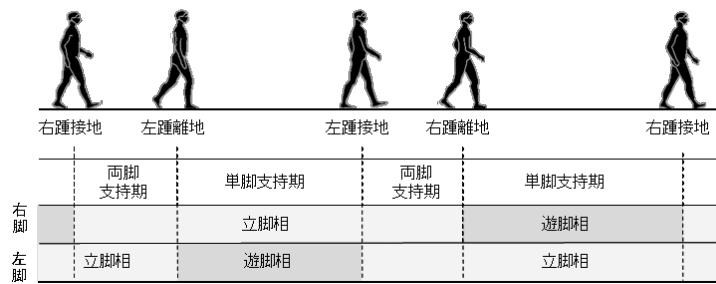


Fig.1-2-3 The ratio of the double support phase and single support phase

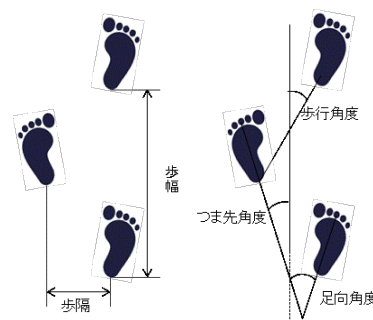


Fig.1-2-4 Spatial parameters

(Step width, stride, toe angle, foot orientation angle, walking angle)

近年活発に用いられている指標として力学的パラメータがある。床反力計を用いて測定する床反力や、床反計のデータと三次元動作解析の剛体リンクモデルを組み合わせる算出される関節負荷量(関節モーメント・関節トルクパワー)などがそれに当たる。さらに高度な解析として、複雑な筋骨格モデルを組み合わせる推定される筋張力などもある。

### 1.2.3 歩行研究の歴史

歩行を始め人の運動は、運動学、運動力学、力学、生理学など様々な視点からとらえることができる。歩行についても人々は古くから関心を寄せ、さまざまな研究がおこなわれてきた<sup>16)</sup>。19世紀の前半に Weber 兄弟は望遠鏡やクロノメータを用いて歩行の運動学的分析を数多く試みてきた。また、フランスの生理学者 Marey は連続写真を運動分析に応用し、19世紀の写真技術の進歩とともに、現在のシネマトグラフによる研究へと発展した。

さらに Marey は空気圧を利用し足底圧を測定する方法(現在の歩行分析における床反力の基礎)や、一枚の写真に運動を姿勢の時間的変化として記録するクロノフォトグラフィなどを生みだした。19世紀の後半に Braune と Fischer は冷凍死体の体節の重心を測定し、振り子運動の法則を応用し身体部分の慣性などを決定し、人の体における運動力学的分析の道を開いた。これらの研究を経て、19世紀に運動を記録して分析する運動の力学的分析が確立していった。

#### 1.2.4 高齢者の歩行分析

加齢に伴う歩容変化の研究としては Murray ら<sup>21)</sup>がその先駆けとなった。Murray らは20~87歳の男性64名を対象に、世代による歩行周期変数の変化について分析した。これに追随した多くの研究がおこなわれ、それらの多くで Murray らの結果は支持され時間的・空間的パラメータにおける高齢者の歩行特徴の多くが明らかとなった。Murray らの報告した内容と合わせて、他の文献で示された高齢者の歩行特徴について、総合的にまとめ以下に記す<sup>22), 23), 24), 25), 26), 27), 28)</sup>。

- 1). 歩行速度の低下。
- 2). 歩隔の拡大
- 3). 立脚相の延長と遊脚相の短縮
- 4). 股関節開脚度の減少
- 5). 膝関節屈曲度の減少
- 6). 蹴りだし時の踵部高さの減少
- 7). 接地時の爪先高の減少
- 8). 上下動の減少
- 9). 左右動の増加
- 10). 骨盤の回転の減少

これらの内容については、多くの文献でも同様の見解が見られる一方、異なる見解を示すものも一部ある。宮辻ら<sup>29)</sup>は、加齢による歩隔の増加について否定し、足向角度は加齢により有意に増加し、高齢者は外股歩きの傾向が強まると指摘している。また、高橋ら<sup>30)</sup>、<sup>31)</sup>は歩隔の拡大については支持したが、左右動の増加については否定した。これはバランス能力の劣る高齢者が意識的に歩隔を広げることで左右動を抑制するためと考察している。また、高齢者の転倒とともに論じられるのが、爪先高の減少によって高齢者は転倒しやすいとする指摘である。高齢者のつま先高については Murray と同様に加齢による減少を支持する報告がある一方で<sup>32)</sup>、<sup>33)</sup>、<sup>34)</sup>、加齢による変化は認められない、もしくは爪先高が転倒とは結びつかないとする報告も多い<sup>35)</sup>、<sup>36)</sup>、<sup>37)</sup>、<sup>38)</sup>。

力学的パラメータについては、床反力と関節トルク(関節モーメント、関節負荷量)に関するものが多い。高見ら<sup>39)</sup>は床反力計を用いて歩行時床反力の世代と性別による差を検討し、加齢に伴い床反力の波形はピークの小さい穏やかなものになるとした。また戸田ら<sup>40)</sup>は、床反力前後成分力積値に下肢関節角度変化が与える影響について世代差・性差に着目し分析した。前後反力に有意な影響を与える要因は、若年男性では下肢 3 関節すべてであったのに対し、高齢男性では膝関節角度変化量のみであった。また女性は世代を問わず膝関節と足関節の角度変化量に有意差が見られ、特に高齢者では立脚相の膝関節屈曲が大きい者ほど前後床反力成分力積値も大きくなると述べた。近年では、床反力計と三次元動作解析装置を組み合わせ、関節トルクについて分析した研究が盛んに行われており、三次元動作解析では身体に貼付したマーカから、関節角度や身体の動揺といった空間的パラメータも同時に測定できる利点がある。岡田ら<sup>41)</sup>、<sup>42)</sup>は高速度 VTR カメラを用いた空間的パラメータの解析とともに、日本人男性の体格比率に合わせた式を用いて関節トルクを算出した。その結果として、高齢群の股関節可動域が若年群と比較し小さいこと、青年群を比較した高齢男性の体重当たりの正の仕事量は足首関節で小さく股関節で大きく、反対に負の仕事量では足首関節で大きく股関節で小さいことなどを報告している。加えて、加齢により主要

な働きをする下肢関節が異なってくると考察している。植松ら<sup>43) 44) 45)</sup>は、健康な高齢女性と若年女性を対象とし自由歩行、緩歩時、速歩時の下肢関節トルクについて検討した。その結果、自由歩行時に両群の各関節トルクのピーク値平均値は、股関節伸展、推進期膝屈曲を除くすべてで高齢者は若年者を有意に下回った。植松らは、高齢群における歩行速度と有意な相関を示した関節トルクについて、蹴り出し開始時の足底屈と、蹴り出し期後半の膝伸展であったとし、高齢女性の正常歩行において“元気な歩行の原動力”は蹴り出し時に発揮される膝伸展と足底屈の力であると述べた。速歩においては若年者高齢者ともに制動期に働く関節トルクが自由歩行時より有意に上昇し、制動期の筋・関節運動機能の重要性が示されたとし、高齢者では制動期モーメントが身体の推進や接地から接地後の安定性の保持のためにも働くとも指摘している。緩歩において、歩行速度の速い若年者が関節機能を制動機能として使うのに対し、歩行速度の遅い高齢者では制動機能に加えて推進機能としても関節機能が使われていると考察している。小宅ら<sup>46)</sup>は、床反力計と三次元動作解析装置により測定した空間的パラメータと力学的パラメータから、高齢者の歩行効率について論じている。歩行中の力学的エネルギーは、位置エネルギーと運動エネルギーが対象的に変化して、全力学的エネルギーは一定に保たれる。この位置エネルギーと運動エネルギーの交換率 $\%R(\%Recover)$ は、重心上昇と加速に必要な仕事をすべて筋活動に依存した場合 0 になる。したがって、重心上昇と加速について重力の利用が効率的に行われるほど $\%R$ の値は高くなる。小宅らは高齢者ではこの $\%R$ が若年者と比較し乏しく、その要因として高齢者は立脚相初期にすでに膝関節の屈曲が強く、その後続く膝関節屈曲運動を確保できないことにあると指摘した。歩行を振子に見立てエネルギーの変換効率を論じた報告は多いが<sup>47) 48) 49)</sup>、いずれも高齢者のエネルギー変換効率の低下を指摘している。

力学的解析については、まだ文献が限られてはいるが、高齢者の歩容特徴としては以下のことが挙げられる。

- 1). 床反力波形のピーク値の減少



- 2). 関節の柔軟性低下による負荷量の増加
- 3). 動作時に主要な力を発揮する関節の変化
- 4). 振子運動のエネルギー交換率の低下

高齢者では若年者より関節にかかる負荷が増加し、また負荷のかかる範囲が広がる傾向が示された。また、推進時にも若年者と比較し、より広範囲で力を発揮している可能性が示された。

#### 1.2.5 加齢による筋量・筋厚の変化と身体機能の関係

加齢により身体機能や運動能力は衰えるが、その要因として筋量、筋厚、筋力の低下が挙げられている。筋量や筋厚の測定については、MRI (Magnetic Resonance Imaging ; 磁気共鳴画像) 装置や CT(computed tomography ; コンピュータ断層撮影) スキャンなどを用いて身体断面を映像化する方法が一般的である。これらに加えて、現在ではより簡易的に身体断面を映像化できる手法として超音波測定装置を用いる手法も広まっている。筋力の測定については、徒手筋力検査法(Daniel and Worthingham's MUSCLE TESTING/ダニエルの MMT)が多くの研究で用いられている<sup>50)</sup>が、施験者の技術が問われる点や、高齢被験者に対しては身体的負荷がかかるなどの課題もある。その他の手法として、脚部筋力の測定では踏み込み式の筋力計測装置が用いられることもある。

高齢者の筋厚を測定した多くの研究で、筋量・筋厚の衰えが指摘されている<sup>51), 52), 53), 54), 55)</sup>が、減少率の高い部位については部位差や性差により統一の見解に至っていない部分も多い。高橋ら<sup>55)</sup>は筋の減少の部位差について、歩く、走る、立つなどの日常動作において常に活動する筋についてはある程度の維持が可能であると述べている。小野ら<sup>56)</sup>は、筋厚だけでなく重心動揺計を用いて高齢者のバランス能力についても評価しており、高齢者の筋厚とバランス能力は多くの項目で若年者と比較し有意に低下すると述べた。さらに、先行研究の内容を踏襲し筋委縮の主な要因は筋線維数の減少であると指摘し、加齢による

筋厚の衰えの部位差は速筋線維と遅筋線維では速筋線維が選択的に委縮することに由来すると指摘している。小野らのように、高齢者の筋量・筋厚・筋力と平衡機能などの身体機能との関連を述べた報告は多く<sup>57), 58), 59), 60), 61), 62), 63)</sup>、これらの報告では筋厚・筋力の数値が高いものほどバランス能力や歩行能力が優れる傾向にあると指摘されている。

筋力の衰えは動的運動能力、つまり歩行能力にも変化を生じさせる。植松ら<sup>64), 65)</sup>は、筋力測定と重心動揺によるバランス計測および三次元動作解析装置による歩行動態の解析を行い、加齢による平衡機能の低下は、接地直後の不安定さを回避する床面把持のため膝屈曲力を大きくする歩行パターンにつながると指摘している。歩行時の筋活動について山田ら<sup>66)</sup>は、高齢群は青年群と比較しても高い筋活動を示すと述べ、青年では必要な時に最小限しか筋が活動していないのに対し、高齢者では常に持続的に高い筋活動を必要としていると指摘した。山口ら<sup>67)</sup>は、自由歩行において高齢者は青年より多くの筋活動を必要とし、同一スピードの比較ではさらにその傾向が強まると述べている。西島ら<sup>68)</sup>は、年代別、性別に歩行時の筋活動について検討した。同じ歩行条件では高齢女性の筋放電量が、高齢男性、青年男性と比較し高い傾向を示し、相対的に筋負担が増加する可能性を示した。また、筋放電パターンについて、接地初期の膝関節伸展保持に青年では内側広筋のみが参画しているのに対し、高齢男女では内側広筋と大腿直筋が共同的に参画しているとし、青年男性群と比較した高齢男女のそれには顕著な差異が現れたと述べている。

多くの報告から、高齢者の筋量・筋厚の低下は以下のような身体機能の変化をもたらすと推察される。

- 1). 静止時における平衡機能の低下（特に前後方向のバランス感覚の低下）
- 2). 歩行時において、推進力や安定性を補うための高い筋活動
- 3). 動作時における参画筋の増加

高齢者は筋量・筋力は衰えているにもかかわらず、活動には多くの力を必要とする。このことは、高齢者における歩行時筋負荷の増加という課題を示している。力学的パラメー

タについての先行研究においても、高齢者の関節にかかる負荷が増加し、また負荷のかかる範囲も広がっている可能性が示された。高齢者の筋活動でもそれと同様の傾向が現れていると考えられる。

### 1.3 本論文の目的

#### 1.3.1 歩行分析の課題

いままで述べてきたように、現在までに高齢者の歩行研究は数多く行われ、様々な視点からの検証がなされてきた。その結果、各パラメータについて高齢者の歩容特徴はかなり詳細に明らかになってきている。特に、三次元動作解析による動態解析の分野は多くの研究で取り入れられ、さらなる発展が期待される。そして、三次元動作解析の時間的・空間的なパラメータと動態力学的パラメータとの同時測定が可能であるという利点を活かし、今後は複数のパラメータによる多角的な分析が主流になってくることが予想される。また、筋電図測定と動態解析を総合的に検討した報告はまだ数が限られてはいるが、より詳細な歩容解析のためには、こうした分析には大きな意義がある。

特に、三次元動作解析による関節トルクの検討について、これまで解析の対象となっていたのは下肢の主要な 3 関節である股関節、膝関節、足関節であった。これらの関節は、比較的運動をとらえやすいため、古くから関節角度変化や関節トルクの分析対象になってきた。しかし、関節負荷量に着目した報告において、足の指先の働きについての詳細な分析はほとんど見受けられない。足部は接地や蹴り出しなど、歩行周期のなかで各期間の基準となるような重要な働きを担うにもかかわらず、関節トルクの分析はあまりなされずにいた。高齢者の歩容をより詳細に分析するには、足首・足趾関節の分析は不可欠であると考えられる。

### 1.3.2 履物の履用効果の検討

履物の履用効果についての検討は、古くから行われている。特に若年女性の用いるヒール靴に着目したものが多くみられ、三次元動作解析による分析<sup>69), 70), 71), 72), 73)</sup>も多く行われている。三次元動作解析を用いた研究に限らず、ヒール靴を対象とした研究では、極端にヒールの高い靴を用いることの弊害について述べているものが多く、若年者が用いる靴についてはその機能性や弊害が多く提示されてきた。しかし、高齢者の靴について同様の検討をしたものは少ない。また、高齢者が極端なハイヒールを日常的に履用しているとは考えにくく、若者用の履物の研究を高齢者に当てはめたとき、データの有用性は低いと思われる。

高齢者と履物の関係については、フィッティングについて述べているものが見受けられる。土肥ら<sup>74)</sup>は、高齢者 90 名と若年者 148 名を対象に足部の計測を行い、形態特性の世代差について検討した。その結果として、高齢者の足部は同一足長の若年者と比較し足囲が大きく、つま先形状では第一指がまっすぐ伸び第五指が内反した先広の傾向があると述べている。加えて足部前方に厚みがあり、足首より後方が長くなる。これらは高齢者が履物を履いた際に第一指や外果下に不適合を生じさせる要因であるという見解を示した。土肥らの見解からもうかがえるように、高齢者は足部形状にも若年者とは異なる特徴が表れるため、市販の高齢者向けをうたう商品もそうした特徴に合わせた設計となっている。しかし、そうした商品について履用時の歩容を分析した報告は見受けられず、商品の適合性の実態を把握するには至っていない。履物はフィッティングのみならず、履用し歩行した際の履き心地が評価に大きく影響するため、歩行時の作用を検討することは必要不可欠である。

### 1.3.3 本研究の意義

歩行は屋内外を問わず様々な活動の基礎であり、安全な歩行の実現が高齢者の充実した

活動にもつながっていくと考える。屋外施設や屋内設備そのものを早急に改変することは難しいため、高齢者自身が身につけるものによって安全性を確保できることが望ましく、そうしたアパレル製品の研究・開発は今後も拡大していくと考えられる。しかし、前述したとおり高齢者の歩容と履き物の適合性を検討した研究は見受けられず、高齢者の歩容に履き物が与える影響を動態力学的に分析することには大きな意義がある。

本研究では、まず 70 歳以上の高齢女性と、比較としての若年女性を対象に、素足自由歩行における動態力学的な歩行分析を行った。実験手法として、三次元動作解析による歩行分析に加え、筋電図の測定により、多角的な面からの歩行動態の分析を目指した。さらに、関節トルクの分析では、下肢の主要な三関節に加えて距腿関節、足趾関節といった足部関節の関節トルクも算出した。

次に、履物の影響を分析するために 4 種の試料を選定し、素足歩行時と同様の実験を行った。履物の種類については、性別年齢問わず利用されるヒールのない種類のもの、女性が利用する靴としてヒール高 3 cm の中ヒールパンプスとした。ヒールのない履物は、靴底の形状が異なる 3 種として、靴底のフラットな高齢者用シューズ、スポーツ用スニーカー、靴底にバランスボール状のデザインを施したトーニングシューズを選定した。いずれの試料も市販されているものの中で一般的な形のものを選んだ。これらを用いて、素足歩行と同様に、三次元動作解析によって得られる空間的・力学的パラメータと、表面筋電図の結果と合わせて分析した。そして、靴の履用における歩行の世代による差を分析するとともに、履物を用いることの影響が世代によりどのように異なるかを検討した。

#### 1.4 本論文の構成

本論文は以下の 6 章で構成される。

第 1 章「序論」では、本論文の目的、文献的背景および本論文の構成について記述した。

第 2 章「高齢者の筋厚・平衡機能にみる身体機能の変化」では、高齢者の加齢による筋

の減少を確認するため、超音波装置を用いて筋厚の測定を行い、また、筋力の衰えに伴う静的バランス能の低下について確認するため、重心動揺計測を行う。得られたデータから、若年者と比較した高齢者の身体特性や身体機能の差について検討した。

第 3 章「高齢群と若年群の素足歩行についての三次元動作解析による比較」では、床反力計と三次元動作解析装置を用いて、若年群と高齢群の素足歩行の特徴を歩行軌跡、関節角度、床反力、関節トルクの観点から分析した。

第 4 章「高齢群と若年群における靴の履用効果の比較」では、第三章と同様の手法を用いて、両群の靴履用時の歩行特徴について分析した。試料は、靴底の形状が異なるフラットシューズ 3 種とヒール高 3 cm の中ヒールパンプスである。フラットシューズは高齢者用シューズ、スポーツ用スニーカー、トーニングシューズである。

第 5 章「高齢群と若年群の歩行時下肢筋活動の比較」では、素足歩行時と靴履用時の両群の歩行時の下肢筋活動について検討した。測定の対象としたのは右脚の大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋内側、腓腹筋外側の 5 部位であり、各筋の表面筋電図を測定した。

第 6 章「総括」では、各章をまとめ研究全体の結論を記述した。

## 引用文献

- 1) 高齢社会白書，内閣府厚生労働省，平成 27 年度
- 2) 橋本修二：健康寿命の国内と海外の現状把握と分析評価に関する研究 平成 26 年度，  
(2015)
- 3) 橋本修二：健康寿命の指標化に関する研究-基礎的な課題の検討 - 平成 26 年度分担研  
究報告書，(2015)
- 4) 植屋清見，小山慎一：文部科学省新体力テストに関する高齢者の体力・ADL・QOL と日  
常生活実態の関連，帝京科学大学紀要，7，25 - 34(2011)
- 5) 中村和彦，植屋清見，宮丸凱史，山田七重，山縣然太郎，坂下昇次：後期高齢者の身  
体活動実態と ADL，QOL 及び健康度との関係(発育発達)，日本体育学会大会号，49，  
435(1998)
- 6) 中村和彦，植屋清見，宮丸凱史，坂下昇次，秋山由里：後期高齢者の身体活動実態と  
健康度との関係，体力科学，48(6)，768(1999)
- 7) 中村和彦，植屋清見，宮丸凱史，山田七重，山縣然太郎，坂下昇次：後期高齢者の日  
常生活動作と健康度との関係，日本体育学会大会号，50，865(1999)
- 8) 中村和彦，植屋清見，宮丸凱史，山田七重，山縣然太郎，坂下昇次：後期高齢者の身  
体活動量と健康度との関係，日本体育学会大会号、50，395(1999)
- 9) 太湯好子，岡本絹子：在宅高齢者の ADL と歩行機能の年代比較，日本老年看護学会誌，  
3(1)，97 - 104(1998)
- 10) 大淵修一：高齢者の転倒と予防，バイオメカニズム学会誌，27(1)，2-5(2003)
- 11) 江藤文夫：高齢者の転倒の原因，日本医師会雑誌，122(13)，1950-1954(1999)
- 12) 菱井修平，久保晃信：転倒歴と Locomotion Check の関係 - 元気高齢者を対象とした調  
査報告 - ，川崎医療福祉学会誌，23(1)，185-189(2013)

- 13) 井上辰樹, 高西敏正, 村田健三: 高齢者の体力的因子とつまずき, 体力科学, 51(6), 673(2002)
- 14) 池添冬芽, 浅川康吉: 高齢者における転倒と下肢筋力および平衡機能との関連, 体力科学, 50(6), 931(2001)
- 15) 今本喜久子, 北村文月, 喜多義邦: 高齢者の転倒・骨折発生に関わる身体的リスク要因 - 骨指標、下肢筋力および重心動揺の経時的変化 -, 滋賀医科大学看護学ジャーナル, 3(1), 13-19(2005)
- 16) 中村隆一, 齊藤宏, 長崎浩: 基礎運動学 第6版, 医歯薬出版株式会社
- 17) 淵本隆文, 田中ひかる, 金子公宥: 高齢女性の歩行運動におけるパワーと効率～振子モデルの力学的効率を中心に～, 日本体育学会大会号, 48, 21 - 28(1997)
- 18) ミハエル・セイベル(著), 入谷誠(訳): フットファンクション, ダイナゲイト
- 19) M. P. Murray: Gait as a Total Pattern of Movement, Am. J. of Phys. Med., 46 - 1, 293-333(1967)
- 20) 畠中泰彦: 歩行分析・動作分析のグローバル・スタンダード - 最近の知見と治療に役立つ分析のポイント -, 理学療法学, 40(8), 567-572(2013)
- 21) "M. Patricia Murray, Ross C. Kory, Bertha H. Clarkson: Walking patterns in healthy old man. J Gerontol, 24, 169-178(1969)
- 22) 山岸豪, 徳田哲男: 老人歩行-光学的分析による-, 日本リハビリテーション医学会誌, 12(2), 97-104(1975)
- 23) 長崎浩: 老人の歩行, バイオメカニズム学会誌, 19(3), 148 - 152(1995)
- 24) 徳田哲男: 老人の歩行, 日本工学, 13(5), 219-222(1977)
- 25) 杉浦美穂, 長崎浩, 古名丈人, 奥住秀之: 地域高齢者の歩行能力-4年間の縦断変化-, 体力科学, 47(4), 443-452(1998)



- 26) 柳川和優, 磨井祥夫, 安陪大治郎, 渡部和彦: 青年と高齢者における歩行動作の比較 - 足部の運動特性に着目して -, 体力科学, 47(1), 131 - 141(1998)
- 27) 湯海鵬, 豊島進太郎, 岡本敦, 川端昭夫, 星川保: 8年間における高齢者の歩行動作の変化, バイオメカニズム学会誌, 31(1), 51-55(2007)
- 28) 須藤元喜, 山城由華吏, 上野加奈子, 金憲経: シート式圧力センサーを用いて計測した歩容左右差による年齢の推定, 日本生理人類学会誌, 18(3), 125-132(2013)
- 29) 宮辻和貴, 澤山純也, 川端浩一, 金子公有: 高齢者の自由歩行における着地足の足向角と歩隔について, 日本体育学会大会予稿集, 59, 122(2008)
- 30) 高橋隆宜, 山田富美雄, 宮野道雄: 高齢者と若年者の歩行動作時の左右動揺 - 歩行動作解析を用いた検討 -, 日本生理人類学会誌, 15(1), 9-16(2010)
- 31) 高橋隆宜, 山田富美雄, 宮野道雄: 高齢者の歩容および身体活動量と転倒危険因子の検討, 日本生理人類学会誌, 16(3), 115-122(2011)
- 32) 柳川和優, 磨井祥夫, 安陪大治郎, 渡部和彦: 青年と高齢者における歩行動作の比較- 足部の運動特性に着目して-, 体力科学, 47(1), 131 - 141(1998)
- 33) 柳川和優, 山口立雄, 中増美歩, 磨井祥夫, 渡部和彦: 同一スピード歩行中における青年と高齢者の歩行動作の比較, 日本体育学会大会号, 50, 645(1999)
- 34) 菅井清美: 足部の動きに関する研究, 日本繊維製品消費科学会, 2013 年年次大会・研究発表要旨, 55(2013)
- 35) 西澤哲, 長崎浩, 古名丈人, 奥住秀之, 杉浦美穂, 伊東元, 藤田祐樹: 地域高齢者を対象にした歩行時のフットクリアランスに関する研究, バイオメカニズム, 14, 69-79(1998)
- 36) 相馬正之, 吉村茂和, 寺澤泉: 高齢者における最小拇指 - 床間距離とつまづきの関係について -, 理学療法科学, 30(2), 332(2003)

- 37) 相馬正之, 吉村茂和, 寺澤泉: 歩行時における最小拇趾・床間距離の加齢の影響について, 理学療法科学, 31(2), 199 - 123(2004)
- 38) 田中ひかる, 佐川和則, 淵本隆文: 高齢者の転倒予防に関する基礎的研究-女性の自然歩行における爪先高に着目して-, 近畿大学健康スポーツ教育センター研究紀要, 8(1), 55-62(2009)
- 39) 高見正利, 福井罔彦: 床反力計による健常者歩行の研究-特に年齢および性別による違いについて-, 日本リハビリテーション医学会誌, 24(2), 93-101(1987)
- 40) 戸田晴貴, 木藤伸宏: 高齢者における歩行時下肢関節角度変化量が床反力に及ぼす影響, 理学療法科学, 28(2), 273 - 277(2013)
- 41) 岡田英孝, 今村美由起, 阿江通良, 藤井 範久: 高齢者の歩行における年齢および速度の下肢関節トルクへの影響, 体力科学, 45(6), 838(1996)
- 42) 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久: 高齢者の歩行速度の変化と関節の力学的仕事およびエネルギー伝達との関係, 体力科学, 46(6), 688(1997)
- 43) 植松光俊, 金子公宥: 高齢女性の自由歩行における下肢関節モーメント, 理学療法科学, 24(7), 369 - 376(1997)
- 44) 植松光俊, 金子公宥: 高齢女性の緩歩と速歩における下肢関節モーメント, 理学療法科学, 23(2), 498(1996)
- 45) 植松光俊, 矢部京之助, 金子公宥: 高齢女性の「速歩」における下肢関節モーメント, 体力科学, 46(6), 681(1997)
- 46) 小宅一彰, 三和真人: 高齢者の歩行において重力の利用を低下させる要因, 理学療法科学, 37(2), 70-77(2010)
- 47) 森本 剛史, 淵本隆文, 金子公宥, 木村みさか: 中高年の自由歩行における「振子効率」とパワー, 日本体育学会大会号, 44A, 379(1993)

- 48) 淵本隆文, 田中ひかる, 金子公宥: 高齢女性の歩行運動におけるパワーと効率-振子モデルの力学的効率を中心に-, 日本体育学会大会号, 48, 21 - 28(1997)
- 49) 田中ひかる, 淵本隆文, 木村みさか, 金子公宥: 高齢者の歩行運動における振子モデルのエネルギー変換率, 体力科学, 52(5), 621-630(2003)
- 50) 西守隆, 長谷川治: 徒手筋力検査法 第7版, 関西理学療法, 3, 89-93(2003)
- 51) 池添冬芽, 浅川康吉, 羽崎完, 黒木裕士, 森永敏博, 神先秀人, 河野一郎: 下肢筋力の加齢による変化について, 理学療法科学, 24(2), 515(1997)
- 52) 加藤浩人, 淵本隆文, 木村みさか, 金子公宥: 下肢筋群の筋力と筋厚における加齢変化, 体力科学, 47(6), 778(1998)
- 53) 市橋則明, 池添冬芽, 大畑光司, 建内宏重, 坪山直生: 加齢による低下率が大きい筋力・筋厚・運動機能は何か, 体力科学, 56(6), 710(2002)
- 54) 宮谷昌枝, 東香寿美, 金久博昭, 久野譜也, 福永哲夫: 下肢筋厚における加齢変化の部位差および性差 - 20歳代と70歳代の比較-, 体力科学, 52(Supplement), 133-140(2003)
- 55) 高橋一榮, 中平浩人, 山本正治: 女性の大腰筋及び大腿四頭筋横断面積の加齢による変化, 新潟医療福祉学会, 6(1), 16-21(2006)
- 56) 小野晃, 琉子友男: 高齢者における下肢筋厚および筋力が動的バランスに及ぼす影響, 日本生理人類学会誌, 6(1), 17 - 22(2001)
- 57) 田井中幸司, 青木純一郎: 高齢女性の歩行速度の低下と体力, 体力科学, 51(2), 245-251(2002)
- 58) 小野塚直子, 杉本諭, 篠塚敏雄, 瀬戸一秀: 高齢者の歩行自立度に対する下肢筋力および最大歩行速度の影響, 理学療法科学, 31(2), 523(2004)
- 59) 眞竹昭宏, 三浦由紀子, 福元清剛: 中高年女性の下肢筋群の筋量および筋力と歩行速度との関係, 山口県立大学看護学部紀要, 11, 1-6(2007)

- 60) 平瀬達哉, 井口茂, 塩塚順, 中原和美, 松坂誠應: 高齢者におけるバランス能力と下肢筋力との関連性について - 性差・年齢・老研式活動能力指標別での検討 -, 理学療法科学, 23(5), 641-646(2008)
- 61) 井上拓也, 建内宏重, 池添冬芽, 坪山直生, 市橋則明: 高齢者の下肢筋量と運動機能の関連性, 理学療法科学, 35(2), 491(2008)
- 62) 岩瀬弘明, 村田伸, 阿波邦彦, 松尾奈々, 山崎康平, 米山智彦, 小松直正, 重田裕子, 窓場勝之: 高齢患者の最速歩行と最大低速歩行に及ぼす下肢筋力の貢献度—大腿四頭筋筋力と足把持力に着目して—, ヘルスプロモーション理学療法研究, 2(4), 163 - 167(2013)
- 63) 岩瀬弘明, 村田伸, 阿波邦彦: 高齢患者の歩行パラメーターと下肢筋力および ADL 能力との関連 - 最速歩行と最大低速歩行時の比較 - : 理学療法科学, 28(3), 347 - 350(2013)
- 64) 植松光俊, 久保田章仁, 井上和久, 藤縄理, 溝呂木忠, 江原皓吉, 細田多穂: 高齢女性の下肢筋力および下肢屈伸運動速度と歩行時下肢関節モーメントの関係, 理学療法科学, 27(2), 337(2000)
- 65) 植松光俊, 藤縄理, 細田多穂, 溝呂木忠, 江原皓吉, 久保田章仁, 井上和久: 高齢女性の筋力および平衡機能と歩行時下肢関節モーメントの関係, 体力科学, 48(6), 771(1999)
- 66) 山田道広, 伊藤元, 岩崎富子, 徳田哲男, 田中繁, 尾賀幹: 老人の歩行-筋活動と関節角度による分析-, 社団法人日本理学療法士協会機関紙, 7(2), 72-74(1980)
- 67) 山口立雄, 柳川和優, 中増美歩, 磨井祥夫, 渡部和彦: 筋放電パターンによる青年と高齢者の歩行動作の比較, 日本体育学会大会号, 50, 656(1999)
- 68) 西島吉典, 加藤達雄, 中川宏, 吉澤正, 宮下充正: 中高齢者にみられる平地歩行中の歩容ならびに筋活動特性, ウォーキング研究, 9, 89 - 94(2005)

- 69) 石黒圭応, 阿部薫, 近藤優: ヒール高の変化による歩行時の足関節角度の変動 - 立脚相を中心に -, 日本理学療法学会大会, 2008(0), E3P2187-E3P2187(2009)
- 70) 伊藤忠, 永谷元基, 林尊弘, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 林満彦, 太田進, 野々村淳, 松本芳樹, 井上真郷, 馬淵晃好: 健常者におけるハイヒールシューズと裸足の違いによる歩行時の骨盤角度の変動とその影響, 日本理学療法学会大会, 2009(0), C301097-C301097(2010)
- 71) 岩城大介, 出家正隆, 折田直哉, 島田昇, 細貴幸: ハイヒール歩行が膝関節運動へ及ぼす影響, 日本理学療法学会大会, 2011(0), Ab1083-Ab1083(2012)
- 72) 重枝利佳, 石井慎一郎: ヒール形状の違いが歩行中の膝関節に及ぼす影響, 日本理学療法学会大会, 2007(0), A0514-A0514(2008)
- 73) 平井茜, 青木修, 伴由衣菜, 佐久間香, 向井公一: ハイヒール歩行が立脚初期に膝関節屈曲角度を増大させるメカニズム, 理学療法科学, 30(2), 155-159(2015)
- 74) 土肥麻佐子, 持丸正明, 河内まき子: 高齢者の足部形態特性と靴の履き心地, 人間工学, 37(5), 228-237(2001)

## 第2章

高齢者の筋厚・平衡機能にみる

身体機能の変化

## 2.1 緒言

高齢者が自立した質の高い生活を送るうえで、身体機能の維持は必要不可欠である<sup>1), 2), 3), 4), 5)</sup>。特に筋機能は日常生活の動作全般を支える重要な役割を持ち、高齢者の ADL を考えるうえで無視できない。なかでも、身体全体のうち下肢筋群が占める割合は大きく、あらゆる身体活動の際に下肢は重要な働きをなす。加えて、加齢による筋力の低下は上半身よりも下半身に顕著であるとされ<sup>6)</sup>、高齢者の活動能力低下に大きく影響する。

筋の量的データの測定法には MRI や CT (computed tomography; コンピュータ断層撮影) などのほかに、被験者の負担も小さく、より簡易に測定できる手法として超音波測定装置を用いて人体断面を画像化する超音波法もある。筋力の測定には徒手筋力検査法や、徒手保持型マイオメーターを用いた測定方法などがあり、これらの手法により、下肢筋群の衰え、筋量・筋厚の低下を検討した研究は多くなされてきた。

宮谷ら<sup>7)</sup>は、若年群と高齢群に分けた男女の下肢筋厚を測定し、加齢による筋厚の低下は男女ともに大腿の前面で大きく表れたと述べている。高橋ら<sup>8)</sup>は、20～79 歳までの女性を対象に大腰筋および大腿四頭筋横断面を測定し筋量を推定した。そして、日常的な動作の中で使われる大腿四頭筋は 40 代頃まで維持され 60 代以降も急激な衰えは見られないのに対し、大腰筋は漸次衰退していき 70 代に入ると急激に衰えると述べた。筋厚の減少率の部位差については統一の見解に至っていない部分もあるが、特に大腿部において加齢による低下率が大きく、高齢者の膝関節可動に影響を及ぼす要因と示唆されている。

池添ら<sup>9)</sup>は 69～97 歳の女性を対象に徒手保持型マイオメーターを用い最大等尺性筋力を測定した。その結果、加齢に伴う低下率が大きいのは股関節群であり、反対に膝関節筋群の低下率は小さいとした。加藤ら<sup>10)</sup>は、18～89 歳の女性を対象に大腿と下腿の前面後面の筋厚を測定し、膝伸展筋群の筋厚は 20 代から 50 代までに有意に低下したと述べている。また、足底屈筋群は 20 代から 80 代までのあいだに、足背屈筋群も 20 代から 70 代のあいだで有意に低下すると述べた。市橋ら<sup>11)</sup>も、若年群と高齢群の両群の筋厚・筋力について

検討した。結果として、加齢による筋厚・筋力の低下率が最も大きかったのは膝伸展・屈曲筋群であり、反対に加齢による下腿後面の筋厚の低下率は小さいと報告した。加齢により筋機能の低下が引き起こされるということは、様々な文献において一致した見解である。

運動能力を支える筋厚・筋量・筋力の低下は、パフォーマンスの低下を引き起こす要因である。パフォーマンスの低下については、運動時だけでなく静止時についても議論されることが多く、特に高齢者の中では筋機能の低下と平衡機能(バランス能力)の関連についての報告が多くみられる。

小野ら<sup>12)</sup>は高齢者の下肢筋厚と平衡機能との関連について検討し、若年者を100とした場合の高齢者の筋厚は、大腿で約40~50%、下腿で55~65%であるとし、加齢により下肢の筋厚が有意に低下すると述べた。加えて、高齢者は大腿前面の筋に依存し重心移動を行っており前後方向へのバランスが低下するとした。平瀬ら<sup>13)</sup>は60歳以上の高齢男女を対象にFunctional Reach Test(以下FRT)および下肢筋力と重心動揺の計測を行った。その結果、下肢筋力とFRTの結果には正の相関があり、下肢筋力と重心動揺の総軌跡長と外形面積には負の相関があったとし、つまり筋力が低下しているものほど前方への重心移動が困難であり、静止時の揺れが大きい傾向を示したと述べている。その他の報告<sup>14)・15)・16)</sup>を見ても、筋機能の低下と平衡機能の低下の関係は明らかである。

静止時平衡感覚は、歩行時のバランス能力にも影響を及ぼすと考えられ、歩行分析の前段階として、筋機能・平衡機能を含めた高齢者の基礎的な身体特性を把握する必要がある。そこで第2章は、若年者と比較した高齢者の下肢筋厚と立位時平衡機能について検討することを目的とした。



## 2.2 筋・脂肪厚の計測と重心動揺計測

### 2.2.1 被験者

被験者は高齢群と若年群の 2 つのグループから構成される。高齢群は、補助者なしで実験に参加できる 70 歳以上の女性 10 名とし、若年群は本学の健康な成人女性 10 名とした。

両群の身体特性を Tab.2-2-1 に示す。身体特性の計測には身長体重計(株式会社タニタ)を使用した。表中下部には、厚生労働省の平成 24 年度「国民健康・栄養調査」の各世代の平均値を示す。本実験の被験者群は、若年群で身長と体重がやや平均を上回るが、比較的各世代の平均値に近い特性の集団であると言える。

Table2-2-1 Physical characteristics of subjects

Elderly					Young				
ID	Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI	ID	Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI
A-1	83	144.5	45.6	21.8	B-12	30	159.1	51.7	20.4
A-2	75	148.8	52.4	32.2	B-13	21	162.2	48.7	18.5
A-4	73	155.1	60.8	25.3	B-14	20	163.4	46.6	17.5
A-5	74	148.2	49.1	22.4	B-15	23	166.7	65.5	23.6
A-7	86	148.7	49.3	33.8	B-16	23	165.0	52.7	19.4
A-8	79	156.8	63.0	25.6	B-17	20	153.6	55.1	23.4
A-10	86	146.5	46.9	21.9	B-18	21	157.2	39.1	15.8
A-11	80	150.2	54.7	38.0	B-19	22	171.8	69.8	23.6
A-12	82	149.6	38.7	17.3	B-20	21	168.5	52.8	18.6
A-13	81	139.4	45.8	23.6	B-21	21	152.1	53.1	23.0
MEAN	79.9	148.8	50.6	26.2	MEAN	22.2	162.0	53.5	20.4
STDEV	4.7	4.9	7.3	6.4	STDEV	2.9	6.4	8.8	2.9

National Health and Nutrition Survey					National Health and Nutrition Survey				
	Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI		Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI
MEAN	75-79	148.9	51.3	23.1	MEAN	22	157.4	51.1	21.0
STDEV		5.7	8.5		STDEV		5.1	8.3	

### 2.2.2 実験方法

#### 2.2.2.1 筋厚・脂肪厚の計測

筋・脂肪厚の測定には汎用超音波画像診断装置プロサウンド SSD-3500(アロカ株式会社 /Fig.2-2-1)を使用した。撮影モードは B モードとし、周波数は被験者の体格に合わせて 5~

7.5Hz の間で調整した。

測定部位は、転子点から大腿骨外側顆の遠位 50%の位置の大腿前面と後面、膝窩から腓骨外顆の 50%の位置の下腿前面と後面の 4 か所である。

測定の際は被験者に立位安静の姿勢を保持してもらい、プローブを縦方向にして皮膚に対して垂直に当て、矢所断面の筋厚と脂肪厚を測定した。このとき、プローブで皮膚を圧迫しないように留意し、組織を潰していないことを確認して画像を記録した。



Fig.2-2-1 General use diagnostic ultrasound imaging systems  
PROSOUND SDD-3500

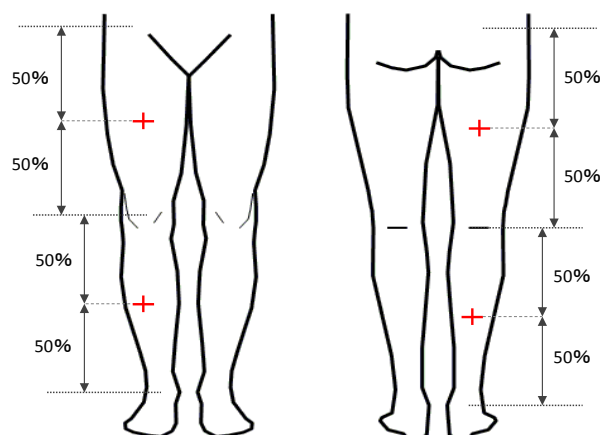


Fig.2-2-2 Measurement position of thickness of muscle

### 2.2.2.2 重心動揺計測

計測には重心動揺計 PCD-300A(株式会社共和電業)を用いた。

被験者には測定の前に、可及的に静止姿勢を保持すること、重心移動の際には上体だけではなく全身の重心移動を心がけること、支持基底面が変化しないよう足底がロードセル上から離れないようにすること、などを説明した。

計測に際して、被験者にはロードセル上で足底内側を 10 cmほど平行に離して立ち、上肢は自然に下垂させた姿勢を保持してもらった。

最初に中央重心時の重心動揺を計測し、その後の前・後・右・左の各方向に重心を掛けた際の動揺を計測した。順番はランダム表を作成しそれにしたがって行った。重心動揺計測の文献における計測時間の最小値は 10 秒であり、本実験では被験者の負担を考え 15 秒とした。

最大重心移動距離の測定では、被験者にこちらの掛け声に合わせて指示方向に重心を移動してもらった。計測は 30 秒以内で行った。計測は前後方向と左右方向を別々に行い、どちらを先に行うかはランダム表に則った。



Fig.2-2-3 Center of gravity sway meter

立位安静時の平衡機能については、重心動揺計の測定値をもとに、望月ら<sup>17) 18)</sup>の提唱する姿勢安定度評価指数(Index of Postural Stability/以下 IPS)を用いて検討した。IPS の算出式は以下の通りである。

平均重心動揺面積(mm<sup>2</sup>)=各方向の外形面積(中心+右+左+前+後)÷5

安定限界面積(mm<sup>2</sup>)=最大前後重心移動距離<sup>※1</sup>×最大左右重心移動距離<sup>※2</sup>

姿勢安定度評価指数=安定限界面積÷平均重心動揺面積

※1、※2：最大前後重心移動距離および最大左右重心移動距離とは、それぞれの方向に対して意識的に重心を動かすことのできる範囲である。

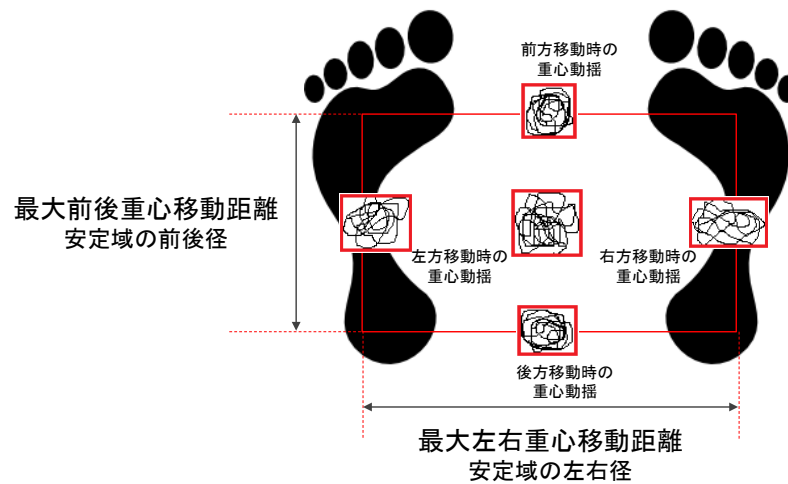


Fig.2-2-4 Calculation method of IPS

### 2.2.3 統計処理

両群の身体組成、筋厚、脂肪厚、重心動揺の外形面積(中心・右・左・前・後・平均)、最大重心移動距離(左右・前後)、安定限界面積、安定度評価指数平均値の差については、Student の t 検定を行った。測定項目間の相関性については無相関検定を実施した。

いずれも有意水準は 5%、1%未満とした。

なお、本実験は本学の倫理委員会の承認を得たものである。承認番号は S13A04 である。

## 2.3 結果

### 2.3.1 体組成、筋厚・脂肪厚

Table2-3-1 にタニタ身長体重計で測定した被験者の身体組成を示す。項目は、身長・体重・体脂肪率・BMI・体脂肪量・除脂肪量・筋肉量である。

身長と体重については、先に述べたとおり厚生労働省の平成 24 年度「国民健康・栄養調査」の各世代の平均と比較し、若年群でやや平均を上回っているがほぼ標準に近い特性の集団と言って差し支えないと考える。また、体脂肪率・BMI は高齢群の平均値が若年群より有意に高くなっている。これは、中高年期に入ると代謝が落ち脂肪がつきやすくなるといった生理的な変化の表れといえる。さらに除脂肪量と筋肉量では高齢群の平均が若年群を有意に下回り、加齢に伴う筋量の減少が示された。

Table2-3-1 Body composition

	Subject	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Body fat percentage (%)	BMI	The body fat quantity (kg)	The fat removal quantity	Muscle mass (kg)
Young	B-12	30	159.1	51.7	20.5	20.4	10.60	41.10	38.90
	B-13	21	162.2	48.7	23.3	18.5	11.30	37.40	35.30
	B-14	20	163.4	46.6	19.6	17.5	9.10	37.50	35.40
	B-15	23	166.7	65.5	29.7	23.6	19.50	46.00	43.10
	B-16	23	165.0	52.7	22.4	19.4	11.80	40.90	38.50
	B-17	20	153.6	55.1	30.7	23.4	16.90	38.20	36.00
	B-18	21	157.2	39.1	15.2	15.8	5.90	33.20	31.40
	B-19	22	171.8	69.8	32.3	23.6	22.50	47.30	44.30
	B-20	21	168.5	52.8	20.2	18.6	10.70	42.10	39.60
	B-21	21	152.1	53.1	29.4	23.0	15.60	37.50	35.40
	MEAN	22.2	161.96	53.51	24.33	20.38	13.39	40.12	37.79
Elderly	A-1	83	146.5	46.9	25.5	21.9	14.20	31.40	29.80
	A-2	75	148.8	52.4	32.2	32.2	16.90	35.50	33.60
	A-4	73	149.6	38.7	17.6	17.3	23.70	37.10	35.00
	A-5	74	148.2	49.1	29.3	22.4	14.40	34.70	32.80
	A-7	86	155.1	60.8	38.9	25.3	16.70	32.60	30.90
	A-8	79	139.4	45.8	36.2	23.6	23.90	39.10	36.80
	A-10	86	148.7	49.3	33.8	33.8	12.00	34.90	33.00
	A-11	80	144.5	45.6	31.2	21.8	20.80	33.90	32.10
	A-12	82	156.8	63.0	38.0	25.6	6.80	31.90	30.30
	A-13	81	150.2	54.7	38.0	38.0	16.60	29.20	27.80
	MEAN	79.9	148.8	50.6	32.1	26.2	16.6	34.0	32.2
	t-test		0.000	0.437	0.013	0.022	0.183	0.002	0.002
			**		*	*		**	**

(\* : P<0.05, \*\* : P<0.01)

大腿前面・大腿後面・下腿前面・下腿後面の筋厚と脂肪厚について計測した結果を Table.2-3-2 と Fig.2-3-1 にしめす。

大腿部の筋厚について、前面では若年群と比較した高齢群の値は有意に低くなっている。後面においても有意差はなかったが高齢群の値は若年群を下回った。若年群と高齢群の筋厚の平均値の差は大腿前面で約 7 mm、後面で約 4 mm となった。下腿部の筋厚では、ごくわずかに高齢群の平均が若年群を上回ったが、両群間で有意差はなかった。

脂肪厚については、大腿部については両群に大きな差は見られない。対して、下腿では前・後面ともに若年群と比較し高齢群の筋厚は 10 mm 以上小さくなり、脂肪厚が小さい傾向にあった。

Table2-3-2 Thickness of the muscle and fat

Subject	Thickness of muscle (mm)				Thickness of fat (mm)				
	FT	RT	FL	RL	FT	RT	FL	RL	
Young	B-12	24.5	26.8	32.1	25.6	6.3	13.1	5.9	5.4
	B-13	26.5	29.2	27.4	27.2	10.4	12.7	6.9	10.3
	B-14	44.5	42.9	32.4	34.9	7.6	10.0	4.3	4.9
	B-15	29.2	36.9	33.1	28.6	9.4	10.2	2.4	7.0
	B-16	22.7	30.0	36.1	34.3	8.2	14.1	4.3	8.4
	B-17	30.0	30.8	30.2	28.0	9.6	11.6	4.8	11.8
	B-18	27.6	28.8	24.3	21.4	8.0	9.2	2.7	5.7
	B-19	44.9	47.1	36.9	32.0	14.7	8.6	5.1	7.1
	B-20	43.1	42.4	24.1	35.5	10.2	11.2	5.3	6.3
	B-21	46.9	48.0	39.2	40.8	9.6	15.1	3.7	6.9
	MEAN	34.0	36.3	31.6	30.8	9.4	11.6	4.5	7.4
Elderly	A-1	29.0	34.1	34.1	30.6	6.7	6.9	1.6	8.4
	A-2	34.0	45.0	36.0	26.0	15.3	18.0	2.0	7.0
	A-4	20.7	25.4	26.9	28.6	14.7	17.1	8.3	10.9
	A-5	30.4	30.8	30.2	32.2	7.3	8.0	1.8	4.1
	A-7	24.5	27.6	36.3	36.7	4.7	4.0	1.7	1.5
	A-8	21.1	27.3	28.2	25.1	9.2	8.4	4.0	6.5
	A-10	31.8	28.8	38.0	34.7	5.3	5.3	1.4	3.5
	A-11	21.0	34.0	34.0	36.0	20.0	19.0	4.0	8.0
	A-12	36.5	37.3	38.8	31.6	8.8	15.3	2.9	5.1
	A-13	22.5	30.3	24.3	28.5	4.4	7.0	2.3	5.2
	MEAN	27.2	32.1	32.7	31.0	9.6	10.9	3.0	6.0
	t-test	0.036 *	0.038 *	0.317	0.470	0.448	0.423	0.001 **	0.117

FH : Front of thigh、BT : Rear surface of thigh、FL : Front of the lower leg、RL : Rear surface of lower leg

(\* :  $P < 0.05$ 、\*\* :  $P < 0.01$ )

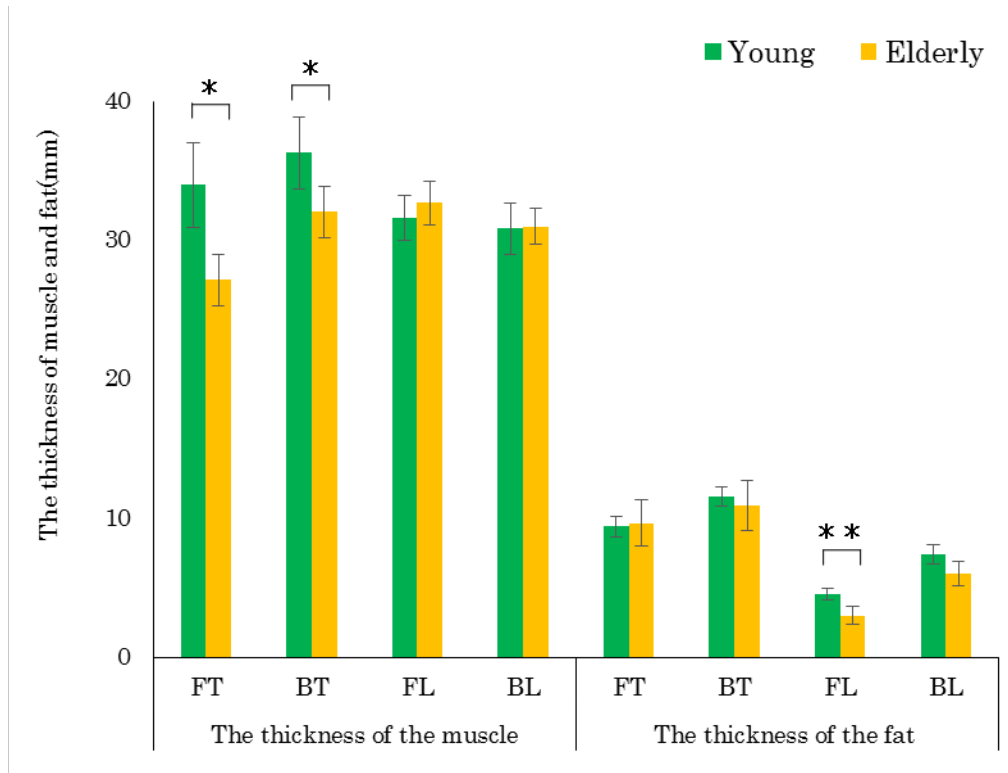


Fig.2-3-1 Comparison thickness of muscle and fat between young and elderly  
 FH : Front of thigh、BT : Rear surface of thigh、FL : Front of the lower leg、RL : Rear  
 surface of lower leg  
 Elderly n=10, Young n=10 (\* : P<0.05、\*\* : P<0.01)

### 2.3.2 静的バランス感覚の測定結果

重心移動動揺計により各方向の外形面積と左右・前後方向の最大重心移動距離を測定した。また、それらの数値を用いて、安定限界面積と IPS を算出した。Table.2-3-3 には各測定項目の測定値を、Fig.2-3-2 には各方向に重心を置いた際の外形面積とその平均値、Fig.2-3-3 には最大重心移動距離と安定限界面積、IPS の結果を示した。

中心・前・後・左・右の各方向に重心を置いた際の外形面積は、前重心時のみわずかに高齢群の値が小さくなったが、その他では高齢群の値が大きく、中心と右方向では有意な差があった。結果として、5 方向の外形面積の平均である平均重心動揺面積は、高齢群の値が若年群より大きくなった。高齢群は若年群と比較して、静止立位時の重心の動揺範囲が大きいことがうかがえる。前後・左右方向の最大重心移動距離、および安定限界面積では、若年群と比較した高齢群の各値は有意に小さくなり、安定限界面積は若年群の 1/2 程度にとどまった。このことは、高齢者は意識的に重心を動かすことのできる範囲が前後・左右方向ともに極端に狭くなっていることが示している。結果として、IPS は高齢群が若年群を大きく下回り、加齢による静止立位時の平衡機能の低下が示された。

IPS を決定する要因について分析するため、群ごとに重心動揺計測の各指数について相関行列を求めた。Table.2-3-4 にはその相関性を示した。結果として、若年群では左荷重時の外形面積で-0.68 の負の相関が示されたほかは、相関は得られなかった。対して高齢群では、最大前後重心移動距離、最大左右重心移動距離、安定限界面積においてそれぞれ 0.80、0.81、0.86 と高い相関が示された。このことから、IPS を左右する要因として若年群においては各要素が複合的に作用しあうが、高齢群においては最大重心移動距離の減少の影響が大きいと言える。



Table2-3-3 Center of gravity sway and IPS

Subject	Contour area of center of gravity sway (mm <sup>2</sup> )						The maximum value of the moved distance of the center of gravity (mm)		Area of stability limit (mm <sup>2</sup> )	IPS	
	Center	Right	Left	Front	Back	Average	front & back	Right & Left			
Young	B-12	103.0	157.6	177.0	131.0	115.0	136.72	119.8	197.4	23648.52	173.97
	B-13	107.0	132.0	40.0	104.0	98.0	96.20	112.9	213.4	24092.86	251.45
	B-14	284.0	209.0	295.0	176.0	119.0	216.60	134.8	218.8	29494.24	137.17
	B-15	71.0	49.0	155.0	90.0	65.0	86.00	56.8	140.7	7991.76	93.93
	B-16	65.0	78.0	173.0	150.0	129.0	119.00	106.0	185.0	19610.00	165.79
	B-17	55.0	117.0	212.0	111.0	56.0	110.20	74.4	174.3	12967.92	118.68
	B-18	61.0	110.0	211.0	389.0	58.0	165.80	145.0	232.8	33756.00	204.59
	B-19	93.0	174.0	87.0	189.0	208.0	150.20	166.5	209.6	34898.40	233.35
	B-20	61.0	84.0	86.0	46.0	59.0	67.20	128.4	175.4	22521.36	336.14
	B-21	81.0	128.0	65.0	56.0	97.0	85.40	102.6	190.2	19514.52	229.51
AVERAGE	98.1	123.9	150.1	144.2	100.4	123.3	114.7	193.8	22849.6	194.5	
Elderly	A-1	304.0	298.0	285.0	313.0	379.0	315.80	79.4	125.5	9964.70	32.55
	A-2	105.0	255.0	157.0	168.0	57.0	148.40	74.2	167.6	12435.92	84.80
	A-4	70.0	65.0	139.0	102.0	108.0	96.80	110.4	215.3	23769.12	246.55
	A-5	51.0	84.0	53.0	85.0	69.0	68.40	81.6	126.4	10314.24	151.79
	A-7	169.0	332.0	159.0	100.0	140.0	180.00	43.2	102.1	4410.72	25.50
	A-8	126.0	156.0	109.0	44.0	125.0	112.00	31.0	100.3	3109.30	28.76
	A-10	337.0	436.0	190.0	204.0	988.0	431.00	41.7	77.9	3248.43	8.54
	A-11	115.0	298.0	172.0	104.0	198.0	177.40	101.7	197.9	20126.43	114.45
	A-12	219.0	176.0	203.0	87.0	74.0	151.80	83.6	135.3	11311.08	75.51
	A-13	167.0	163.0	155.0	140.0	73.0	139.60	69.4	90.9	6308.46	46.19
AVERAGE	166.3	226.3	162.2	134.7	221.1	182.1	71.6	133.9	10499.8	81.5	
T-Test	0.007 **	0.010 *	0.353	0.464	0.191	0.297	0.002 **	0.001 **	0.001 **	0.000 **	

Contour area of center of gravity sway / 外形面積

The maximum value of the moved distance of the center of gravity / 最大重心移動距離

Area of stability limit / 安定性限界面積

IPS: Index of Postural Stability / 姿勢安定度評估指數

(\* : P&lt;0.05、\*\* : P&lt;0.01)

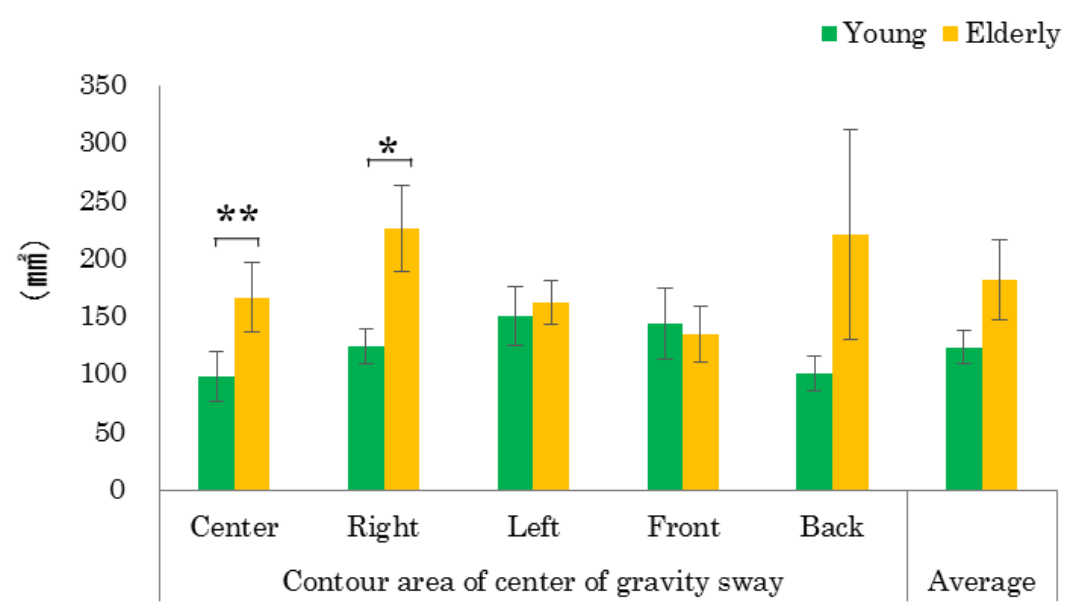


Fig.2-3-2 Comparison of contour area of center of gravity sway between young and elderly

Elderly n=10, Young n=10 (\* : P<0.05, \*\* : P<0.01)

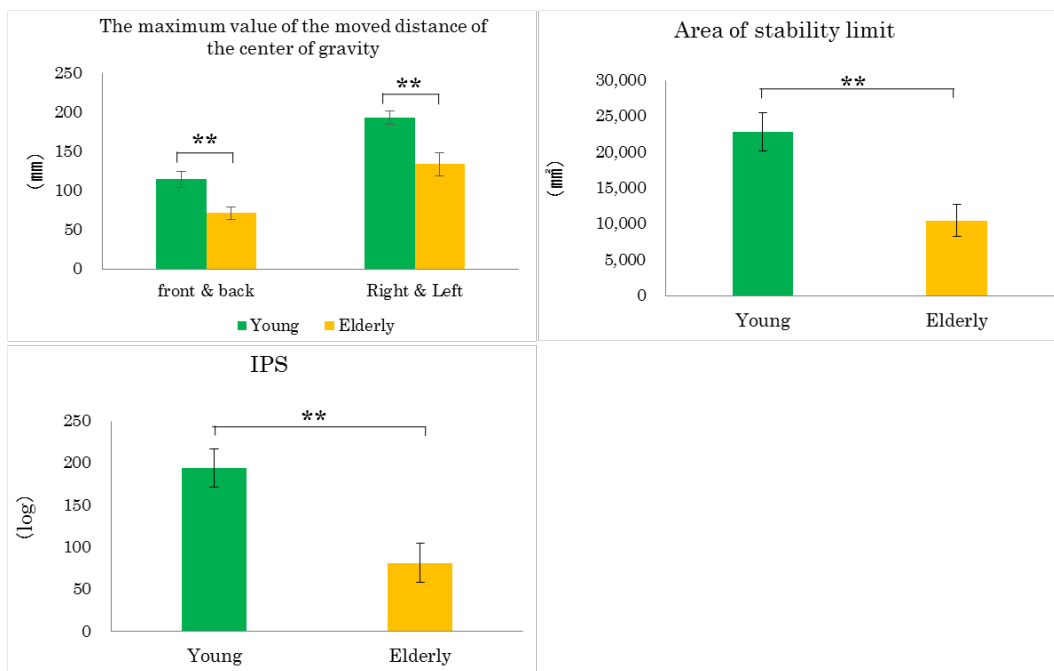


Fig.2-3-3 Comparison of maximum value of the moved distance of the center of gravity, Area of stability limit and IPS between young and elderly

Elderly n=10, Young n=10 (\* : P<0.05, \*\* : P<0.01)

Table2-3-4 Correlation coefficient of each index of center of gravity sway

Correlation matrix of all subjects

	Contour area of center of gravity sway (mm)						The maximum value of the moved distance of the center of gravity (mm)		Area of stability limit (mm)	IPS	
	Center	Right	Left	Front	Back	Average	front & back	Right & Left			
Contour area of center of gravity sway (mm)	Center	-	0.000	0.220	0.536	0.065	0.023	0.036	0.059	0.050	0.004
	Right	**	-	0.097	0.075	0.174	0.000	0.269	0.173	0.269	0.016
	Left			-	0.063	0.902	0.005	0.974	0.974	0.974	0.183
	Front				-	0.685	0.009	0.448	0.448	0.289	0.711
	Back					-	0.099	0.869	0.742	1.000	0.368
	Average	*	**	**	**		-	0.791	0.472	0.677	0.138
The maximum value of the moved distance of the center of gravity (mm)	front & back		Right & Left				-	0.000	0.000	0.000	
Area of stability limit (mm)	*						**	**	-	0.000	
IPS	**	*					**	**	**	-	

Correlation matrix of Elderly

	Contour area of center of gravity sway (mm)						The maximum value of the moved distance of the center of gravity (mm)		Area of stability limit (mm)	IPS	
	Center	Right	Left	Front	Back	Average	front & back	Right & Left			
Contour area of center of gravity sway (mm)	Center	-	0.020	0.009	0.532	0.458	0.048	0.180	0.089	0.128	0.022
	Right	*	-	0.020	0.144	0.458	0.003	0.281	0.281	0.369	0.173
	Left	**	*	-	0.21090293	0.458	0.013	0.929	0.788	0.929	0.404
	Front				-	0.621	0.458	1.000	0.835	0.677	0.458
	Back					-	0.216	0.805	0.805	0.805	0.293
	Average	*	**	*			-	1.000	1.000	1.000	0.652
The maximum value of the moved distance of the center of gravity (mm)	front & back		Right & Left				-	0.003	0.000	0.022	
Area of stability limit (mm)							**	*	-	0.012	
IPS	*						*	*	*	-	

Correlation matrix of Young

	Contour area of center of gravity sway (mm)						The maximum value of the moved distance of the center of gravity (mm)		Area of stability limit (mm)	IPS	
	Center	Right	Left	Front	Back	Average	front & back	Right & Left			
Contour area of center of gravity sway (mm)	Center	-	0.249	0.075	0.621	0.034	0.917	0.753	0.116	0.345	0.345
	Right		-	0.655	0.095	0.297	0.089	0.060	0.040	0.040	0.531
	Left			-	0.211	0.677	0.040	0.655	0.788	0.788	0.060
	Front				-	0.048	0.001	0.144	0.144	0.095	0.532
	Back	*			*	-	0.297	0.677	0.404	0.532	0.835
	Average			*	**		-	0.089	0.025	0.060	0.531
The maximum value of the moved distance of the center of gravity (mm)	front & back		Right & Left				-	0.016	0.000	0.089	
Area of stability limit (mm)		*				*	*	-	0.003	0.245	
IPS		*					**	**	-	0.128	

Elderly n=10, Young n=10 (\* : P<0.05, \*\* : P<0.01)

### 2.3.3 筋厚と静的安定性の検討

加齢と筋厚、静的安定性のそれぞれの関係を明らかにするため、年齢・下肢 4 部位の筋厚・IPS 間の相関行列を求めた(Table.2-3-5)。また、IPS とその他の項目との散布図を Fig.2-3-4 に示す。年齢と筋肉量および IPS との間には、それぞれ-0.63 と-0.68 という高い負の相関が示され、加齢に伴う身体全体の筋肉量の減少と静的安定性の低下が明らかとなった。年齢と 4 部位の筋厚とについては大腿部で加齢による減少傾向は見られるものの、相関は認められない。筋肉量と大腿前面の筋厚との間には 0.49、筋肉量と大腿後面の筋厚との間には 0.48 と、弱いながらも相関が認められた。身体全体のうち下肢、特に腰部や大腿部に占める筋肉の割合は大きく、大腿部筋厚の減少が身体全体の筋肉量に及ぼす影響は大きいと考えられる。しかし、筋厚および筋肉量と IPS との間に相関は認められず、立位安静時の安定性は下肢筋のみならず様々な要因があると推察される。

Table2-3-5 Correlation coefficient among age, muscle thickness, muscle mass and IPS

Correlation matrix of all subjects

	IPS	Thickness of muscle (mm)				Thickness of fat (mm)				Age
		FT	RT	FL	RL	FT	RT	FL	RL	
IPS	-	0.1834	0.2713	0.1510	0.9721	0.0499	0.0883	0.0005	0.1150	0.0002
Thickness of muscle (mm)	FT	-	0.0003	0.0640	0.1044	0.5807	0.8886	0.8334	0.3460	0.1507
	RT	**	-	0.1067	0.0355	0.2196	0.6219	0.6214	0.9441	0.1800
	FL			-	0.0249	0.8453	0.9721	0.1714	0.5584	0.2025
	RL		*	*	-	0.8709	0.5754	0.5515	0.2554	0.6475
Thickness of fat (mm)	FT	*				-	0.0003	0.0298	0.0014	0.1414
	RT					**	-	0.0229	0.0300	0.1488
	FL	**				*	*	-	0.0631	0.0024
	RL					**	*		-	0.1093
Age	**							**		-

Correlation matrix of Elderly

	IPS	Thickness of muscle (mm)				Thickness of fat (mm)				Age
		FT	RT	FL	RL	FT	RT	FL	RL	
IPS	-	1.0000	0.2160	0.2971	1.0000	0.1444	0.0218	0.2489	0.4042	0.0159
Thickness of muscle (mm)	FT	-	0.0953	0.0253	0.7884	0.7884	0.5312	0.2489	0.1284	0.2812
	RT		-	0.0953	0.6767	1.0000	0.6767	0.9008	0.8348	0.4631
	FL	*		-	0.1797	0.7884	0.5312	0.2489	0.2449	0.0725
	RL				-	0.4208	0.2449	0.3454	0.0892	0.1508
Thickness of fat (mm)	FT					-	0.0009	0.0747	0.0397	0.0725
	RT	*				**	-	0.0277	0.0397	0.0311
	FL						*	-	0.2489	0.2060
	RL					*	*		-	0.1060
Age	*						*			-

Correlation matrix of Young

	IPS	Thickness of muscle (mm)				Thickness of fat (mm)				Age
		FT	RT	FL	RL	FT	RT	FL	RL	
IPS	-	0.5312	0.9287	0.4208	0.7884	0.1508	1.0000	0.1060	0.7884	0.9255
Thickness of muscle (mm)	FT	-	0.0017	0.4208	0.0603	0.2087	0.4042	0.5900	0.7884	0.1607
	RT	**	-	0.0892	0.0056	0.1508	0.4042	0.4725	0.9287	0.3036
	FL			-	0.1284	0.8575	0.8348	0.2812	0.9287	0.6401
	RL		**		-	0.5900	1.0000	0.5900	0.7884	0.5127
Thickness of fat (mm)	FT					-	0.9165	0.3213	0.0725	0.7073
	RT						-	0.4042	0.8348	0.9122
	FL							-	0.7194	1.0000
	RL								-	0.9255
Age										-

Elderly n=10, Young n=10 (\* : P<0.05, \*\* : P<0.01)

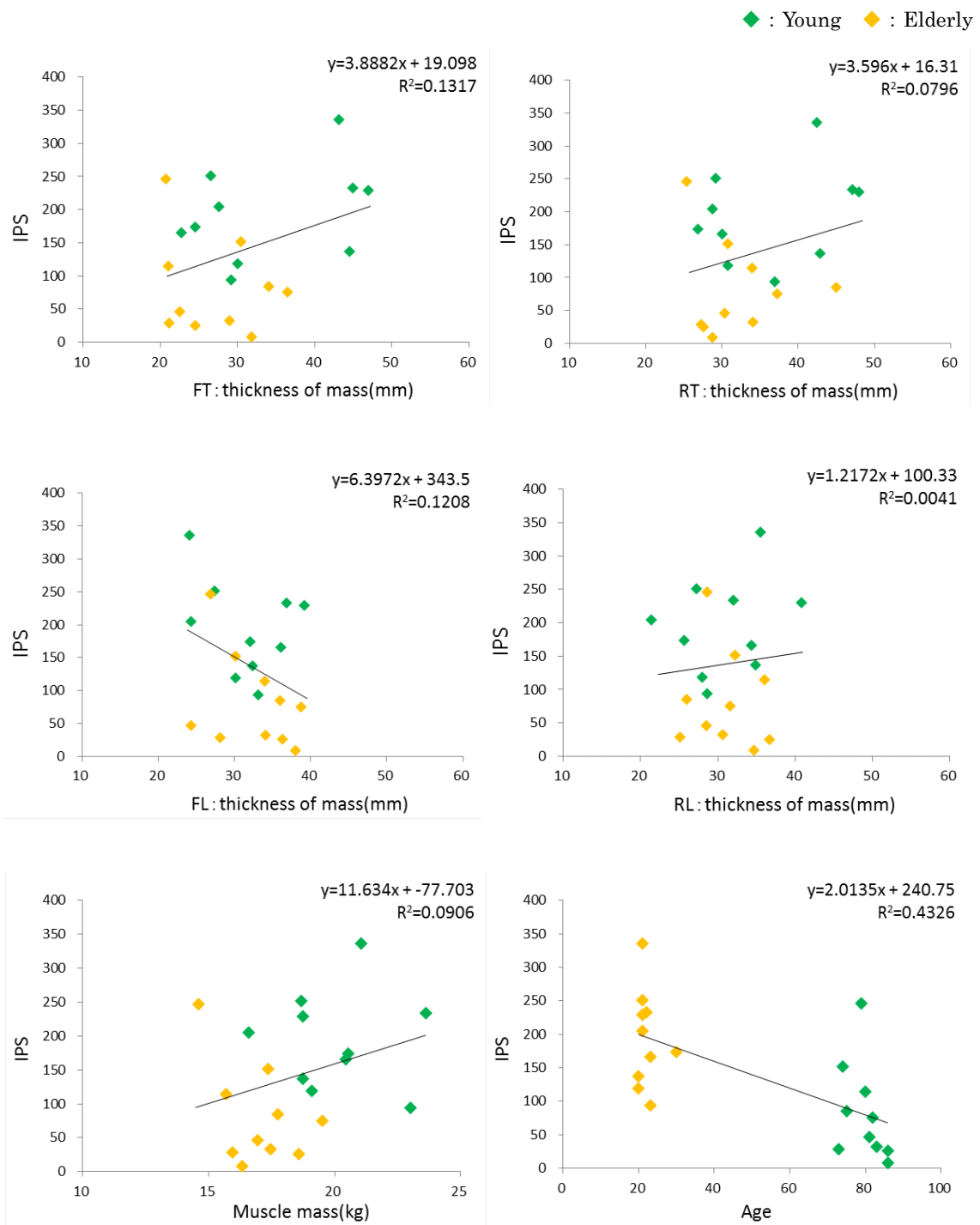


Fig.2-3-4 Relationship of age and muscle and IPS

FH : Front of thigh、BT : Rear surface of thigh、FL : Front of the lower leg、RL : Rear surface of lower leg、IPS : Index of postural stability / 姿勢安定度評価指数

Elderly n=10, Young n=10

## 2.4 考察

多くの先行研究において加齢に伴う下肢筋機能の衰えが指摘されている<sup>7) 8) 9) 10) 11)</sup>が、とりわけ大腿部では筋量・筋厚の減少が起こりやすいと言われている。本実験においても、高齢群の大腿部筋厚は若年群を下回り、先行研究の指摘と同様の傾向を捉えたと考える。しかし、下腿において有意な差は認められなかった。

重心動揺の計測結果については、高齢群の IPS が若年群を大きく下回り、加齢による静止時平衡機能の低下が示された。特に、高齢群の IPS を低下させる要因として前後・左右方向の最大重心移動距離の減少とそれに伴う安定限界面積の減少があげられる。つまり、平衡機能に関わる身体機能のなかで、高齢者では意識的に重心を移動する能力の衰えの影響が大きいと示唆される。

下肢筋と平衡機能について報告した研究は多く、下肢筋が姿勢の安定性保持において果たす役割の大きいこと<sup>14) 15)</sup>や、下肢筋機能の優れる者ほどバランス能力にも優れる<sup>12) 13) 16)</sup>ことなどが指摘されている。しかし、本実験の結果では、筋肉量および筋厚と安定度評価指数との間に相関は認められなかった。望月らの提唱する姿勢安定度評価指数の算出には、通常の立位安静姿勢による計測だけでなく、意識的に重心を移動させる動作が必要である。そして、重心の移動には下肢筋力のみならず、身体全体の筋力やバランス能力が影響すると推察される。安定性とはこうした複合的な要素で決定されるため、下肢筋厚だけでは姿勢安定度評価指数を説明するには不十分だった可能性がある。加齢により筋量や平衡機能の低下が起こることは明らかであるが、筋機能と平衡機能の関連を明らかにするには、腰部や背部などより広範囲な筋機能の検討が必要と考える。

## 2.5 要約

タニタ身長体重計による身体組成の測定と、超音波測定装置を用いて大腿前面、大腿後面、下腿前面、下腿後面の4か所の筋・脂肪厚の測定を行った。また、重心動揺計による測定値をもとに姿勢安定度評価指数(IPS)を算出し、両群の静止時の平衡機能について検討した。

主たる結果は以下の通りである。

1. 加齢による脂肪量の増加と筋肉量の低下が示された。
2. 若年群と比較した高齢群の大腿部筋厚は小さく、加齢による筋厚の低下が示された。
3. 高齢群のIPSは若年群と比較し有意に小さくなった。
4. 高齢群の平衡機能を低下させる要因は、前後・左右方向への最大重心移動距離の減少と、それに伴う安定限界面積の減少と考えられる。



## 引用文献

- 1) 植屋清見, 小山慎一 : 文部科学省新体力テストに関する高齢者の体力・ADL・QOL と日常生活実態の関連, 帝京科学大学紀要, 7, 25 - 34(2011)
- 2) 中村和彦, 植屋清見, 宮丸凱史, 山田七重, 山縣然太郎, 坂下昇次 : 後期高齢者の身体活動実態と ADL, QOL 及び健康度との関係(発育発達), 日本体育学会大会号, 49, 435(1998)
- 3) 中村和彦, 植屋清見, 宮丸凱史, 坂下昇次, 秋山由里 : 後期高齢者の身体活動実態と健康度との関係, 体力科学, 48(6), 768(1999)
- 4) 中村和彦, 植屋清見, 宮丸凱史, 山田七重, 山縣然太郎, 坂下昇次 : 後期高齢者の日常生活動作と健康度との関係, 日本体育学会大会号, 50, 865(1999)
- 5) 中村和彦, 植屋清見, 宮丸凱史, 山田七重, 山縣然太郎, 坂下昇次 : 後期高齢者の身体活動量と健康度との関係, 日本体育学会大会号, 50, 395(1999)
- 6) Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM, Ross R : Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. J. Appl. Physiol, 89, 81-88(2000)
- 7) 宮谷昌枝, 東香寿美, 金久博昭, 久野譜也, 福永哲夫 : 下肢筋厚における加齢変化の部位差および性差 - 20 歳代と 70 歳代の比較 -, 体力科学, 52(Supplement), 133-140(2003)
- 8) 高橋一榮, 中平浩人, 山本正治 : 女性の大腰筋及び大腿四頭筋横断面積の加齢による変化, 新潟医療福祉学会, 6(1), 16-21(2006)
- 9) 池添冬芽, 浅川康吉, 羽崎完, 黒木裕士, 森永敏博, 神先秀人, 河野一郎 : 下肢筋力の加齢による変化について, 理学療法科学, 24(2), 515(1997)
- 10) 加藤浩人, 淵本隆文, 木村みさか, 金子 公宥 : 下肢筋群の筋力と筋厚における加齢変化, 体力科学, 47(6), 778(1998)
- 11) 市橋則明, 池添冬芽, 大畑光司, 建内宏重, 坪山直生 : 加齢による低下率が大きい筋

- 力・筋厚・運動機能は何か？, 体力科学, 56(6), 710(2002)
- 12) 小野晃, 琉子友男: 高齢者における下肢筋厚および筋力が動的バランスに及ぼす影響,  
日本生理人類学会誌, 6(1), 17 - 22(2001)
- 13) 平瀬達哉, 井口茂, 塩塚順, 中原和美, 松坂誠應: 高齢者におけるバランス能力と下肢筋力との関連性について-性差・年齢・老研式活動能力指標別での検討-, 理学療法科学, 23(5), 641-646(2008)
- 14) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦, 小山吉明 : 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与, 人類学雑誌, 90(4), 385 - 399(1982)
- 15) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦: 立位姿勢の安定性と下肢筋の相対的筋負担度との関係, 筑波大学体育科学系紀要, 8, 165-171(1985)
- 16) 奥野直, 永井由香, 森本武利, 木村みさか, 岡山寧子, 加藤浩人, 淵本隆文, 金子公宥: 高齢者の平衡能と下肢筋力との関連, 体力科学, 48(6), 772(1999)
- 17) 望月久、峯島孝雄 重心動揺計を用いた姿勢安定度評価指標の信頼性および妥当性  
理学療法学, 27(6), 199 - 203(2000)
- 18) 望月久、金子誠喜 立位条件による重心動揺面積, 安定域面積, 姿勢安定度評価指標, 主観的安定感の変化, 理学療法学, 35(2), 35(2008)

## 第3章

# 高齢群と若年群の素足歩行 についての三次元動作解析による 比較

### 3.1 緒言

#### 3.1.1 歩行周期変数についての研究

高齢者の歩行研究については Murray ら<sup>1), 2), 3)</sup>の報告が広く知られている。Murray らは歩行一周期についての定義を行ったほか、高齢男性を対象に歩行周期変数の分析を行い、以下のことを示した。

- ① 歩行速度の低下、ステップ長と歩調の減少
- ② 歩隔の増加
- ③ 遊脚相の短縮と立脚相の延長、言い換えると片脚支持期の減少と両脚支持期の増加
- ④ 上体の上下動の減少と左右動の増加
- ⑤ 骨盤の回転の減少
- ⑥ 肩の前方への振れと肘の後方への伸びの減少
- ⑦ 股関節の開脚度の減少
- ⑧ 遊脚相の膝関節屈曲が減少
- ⑨ 蹴りだし時に踵部の上昇が小さく、接地時のつま先の上がり減少

これらの内容については、左右動の増加や爪先高の低下において一部反する見解<sup>4), 5), 6), 7), 8)</sup>を述べたものもあるが、Murray らに追随した多くの研究<sup>9), 10), 11), 12), 13), 14), 15)</sup>で支持されており、高齢者の歩容の代表的な特徴をとらえたものであると言える。

#### 3.1.2 動態力学的分析について

高齢者の歩容の特徴や身体機能の研究は、体育科学的、生理学的、あるいは体力科学的な観点から数多くなされてきた。近年では、歩行動態の解析において、三次元動作解析装置による動態力学的な観点からの分析が主流になってきている。三次元動作解析では、関節可動域などの時間的・空間的パラメータと同時に、床反力や関節トルク(関節モーメント、関節負荷量とも)などの力学的パラメータが収録できる利点がある。岡田ら<sup>16)</sup>は青年男性と

高齢男性を対象に、歩行動態について関節角度・床反力・関節トルクの観点から分析した。

しかし、女性を対象に同様の分析をした研究を見受けられない。

関節可動域については、三次元動作解析以外の手法を用いた多くの先行研究で分析の対象となってきた。しかし、これらと力学的パラメータを複合的に分析した報告はまだ限られており、統一した見解に至っていない部分も多い。また、関節トルクについては下肢の主要な 3 関節である股関節・膝関節・足関節を分析の対象としたものは多いが、距腿や足趾といった足部の関節についての報告は見受けられない。足部は、接地や蹴り出しなど歩行一周期において重要な働きを担うため、より詳細な歩容分析のためにはこれらの関節のトルク分析は不可欠である。

第 3 章では、高齢女性と若年女性を対象に、素足歩行について三次元動作解析装置を用いて歩行軌跡・関節角度・床反力の分析を行う。加えて、股関節、膝関節、足関節の下肢の主要な 3 関節に加えて、距腿、足趾といった足部の関節トルクの分析からも両群の歩行特性を明らかにすることを目的とした。

### 3.2 高齢者の素足歩行の三次元動作解析

#### 3.2.1 被験者

被験者は高齢群と若年群の2つのグループから構成される。高齢群は日常的な歩行や動作に支障がなく、補助者なしで実験に参加できる70歳以上の女性10名であり、若年群は本学の健康な成人女性10名である。第2章の被験者とは、高齢群では3名が入れ替わっており、若年群は別の被験者群である。

Table3-2-1 Physical characteristics of subjects

Elderly								
ID	Age	Higt(cm)	Wight(kg)	BMI	Girth(cm)		Width (cm)	
					Right	Left	Right	Left
A-1	80	145.0	49.0	23.3	22.0	21.5	9.4	9.0
A-2	72	149.5	48.1	21.5	20.8	21.5	8.8	8.9
A-3	82	142.7	41.0	20.1	21.8	21.0	10.0	9.8
A-4	70	156.2	60.5	24.8	22.5	22.5	8.1	8.1
A-5	71	148.7	49.7	22.5	20.5	21.0	8.4	8.6
A-6	77	149.4	43.8	19.6	23.4	23.5	9.0	9.0
A-7	82	149.0	51.1	23.0	22.5	22.0	8.8	9.6
A-8	76	156.4	63.6	26.0	22.5	22.0	9.6	9.8
A-9	75	153.8	64.8	27.4	23.5	23.0	10.5	10.2
A-10	83	147.6	54.4	25.0	22.5	23.0	9.7	8.8
MEAN	76.8	149.8	52.6	23.3	22.2	22.1	9.2	9.2
STDEV	4.8	4.5	8.1	2.5	1.0	0.9	0.7	0.6
Young								
ID	Age	Higt(cm)	Wight(kg)	BMI	Girth(cm)		Width (cm)	
					Right	Left	Right	Left
B-1	21	166.6	58.8	27.3	26.5	26.4	10.4	10.4
B-2	24	168.3	57.6	20.3	25.7	25.5	9.9	10.1
B-3	23	162.7	58.4	22.1	23.9	24.2	10.3	10.2
B-4	21	160.6	42.9	16.6	22.6	22.5	9.9	9.3
B-5	23	158.1	53.8	21.5	24.4	24.6	10.5	10.2
B-6	21	164.9	58.7	27.7	24.1	23.9	9.7	9.7
B-7	21	156.7	59.7	24.3	23.3	23.7	10.0	10.0
B-8	21	155.2	58.0	30.4	23.1	22.8	9.3	9.4
B-9	21	143.7	41.6	20.1	23.3	22.1	9.5	9.4
B-10	22	170.6	59.7	20.5	24.5	24.5	10.5	10.1
MEAN	21.8	160.7	54.9	23.1	24.1	24.0	10.0	9.9
STDEV	1.1	7.8	6.9	4.3	1.2	1.3	0.4	0.4

両群の身体特性を Tab.3-2-1 に示す。厚生労働省の平成24年度「国民健康・栄養調査」によると、高齢群の平均年齢に相当する75-79歳の平均身長は148.9(±5.7)cm、平均体重は

51.3(±8.5)kgである。若年群の平均年齢に相当する 22 歳では、平均身長が 157.4(±5.1)cm、平均体重が 51.1(±8.3)kgである。本実験の被験者群は、若年群で身長と体重がやや平均を上回るが、比較的各世代の平均値に近い特性の集団であると言える。

### 3.2.2 実験方法

#### 3.2.2.1 測定手順

本実験で使用した機器は、三次元動作解析システム(Motion Analysis 社)と床反力計(有限会社 AMII JAPAN/日本、AMTI 社/米国)で、使用ソフトウェアは EVaRT(Motion Analysis 社)である。使用したカメラは 8 台で、フレームレイトは 100/秒とした。

被験者の着衣は動作やマーカの位置収録の妨げにならないキャミソールとスパッツとした。最初に身長体重計(株式会社タニタ)と生足形状 3 次元計測装置 Shoe Max(有限会社じゃ・ネット)を用いて、被験者の身体特性を計測した。

次に、被験者の身体に 39 点(うち 6 点は静止姿勢収録時にのみ使用)の赤外線反射マーカを貼付した。マーカの貼付位置を Fig.3-2-1 に示す。マーカの貼付位置とマーカの名称は、解析に使用したソフトウェア上で規定されているものに適合させている。

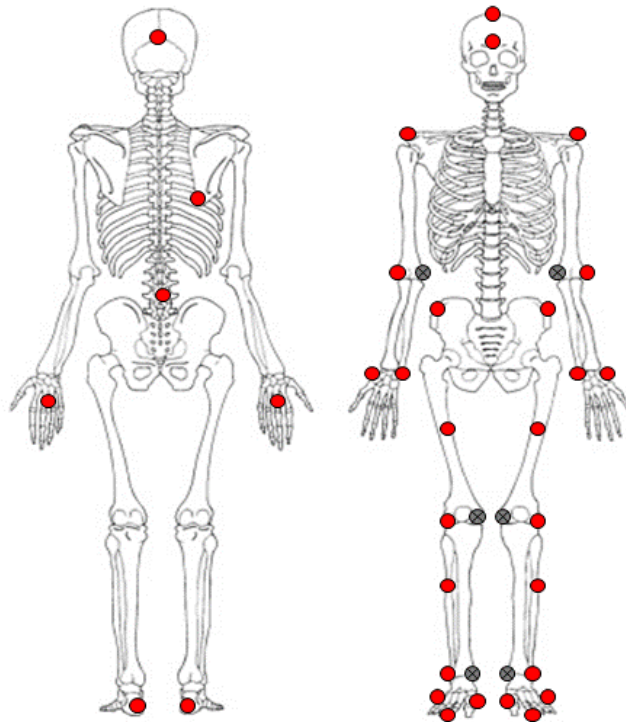


Fig.3-2-1 Position of marker on body

● : Used in all of recording、 ⊗ : Use only in a stationary position recording

Table3-2-2 Names and position of markers

ポイント名	計測点	定義
Front.Head	眉間点	鼻根の上方、左右の眉弓の間の部分で正中線上で最も前方に突出している点
Top.Head	頭頂点	耳眼面を水平にしたときの正中線上における頭頂部の最高点
Rear.Head	後頭点	正中線上で眉間点から最も遠い後頭部の点
Offset	肩甲骨上部後突点	肩甲骨の内側側で最も突出している点
L/R.Shoulder	肩先点(左右)	肩甲骨の肩峰の外側縁のうち最も外側に突出している点
L/R.Elbow.Lateral	橈骨点(左右)	上肢を自然に下垂した状態での橈骨頭上縁における最高点
L/R.Elbow.Medial	尺骨点(左右)	橈骨茎状突起の最下端
L/R.Wrist.Lateral	尺骨茎突点(左右)	上肢を自然に下垂した状態での尺骨茎状突起の最下端
L/R.Wrist.Medial	橈骨茎突点(左右)	上肢を自然に下垂した状態での橈骨茎状突起の最下端
L/R.Hand	第3指指節点(左右)	手背における第三指(中指)の基節骨の近位端
L/R.Asis	腸稜点(左右)	直立したとき腸骨稜上で最も外側にある
Sacral	仙骨点	仙骨の上
L/R.Thigh	大腿側方中点(左右)	大腿側部の中点
L/R.Knee.Lateral	膝関節側方中点(左右)	大腿骨遠位端のうち最も外側に突出している点
L/R.Medial	脛骨点(左右)	大腿骨遠位端のうち最も内側に突出している点
L/R.Shank	下腿側方中点(左右)	硬い足部の中点
L/R.Ankle.Lateral	外果点(左右)	腓骨外果の最下端
L/R.Medial	内果端点(左右)	直立姿勢をとったときの脛骨内果の最下端
L/R.Med.Foot	脛足中足点(左右)	第一中足骨頭のうち最も脛側に突出している点
L/R.Lat.Foot	腓足中足点(左右)	第五中足骨頭のうち最も腓側に突出している点
L/R.Toe	つま先点(左右)	第三基節骨の付け根
L/R.Foot2	つま先点2(右のみ)	踵が最も後方に突出した点
L/R.Heel	踵点	踵が最も後方に突出した点



動作の収録の前に、三次元空間上での被験者の体格を記録するため、歩行路において静止姿勢を収録した。歩行動作では、被験者は歩行路の上の反力板（進行方向に対して一枚の横幅 40 cm、縦幅 60 cm）の上を歩行する。このとき、反力板一枚につき一歩が乗るように歩行を行ってもらった。被験者が慣れるまで撮影の前に練習をしてもらった。歩行のテンポは自由とした。



Fig.3-2-2 Recording situation of standing and walking

### 3.2.2.2 解析

解析に使用したソフトウェアは、データ統合解析プログラム Kine Analyzer(キッセイコムテック株式会社、以下 Kine)と筋骨格モデリングウェア SIMM(Musculo Graphics 社、以下 SIMM)である。Kine では関節角度、床反力、マーカ軌跡の解析を行った。関節負荷量トルクの算出には SIMM を用いた。

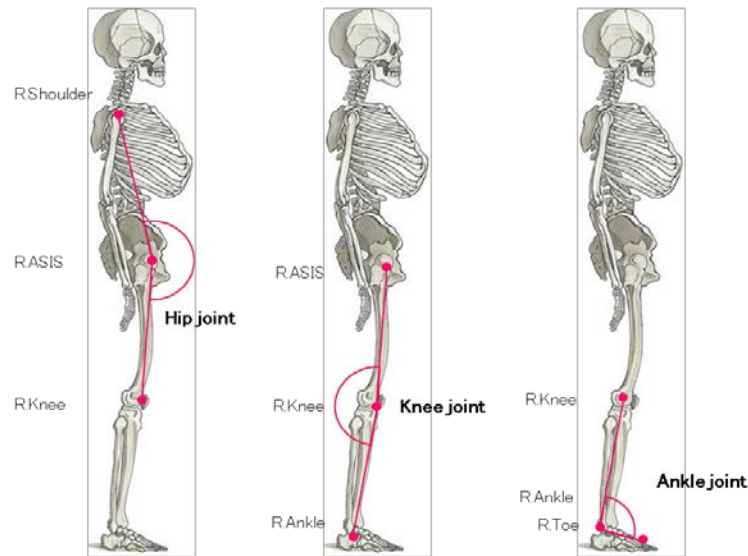


Fig.3-2-3 Definition of joint angle by Kine analyzer

被験者の身体に添付したマーカを結び股関節、膝関節、足首関節を設定した。Fig.3-3-4には Kine による関節角度の設定について示した。それぞれの関節角度の設定に用いたマーカを Fig.3-2-4 に示す。股関節は、R.Shoulder、R.ASIS、R.Knee、膝関節は、R.ASIS、R.Knee、R.Ankle、足首関節は、R.Knee、R.Ankle、R.Toe の 3 点を結んで設定した。3 つの関節について、屈曲の起こる方向を内角、伸展の起こる方向を外角とし、解析には内角度を用いた。

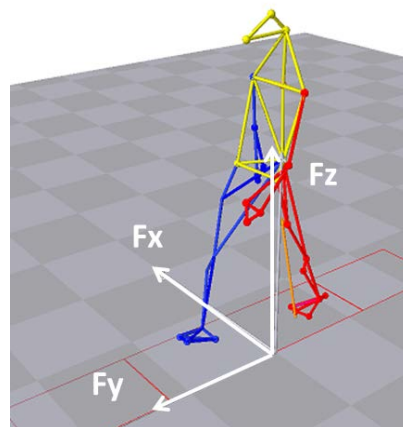


Fig.3-2-4 3 direction definition of the floor reaction force by Kine analyzer

床反力は被験者の進行方向に対して、前後、左右、上下の 3 方向を解析の対象とした。前後方向は y 軸、左右方向は x 軸、上下(鉛直)方向は z 軸となる。

トルクとは、回転軸を中心に物体を動かすのに必要な力のことであり、関節のトルクは一般的に下記の算出式として定義されている。

$$M = L \times mg$$

(M:関節トルク L: 関節から重心までの距離 mg: 質量×重力)

SIMM では、被験者の身体特性(身長、体重、足長、足幅など)を元に筋骨格モデルを作成し、収録したマーカの軌跡や床反力の数値から関節トルクを算出する。

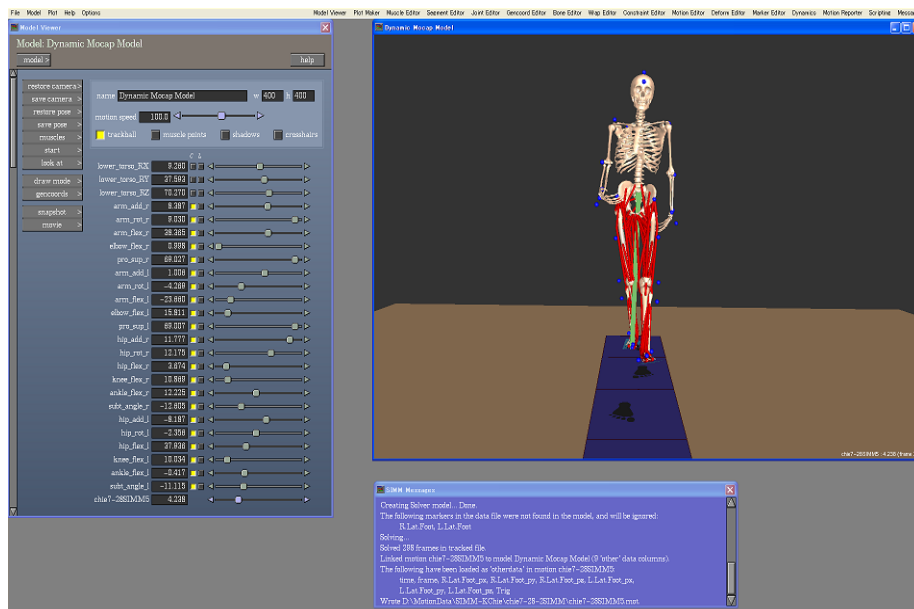


Fig.3-2-5 Musculoskeletal model with SIMM

### 3.2.2.4 統計処理

統計処理には統計解析ソフトエクセル統計を用い、両群の各平均値の差の検定には対応のない Student の t 検定を用いた。いずれも危険率 5%未滿を有意水準とした。なお、第 2 章と同様に、本実験は高齢者を対象とするため、本学の倫理委員会に申請を出し、これを受理されたものである。

なお、本実験は本学の倫理委員会の承認を得たものである。承認番号は S13A04 である。

### 3.3 結果

#### 3.3.1 マーカの軌跡分析

被験者の身体に貼付したマーカのうち、頭頂点、右の肩先点、右の腸稜点について、上下方向と左右方向の振幅軌跡から体幹の動揺を分析した。貼付したマーカの名称は頭頂点が **Top.Head**、肩先点が **R.Shoulder**、腸稜点は **R.Asis** である。グラフ中の表記にはマーカ名を使用した。結果を **Fig.3-3-1-1** に示す。横軸には歩行一周期のサイクルをとった。グラフ中の歩行一周期の各期間の表記は接地期：**CP**、立脚中期：**MST**、推進期：**PP**、加速期：**AP**、遊脚中期：**MSW**、減速期：**DP** である。縦軸にはマーカの変化量をとった。上下方向では最も下垂した点を 0 とし、値の増加はマーカの上昇を表す。左右方向では最もマーカが左端に寄った時点を 0 とし、値の増加は右方向への振れを表す。ただし、若年群被験者 1 名で解析不能であったため結果から除外した。

上下振幅軌跡において、両群に有意差はなかった。しかし、高齢群の振幅の最大値と最小値の差は若年群と比較してわずかに少なく、振幅が小さいことがうかがえる。左右振幅軌跡については、頭頂点、肩先点、腸稜点の 3 点ともに立脚相における最大振幅は、高齢群が若年群を上回り、高齢群の右外側への振幅の増加が示された。**Murray** はじめ多くの研究者が述べているように、上体の上下動の減少と左右動の増加は高齢者の歩容の特徴である。上下動については両群の明らかな差は見られなかったが、左右動については加齢による振幅の増加が認められた。

次に、歩行中の足部の動きについて分析するため、つま先と踵部に貼付したマーカの上下振幅を解析した。マーカの名称はつま先が **R.Toe** で、踵部が **R.Heel** であり、グラフ中の表記にはマーカ名を用いた。結果を **Fig3-3-1-2** に示す。縦軸と横軸の表記については **Fig.3-3-1-1** と同様に縦軸が変化量、横軸が歩行一周期である。

つま先の軌跡について、接地期の初期において、両群に有意差はないものの高齢群のつま先高が若年群を下回っている。遊脚相では、加速期と遊脚中期における両群のつま先高

にほとんど差はないが、減速期においては若年群が高齢群を有意に上回った。減速期から接地期初期に高齢群のつま先高が若年群より低下していることから、高齢群はいわゆる“すり足”の状態で接地していることがうかがえる。踵部の軌跡について、加速期の踵部の高さは、若年群が高齢群を有意に上回っており、若年群は蹴り出し時に踵が高く上がっていると考えられる。

Fig.3-3-1-3～10には、各被験者のマーカ軌跡のデータを示した。

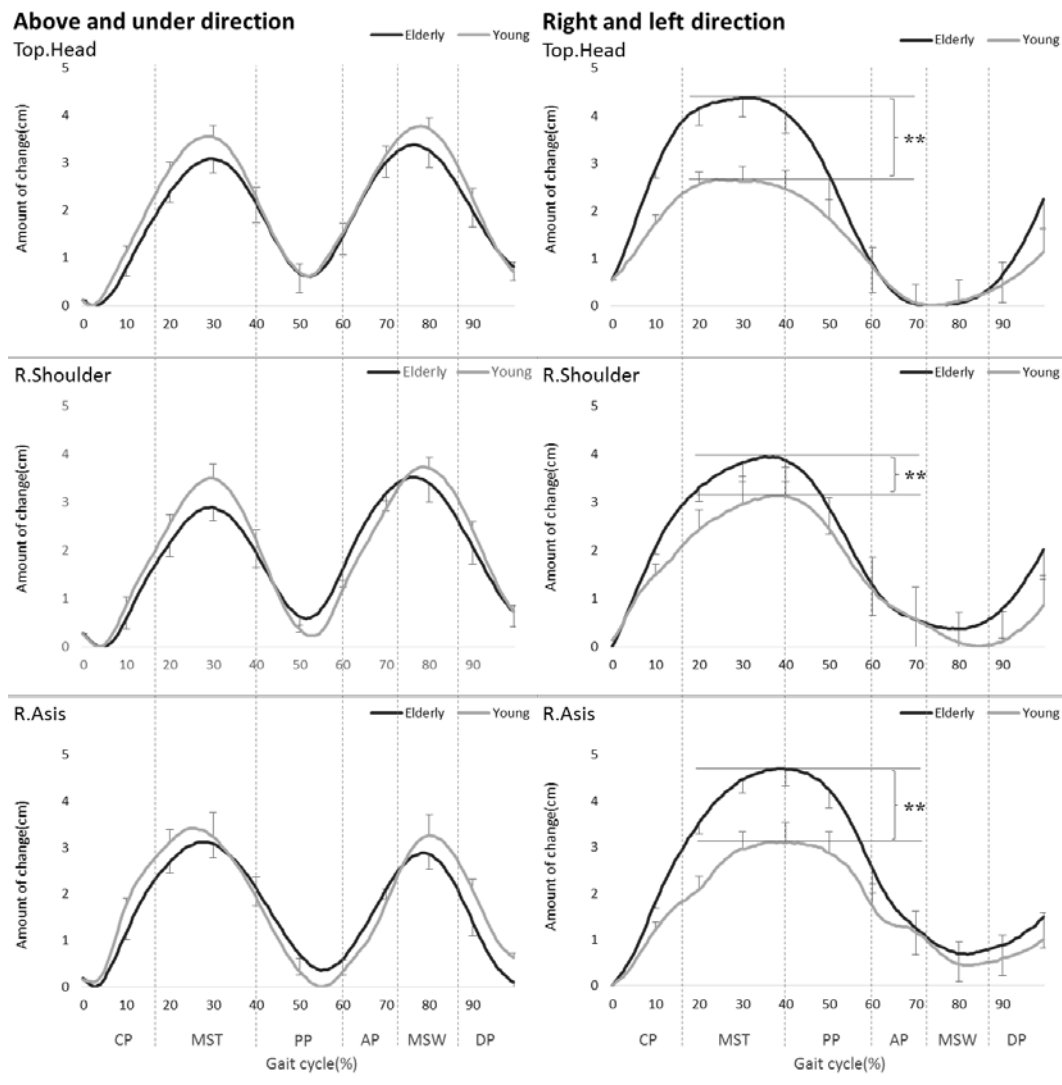


Fig.3-3-1-1 Locus of the amplitude of marker  
(Elderly n=10, Young n=9) \* : P<0.05、\*\* : P<0.01

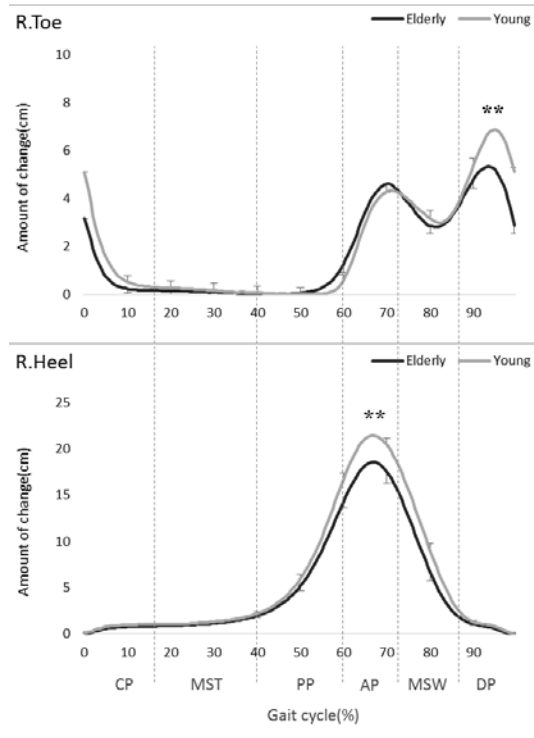


Fig.3-3-1-2 Locus of marker of toe and heel on the right foot (Elderly n=10, Young n=9) \* :  $P < 0.05$ , \*\* :  $P < 0.01$

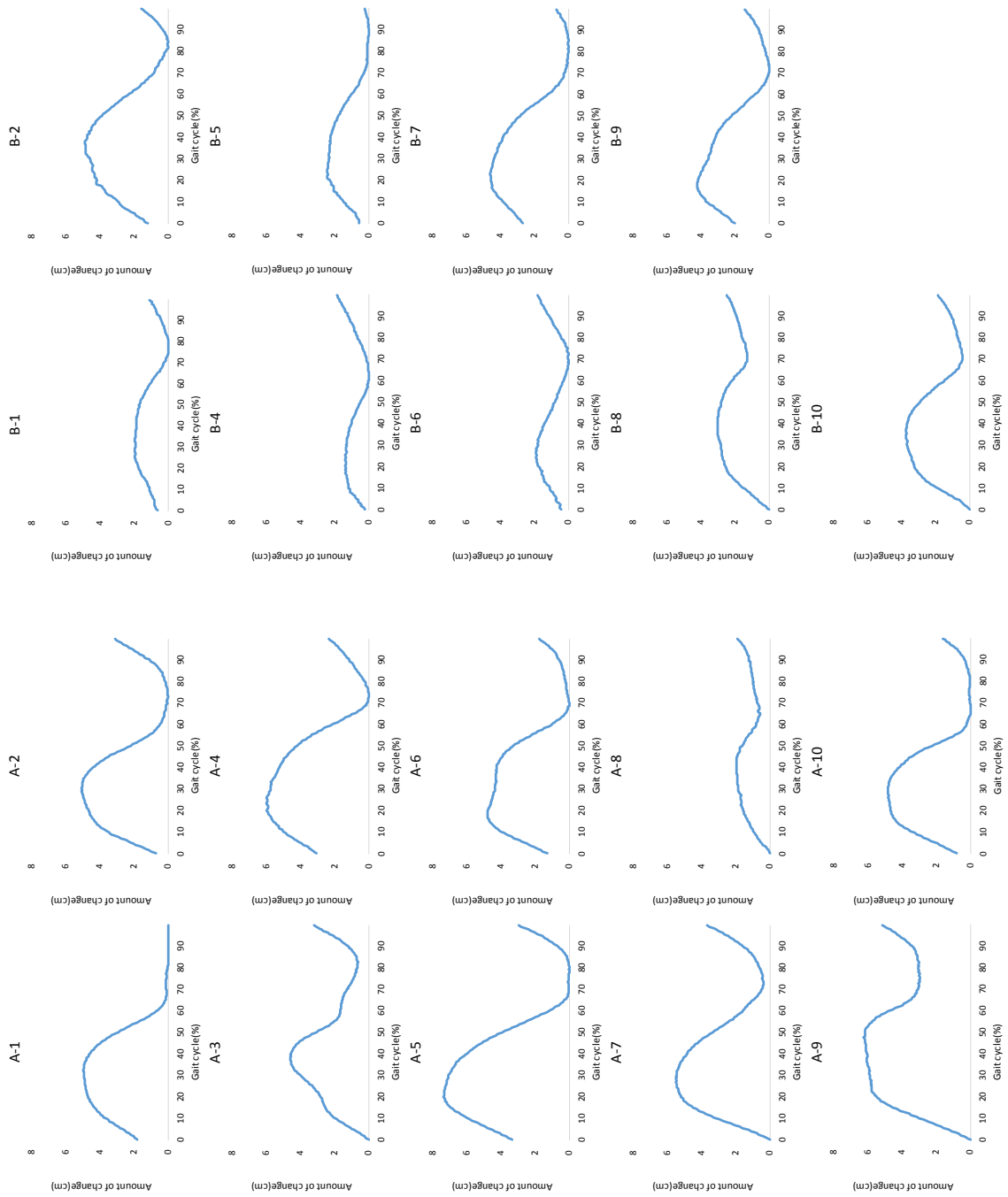


Fig.3-3-1-3 Result of Locus of right and left direction of Top.Head of each subject

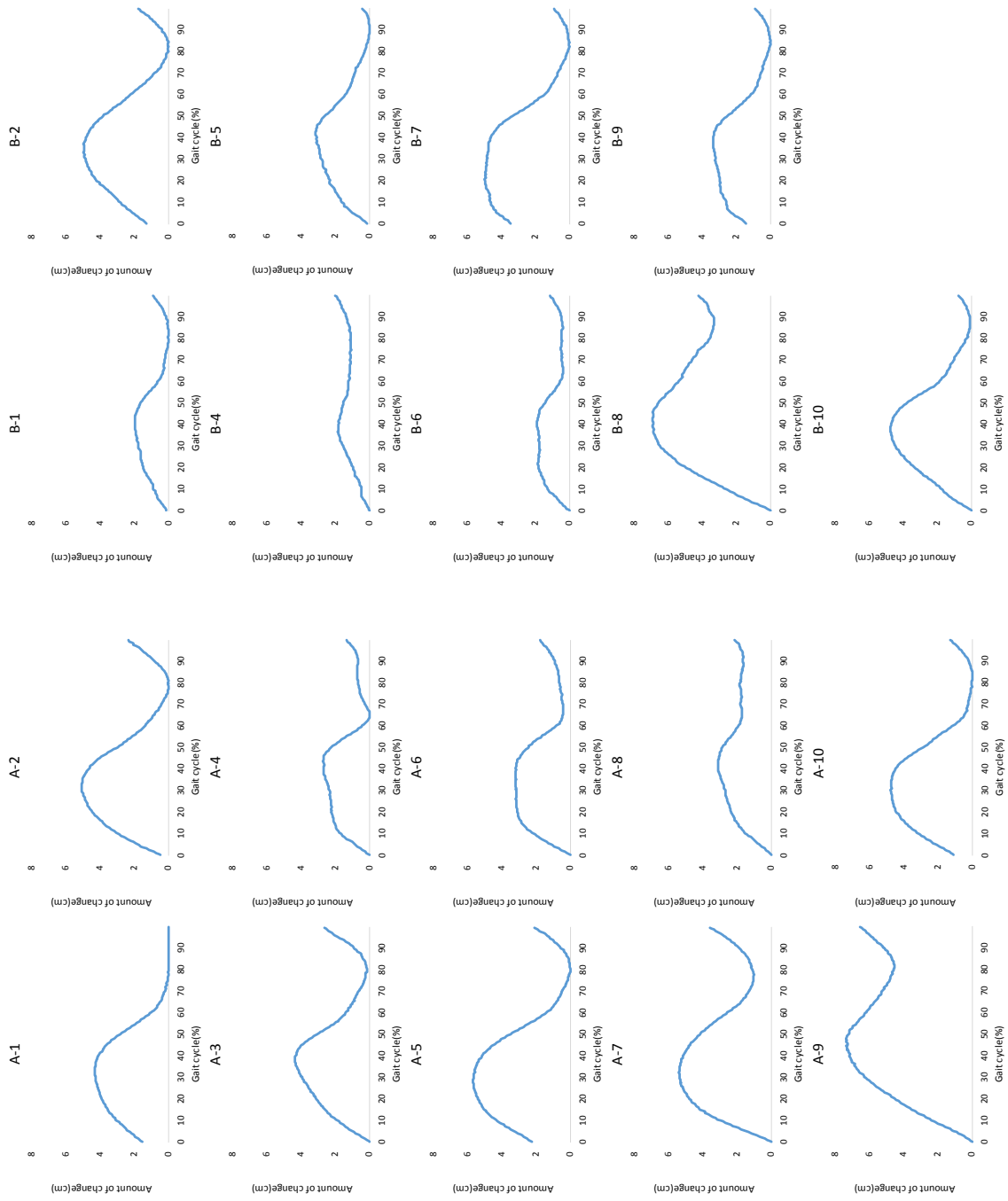


Fig.3-3-1-4 Result of Locus of right and left direction of R.Shoulder of each subject



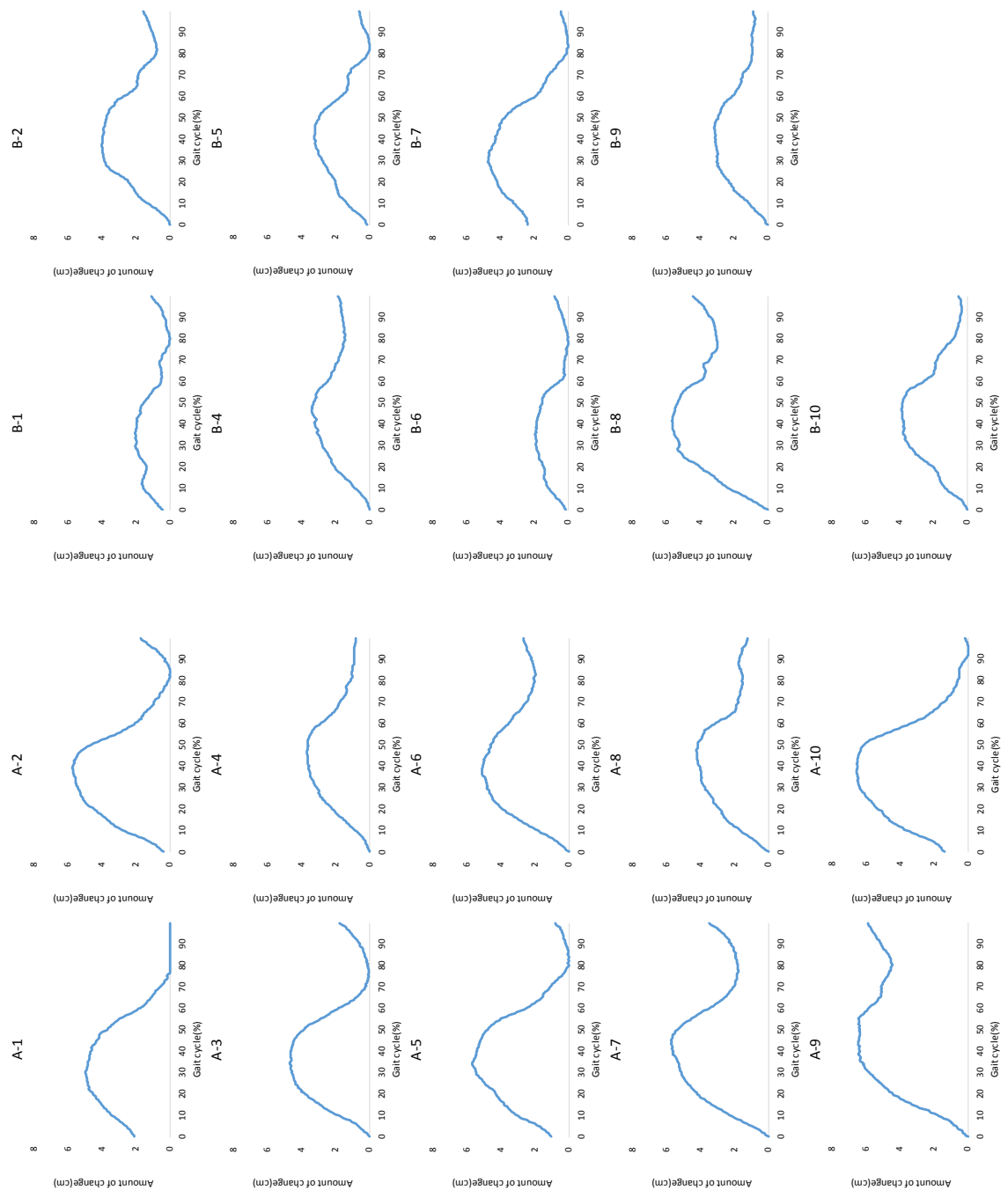


Fig.3-3-1-5 Result of Locus of right and left direction of R.Asis of each subject

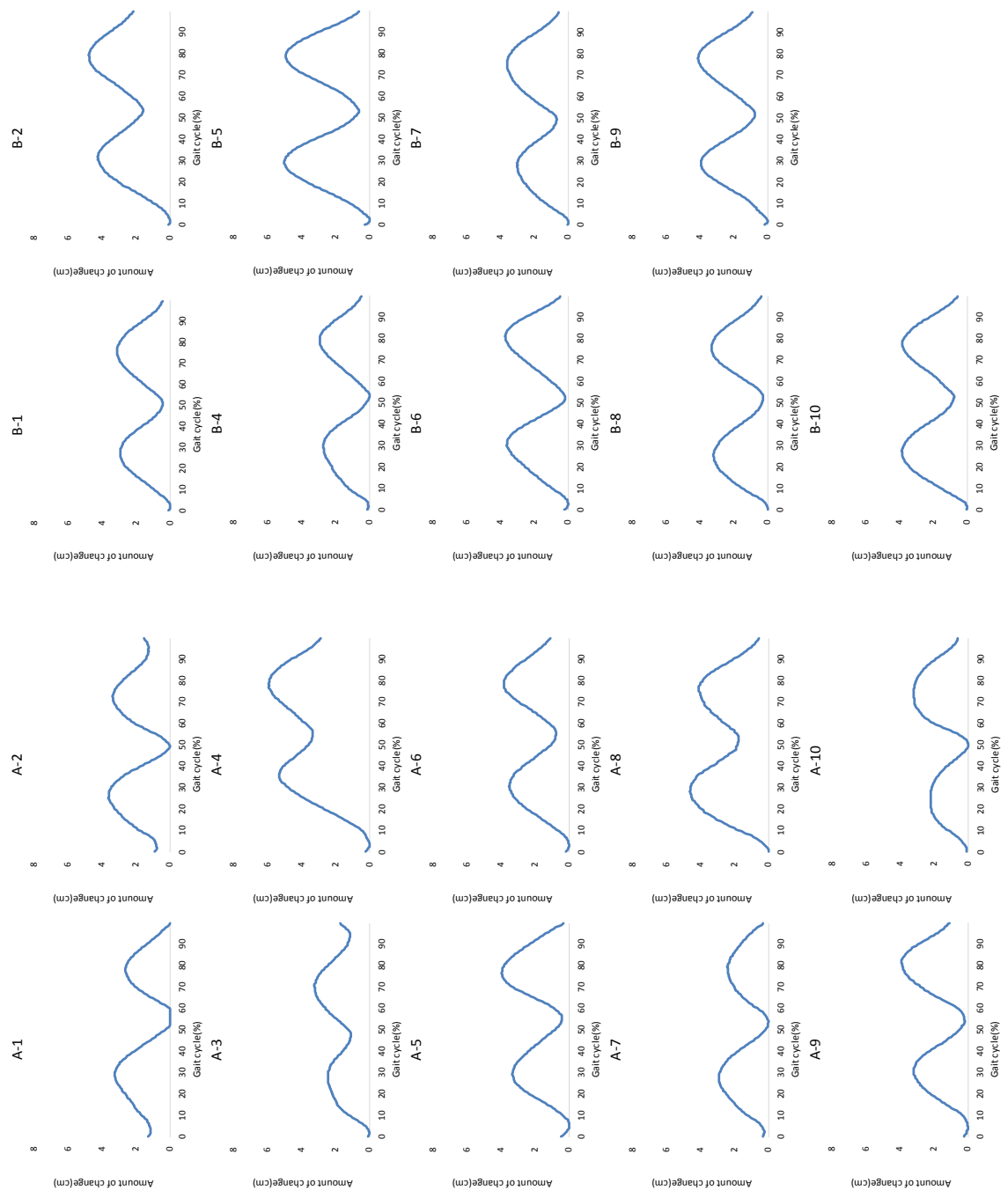


Fig.3-3-1-6 Result of Locus of above and under direction of Top.Head of each subject

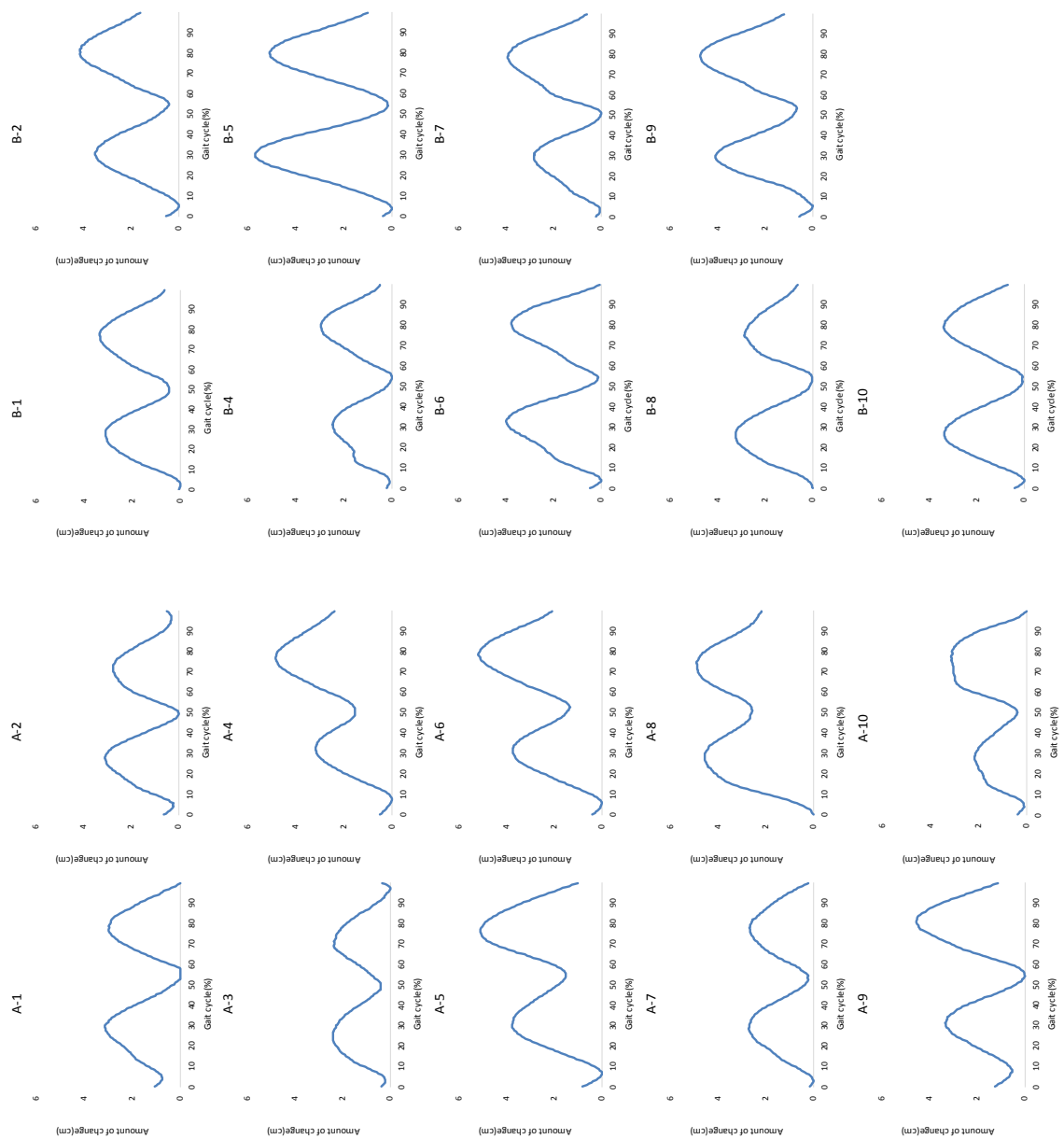


Fig.3-3-1-7 Result of Locus of above and under direction of R.Shoulder of each subject

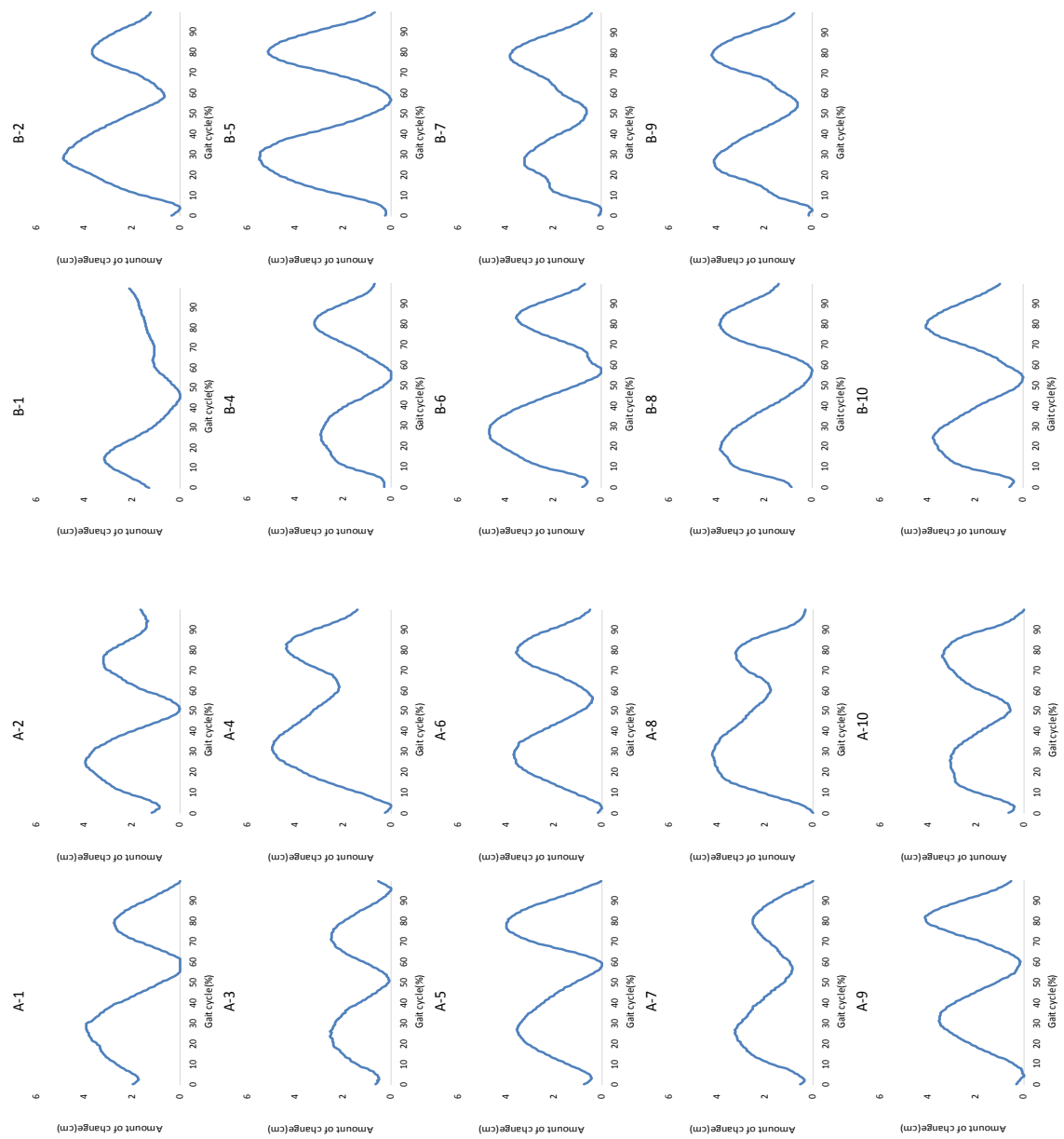


Fig.3-3-1-8 Result of Locus of above and under direction of R.Asis of each subject

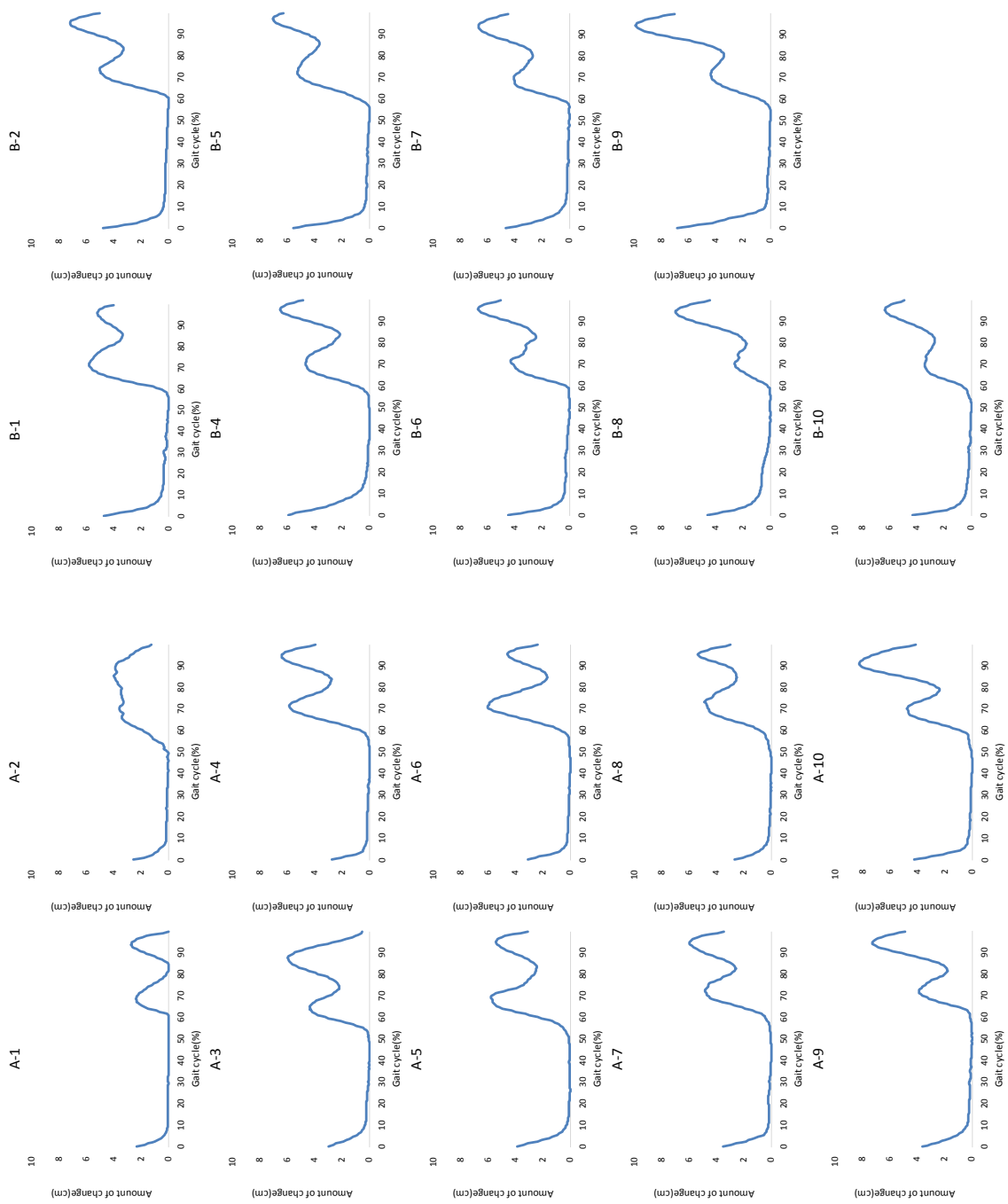


Fig.3-3-1-9 Result of Locus of above and under direction of R.Toe on the right foot of each subject

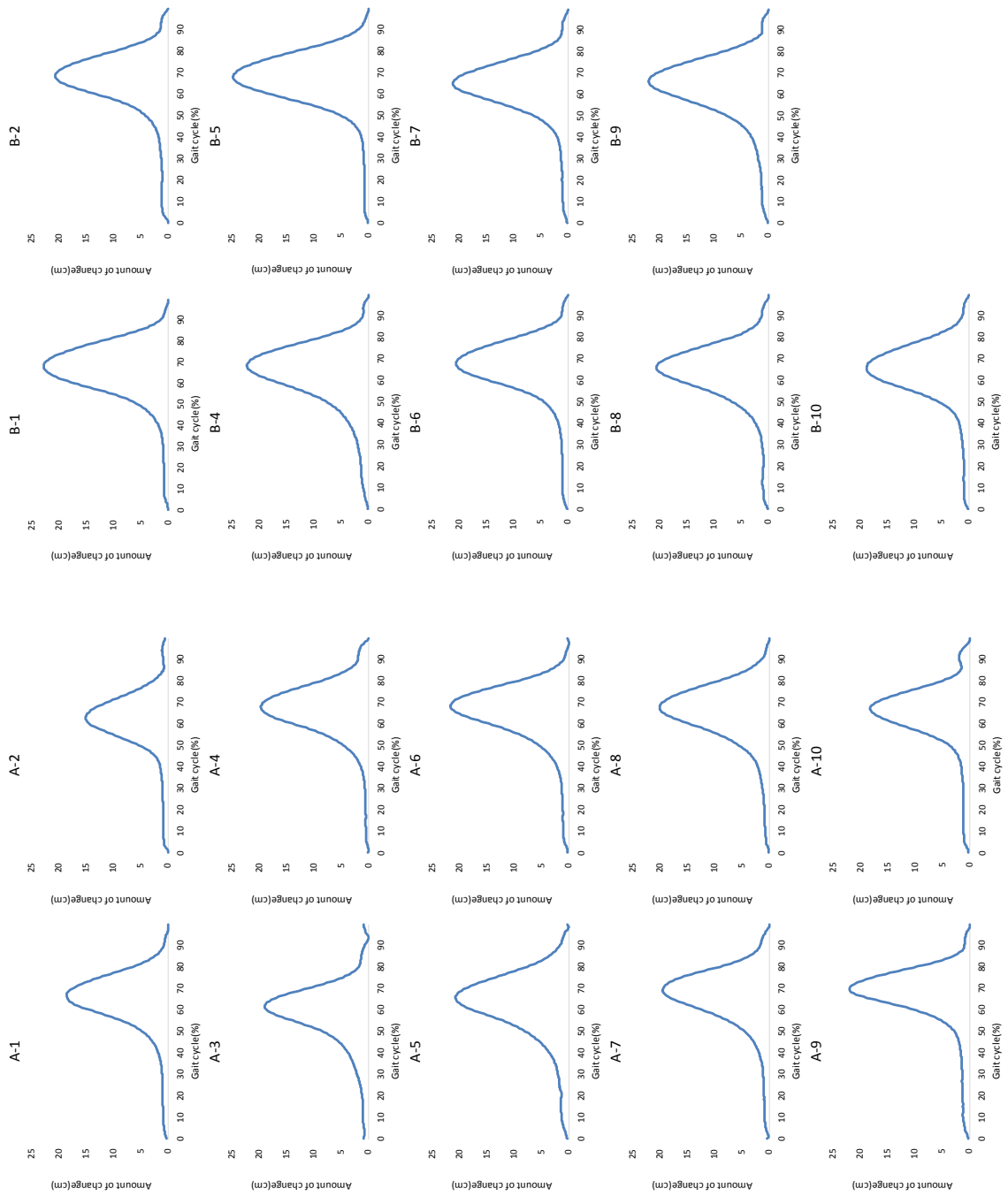


Fig.3-3-1-10 Result of Locus of above and under direction of R.Heel on the right foot of each subject

### 3.3.2 関節角度

股関節、膝関節、足関節の下肢 3 関節について歩行一周期の角度変化を分析した。

Fig.3-3-2-1 にその結果を示した。グラフ縦軸には角度、横軸には歩行一周期をとった。

股関節角度について、接地期の高齢群の角度は若年群より大きく、股関節がやや伸展した状態で接地していることがうかがえる。続く立脚中期からは、若年群が蹴り出しに向け推進期までまっすぐに波形が伸びていくのに対し、高齢群は立脚中期に一度屈曲に傾いてから伸展していく。推進期では、高齢群の股関節角度は若年群と比較して有意に小さくなり、高齢群における股関節の屈曲が大なることが示された。遊脚期では、高齢群の角度は若年群より大きく、脚を前方に振り出すまでに股関節が伸展傾向にあることがうかがえる。歩行一周期を通して両群の角度変化の波形は異なる傾向を示し、最大伸展角度についても高齢群の股関節角度はより屈曲位であった。岡田ら<sup>16)</sup>は高齢男性の股関節角度は青年男性と比較して屈曲位であったとしたが、両群の波形は類似していたと述べている。股関節角度を決定する要因の一つとして上体の傾きの影響が考えられるが、岡田らの結果には高齢男性の姿勢については言及されていない。そのため、本実験の股関節角度の波形が世代により異なった要因について、性差によるものという断定はできない。Fig.3-3-2-2 には、高齢群と若年群でそれぞれの群の平均値に最も近い波形を示した被験者について、その歩行姿勢をスティックピクチャで抜き出した。高齢群のスティックピクチャは、若年群のものと比較し上半身が前傾し腰が屈曲した姿勢となっている。股関節角度の波形について、岡田らの結果と異なる傾向が示された要因は、本実験の高齢被験者の上体の前傾が、岡田らの被験者群のそれと比較し強かった可能性が考えられる。

膝関節角度について、立脚相における高齢群の角度は若年群と比較し有意に屈曲位であった。また、歩行一周期を通して高齢群は若年群と比較し、最少角度と最大角度の差が小さく、高齢群の関節の可動が少ないことがうかがえる。

足関節角度について、接地期における高齢群の角度は若年群と比較し有意に伸展位であ

る。このことに加え、前の項でも述べたように接地時の高齢群のつま先高は若年群より低下していることから、高齢者はいわゆる“すり足”の状態で接地している可能性が示された。加速期において、両群間に有意な差はないが、高齢群は若年群と比較して背屈の角度がやや小さい傾向にある。この時期には、後方へ蹴り出しが起り足関節は最も伸展する。高齢群の足関節が若年者と比較し屈曲傾向であることは、高齢群ではこの時期の蹴り出しが小さいことを示唆している。同時期の踵部のマーカ軌跡は、若年群で上昇が大きい。これらのことを総合すると、若年群が足関節を伸ばし、踵が上がってしっかり踏み切っているのに対し、高齢群は足関節を伸ばしきれず、しっかり踏みきらないうちに蹴り出しを終了していると思われる。遊脚中期から減速期にかけては、高齢群の足関節角度は若年群と比較し伸展傾向にある。減速期には高齢群のつま先高は若年群と比較し低くなっており、若年群では接地前に足関節を屈曲させてつま先高を上昇させることができるが、高齢群では足関節が伸展傾向にあるため減速期につま先高を上昇させることが難しいと考えられる。

また、3 関節全てにおいて最少角度と最大角度の差は、高齢群が若年群より小さくなり、高齢群において角度変化のメリハリが小さい特徴が捉えられた。

Fig.3-3-2-3～5 には、各被験者の関節角度のデータを示した。



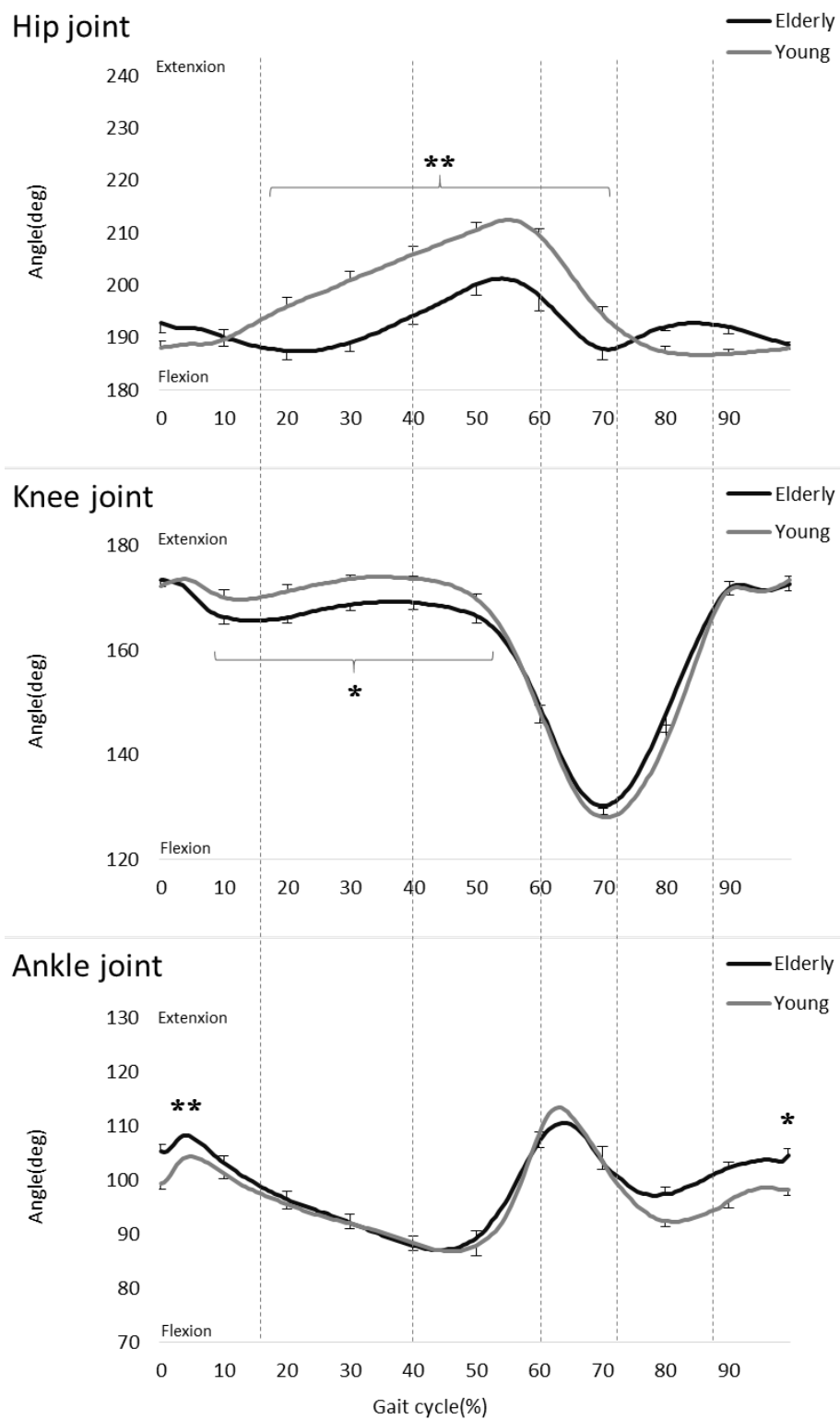


Fig.3-3-2-1 Change of 3 joint angle during one gait cycle on bare foot (Elderly n=9, Young n=9) \* : P<0.05、 \*\* : P<0.01

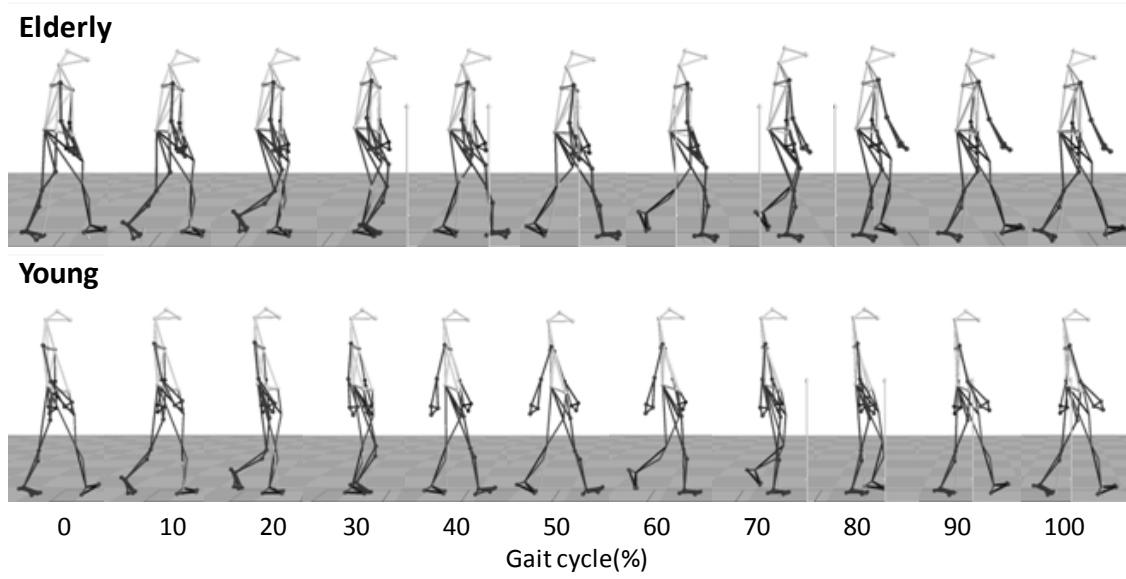


Fig.3-3-2-2 Comparison of stick picture during one gait cycle between young and elderly

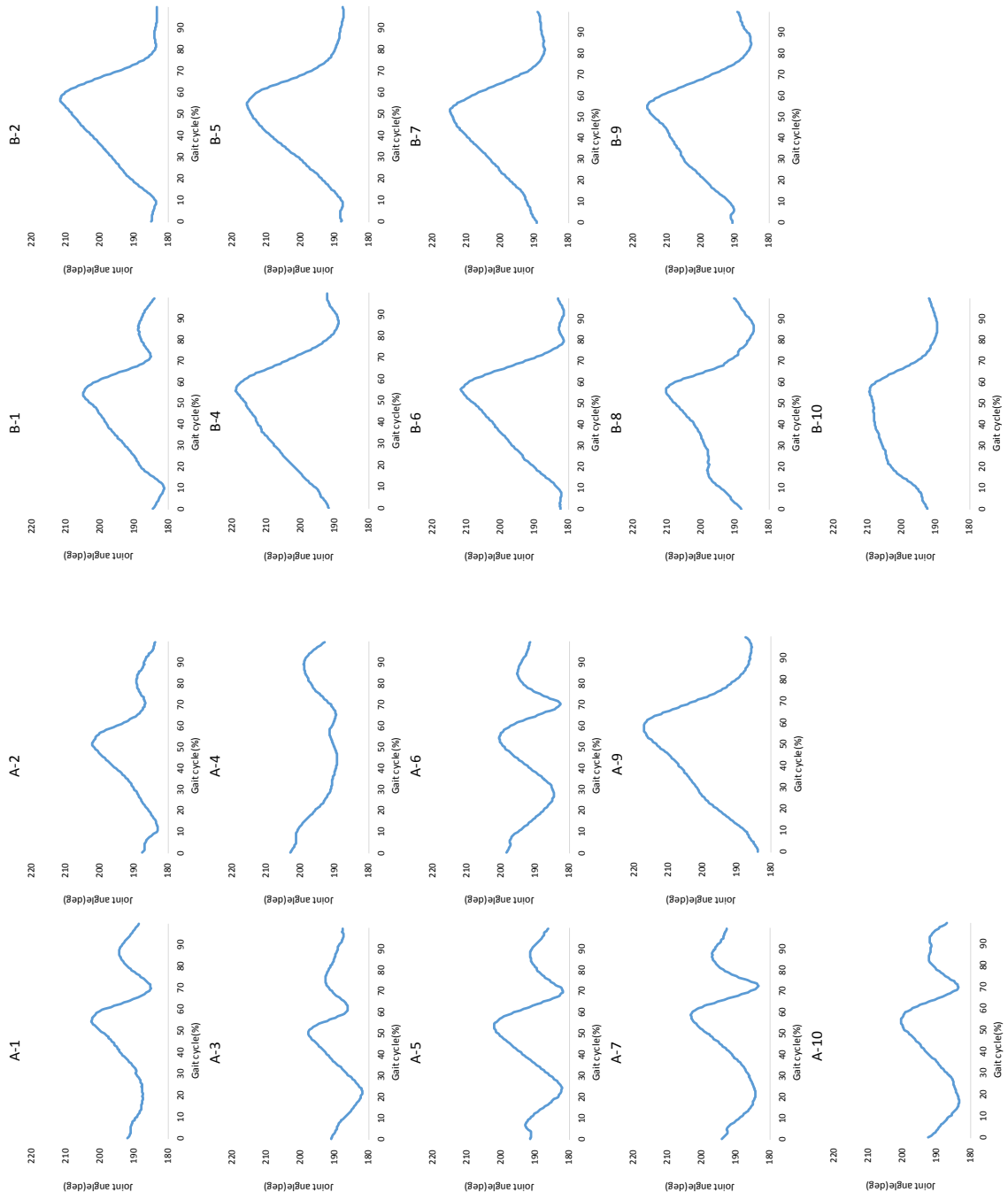


Fig.3-3-2-3 Result of hip joint angle of each subject

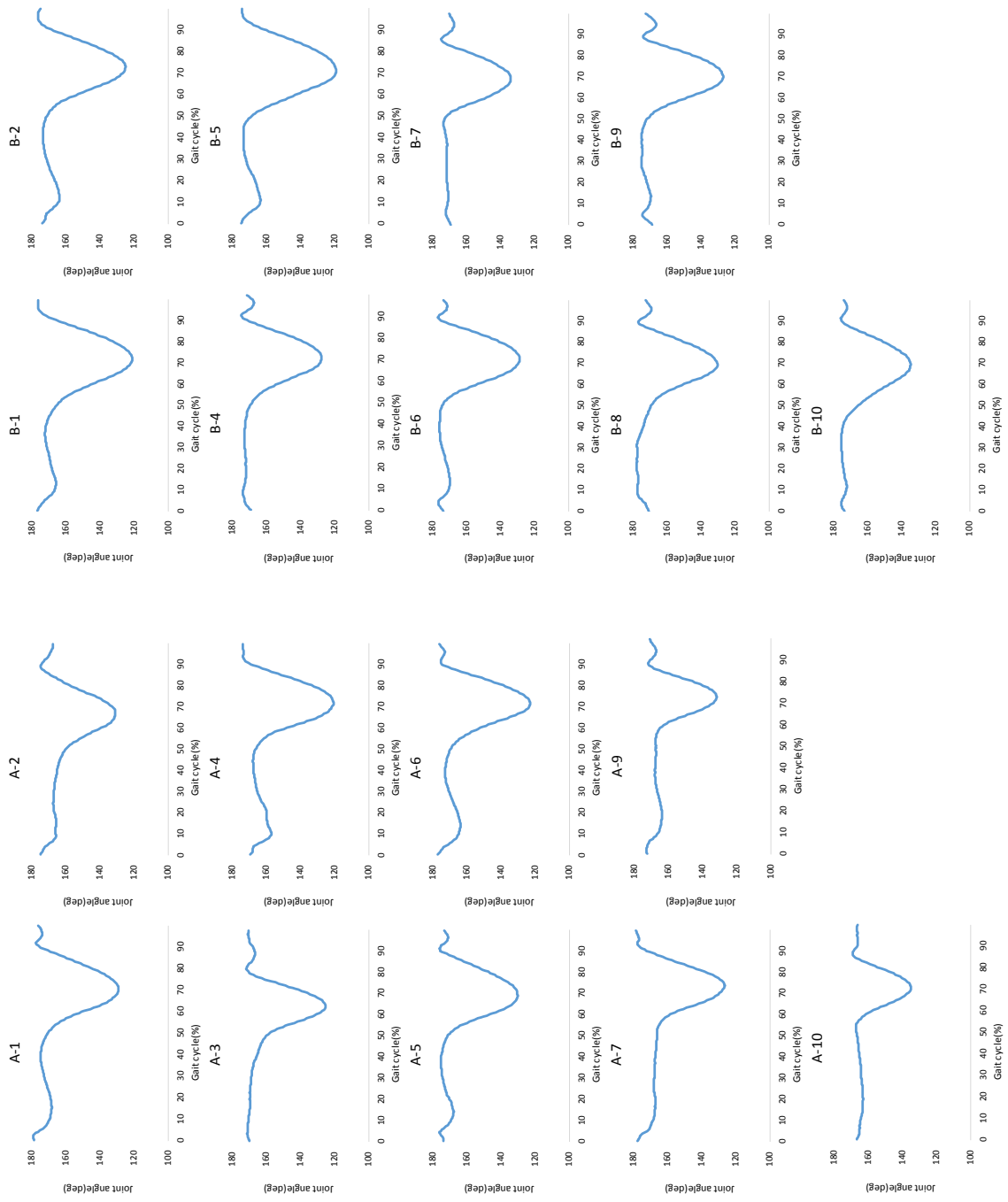


Fig.3-3-2-4 Result of knee joint angle of each subject

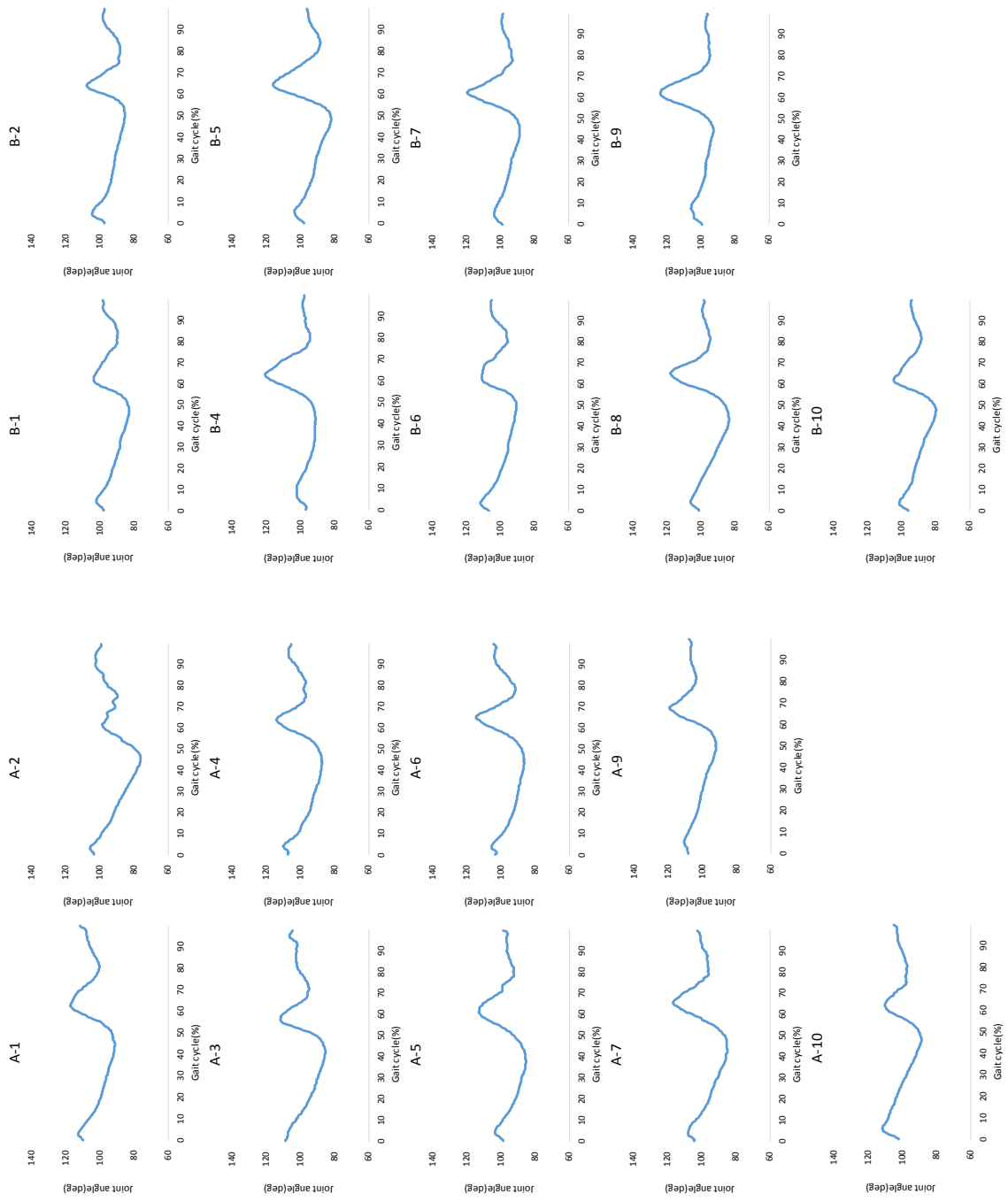


Fig.3-3-2-5 Result of ankle joint angle of each subject

### 3.3.3 床反力

Fig.3-3-3-1 には、両群の歩行一周期における前後・左右・上下の各方向の床反力の結果を示した。グラフでは縦軸が床反力を、横軸が歩行一周期を示す。各方向の縦軸について、前後方向では上部が前方、下部が後方の反力を示し、左右方向のグラフでは上部が左方、下部が右方、上下方向では値の上昇は下方分力の増加を示す。ただし、若年群被験者 1 名で解析不能だったため結果から除外した。

前後方向の床反力において、縦軸プラスの前方分力は制動力、マイナスの後方分力は推進力とも表現される<sup>17)</sup>。また、歩行一周期の前半半分は制動相、後半を推進相となり、それぞれの範囲で表れるピーク値を最大制動力および最大推進力という。歩行一周期を通して両群の波形は近似していたが、接地期に働く最大制動力と、推進期に働く最大推進力はどちらも若年群が有意に大きくなった。

左右方向において、縦軸プラスは内方分力、マイナスは外方分力を表す<sup>17)</sup>。立脚中期から推進期の半ばにかけて、高齢群の外方分力は有意に大きくなり、立脚相の大半で継続して右外側へ力がかかっている。高齢群の体幹の左右振幅は若年群と比較して有意に大きく、高齢群の外方分力の増加はこれを反映していると考えられる。推進期後半では、若年群の内方分力が有意に大きくなった。

上下方向の床反力において、両群とも地期と推進期にピークが現れる二峰性の波形を示した。この第一ピークと第二ピークのあいだの値の減少は抜重時分力という<sup>17)</sup>。高齢群の第一峰と第二峰のピーク値は若年群と比較し小さく、抜重時分力は若年群よりやや大きい傾向を示した。そのため、若年群と比較して立脚相における高齢群の波形はメリハリが乏しい。

前後・左右・上下の 3 方向すべてで推進期に現れるピーク値について、若年群と比較した高齢群の値は有意に小さくなった。推進期の床反力は蹴り出し力の強さにも影響を与え

るが、この時期の高齢群の値の低下は、加齢による蹴り出し力の低下が反映されたもの  
と考える。

Fig.3-3-3-2～4 には、各被験者の床反力のデータを示した。

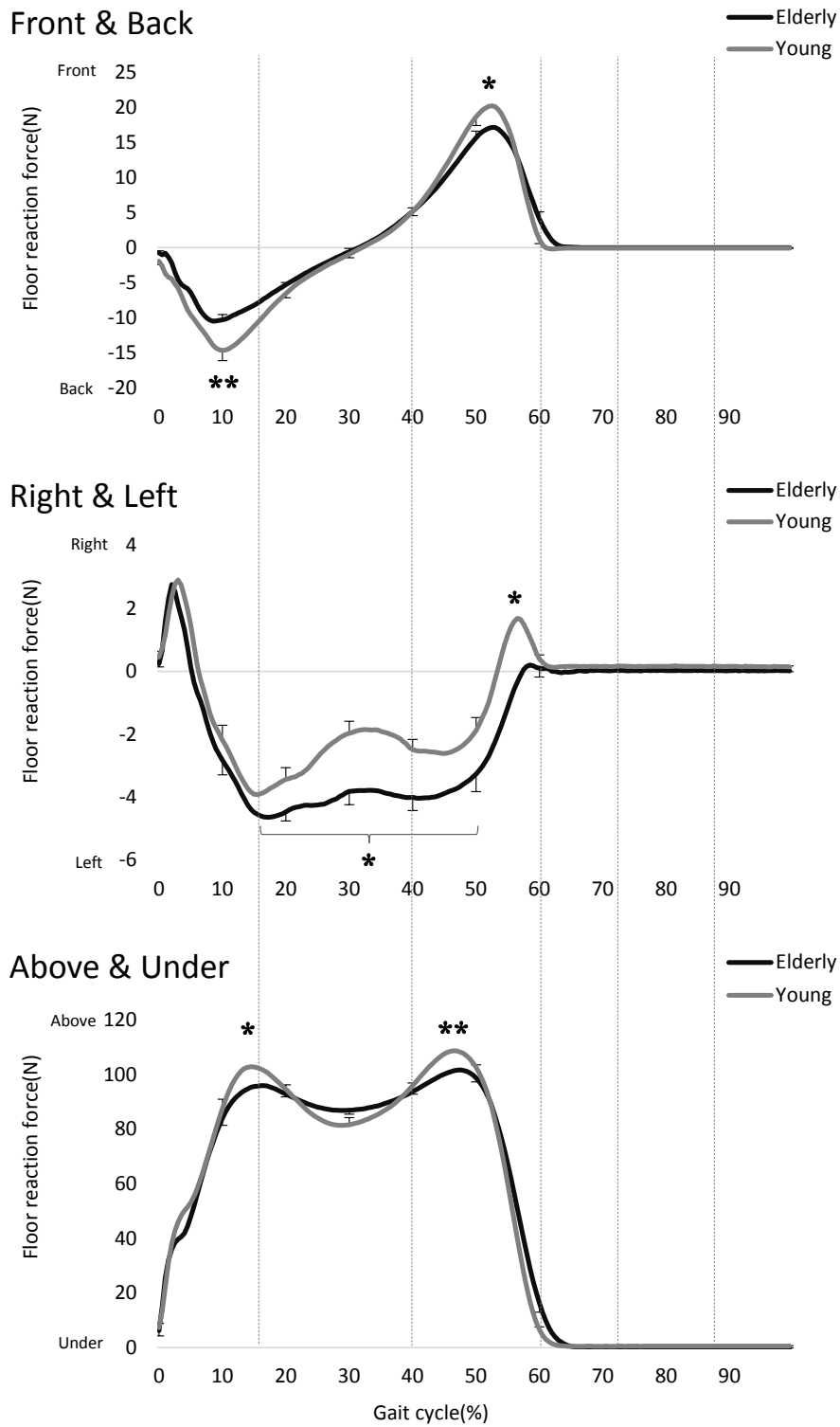


Fig.3-3-3-1 Changes of floor reaction force in 3direction during one gait cycle one bare foot

(Elderly n=10, Young n=9) \* : P<0.05、 \*\* : P<0.01



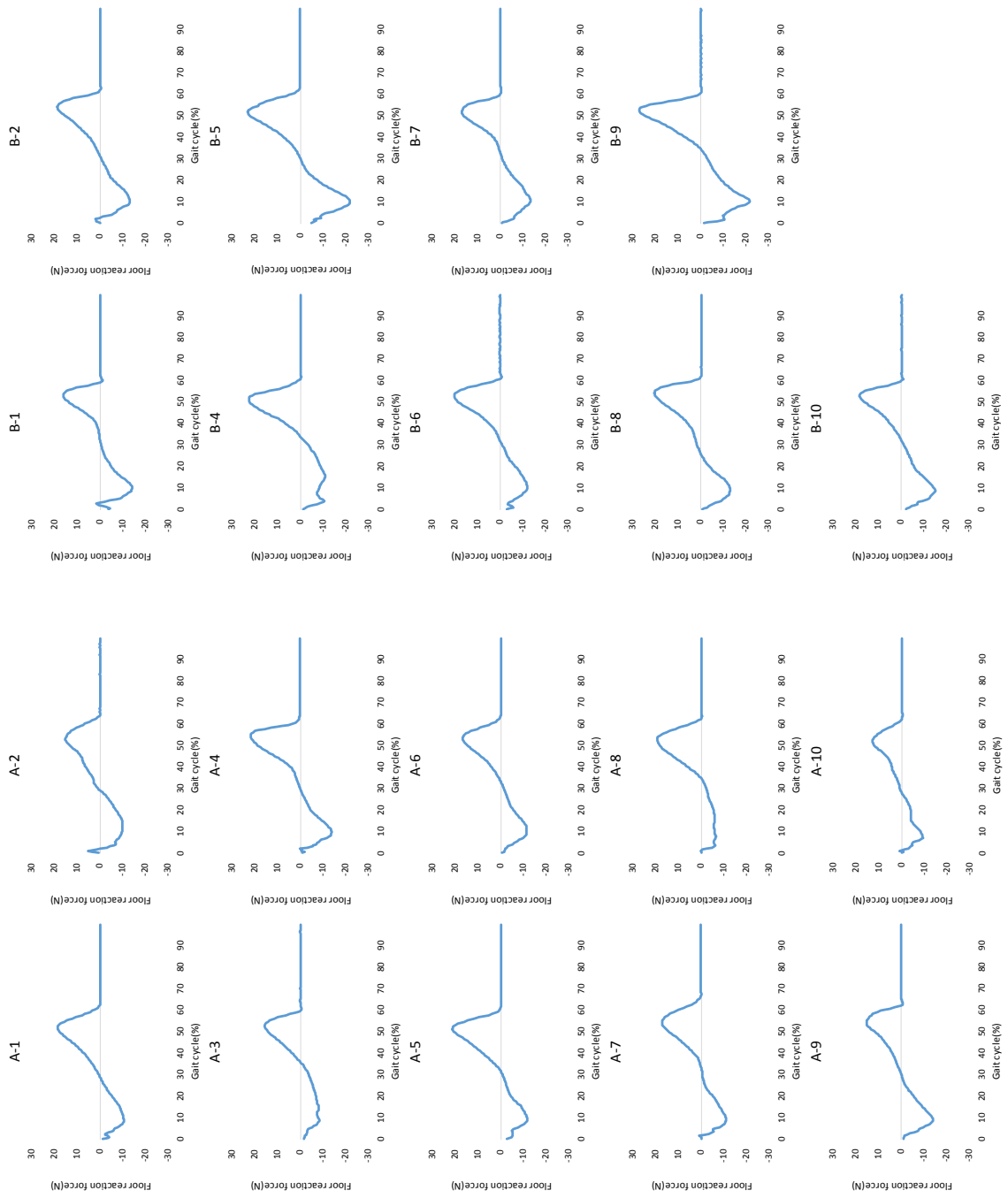


Fig.3-3-3-2 Result of floor reaction force of before and back direction of each subject

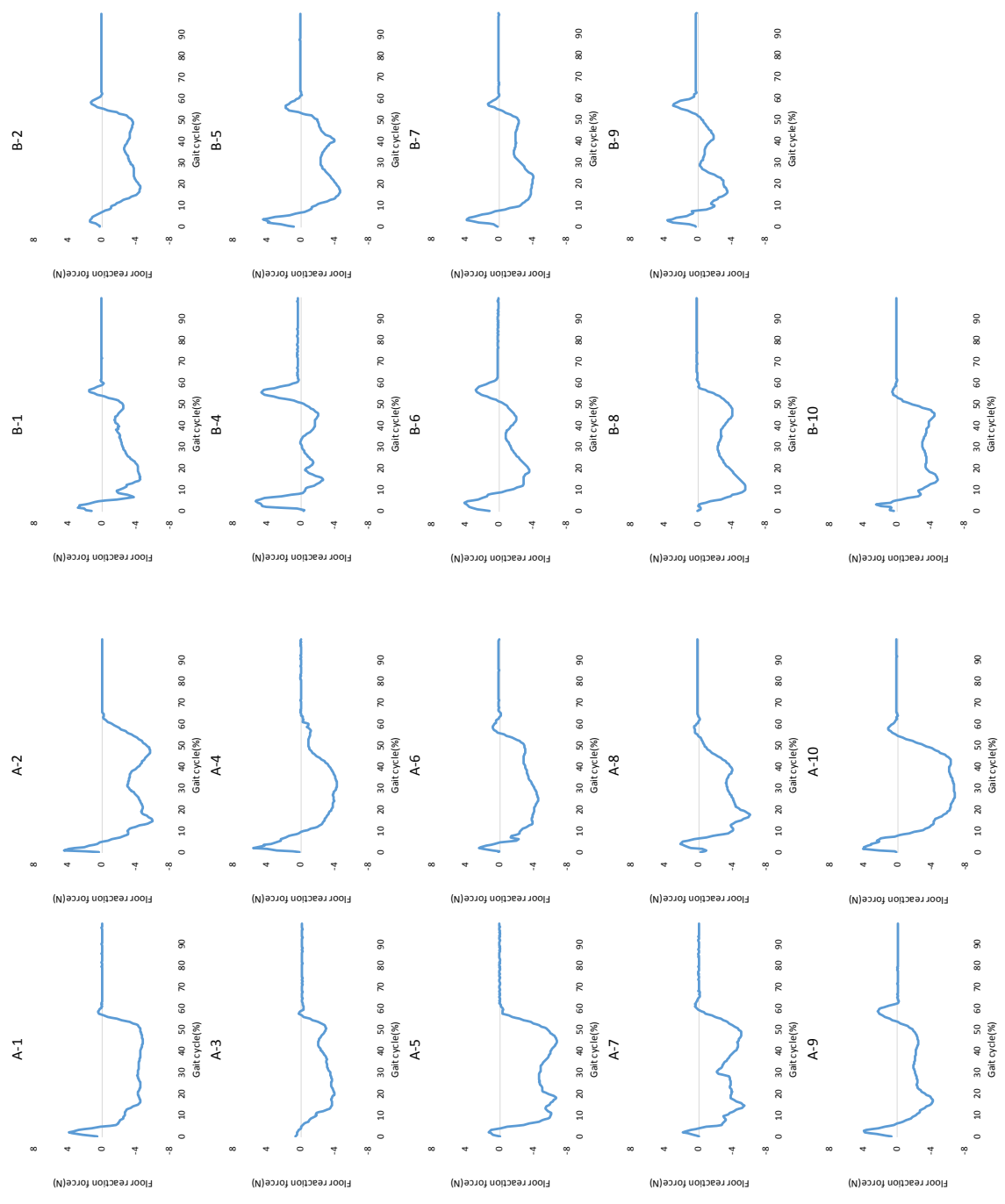


Fig.3-3-3-3 Result of floor reaction force of right and left direction of each subject

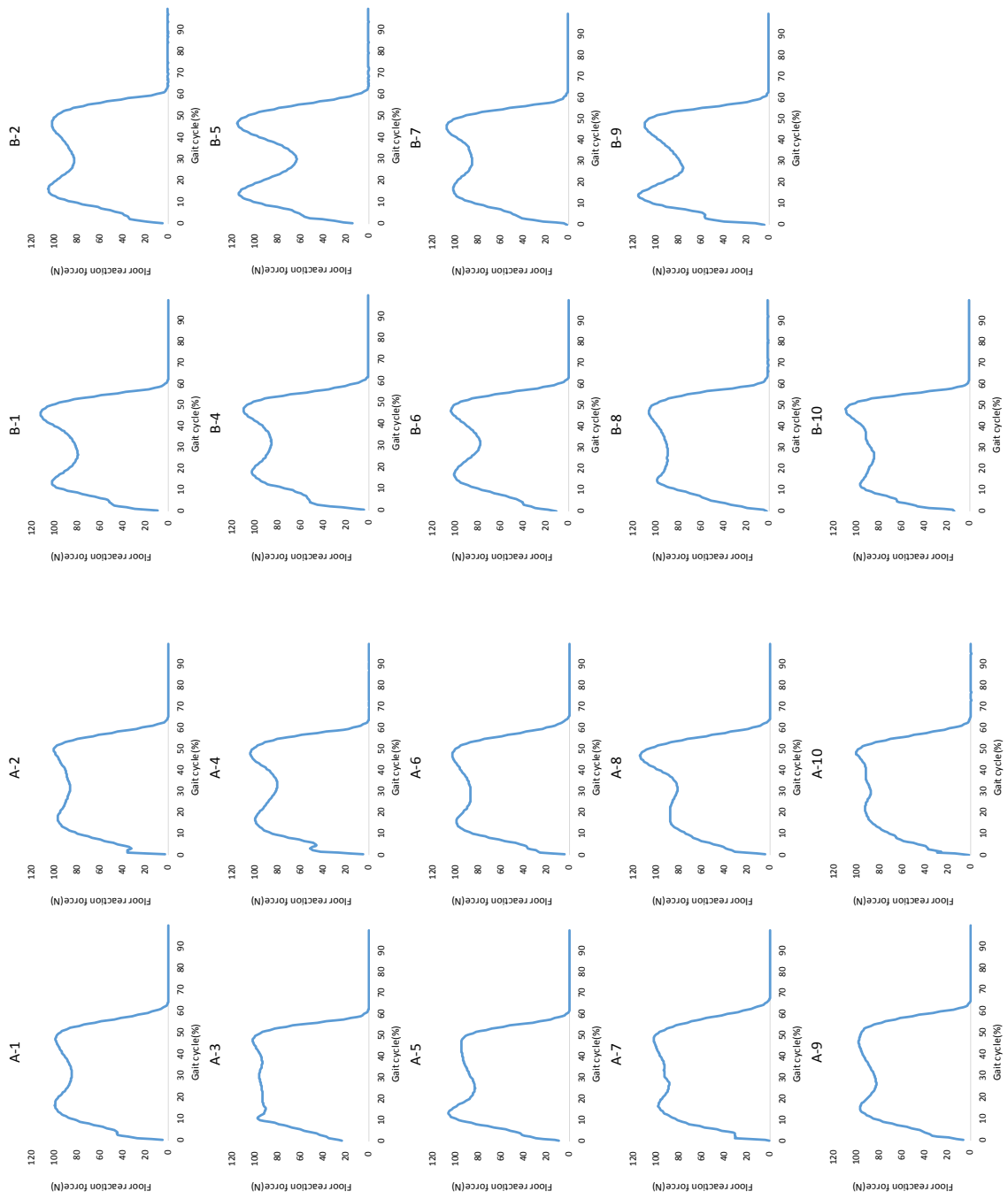


Fig.3-3-3-4 Result of floor reaction force of above and under direction of each subject

### 3.3.4 関節トルク

関節トルクについて、股関節の屈曲・外転・回旋後方の 3 方向と、膝関節、足関節、距腿関節、足趾関節の屈曲方向の計 7 項目を解析した。Fig.3-3-4-1 に各部位について両群の歩行一周期における関節トルクを示す。ただし、若年群被験者 3 名で解析不能だったため結果から除外した。

股関節屈曲トルクについては、接地期後半において高齢群の伸展方向のトルクは若年群と比較し有意に高くなった。対して、加速期における高齢群の伸展方向のトルクは若年群を有意に下回っている。

股関節外転トルクの波形は、上下方向の床反力の波形と近似した二峰性のものになった。加えて、上下方向床反力の波形と同様に、立脚相における高齢群の波形は若年群と比較しメリハリが乏しい。若年者が接地期と推進期に内転方向に高いピークが出現しているのに対し高齢者では明確なピークが認められず、立脚中期では両群に有意な差がみとめられた。

股関節回旋トルクについて、両群で有意差は得られなかった。しかし、接地期では高齢群の回内方向のトルクが若年群と比較し高い傾向を示した。また、若年群では立脚中期と推進期の間で回外方向に高い値を示したが、同時期に高齢群のトルクは継続して回内方向にかかっている。

膝関節トルクにおいて、接地期の高齢群の伸展方向のトルクは若年者と比較し小さい傾向を示した。岡田ら<sup>16)</sup>は、高齢男性を対象に股・膝・足の 3 関節トルクを分析した報告において、高齢者の接地後の膝関節伸展トルクは若年者と比較し小さいことを示し、本研究結果はこれと同様の傾向を捉えたと考える。また、立脚中期と推進期の間若年群では屈曲方向のトルクが大幅に上昇したのに対して、高齢群では同様の傾向はみられず、この時期の膝関節トルクでは両群に有意な差があった。このことは、高齢群では重心移動から蹴り出しの前段階の間で、膝を柔軟に使った推進できないことを示している。

足関節トルクでは、推進期において高齢群の伸展方向のトルクは若年群と比較し小さい

傾向を示した。足関節角度の結果から、高齢群では後方への蹴り出し動作が小さいと考察したが、足関節の伸展トルクの低下はこれを反映していると考ええる。

距腿関節トルクについて、歩行一周期を通して両群の波形は近似しているが、若年群の波形が滑らかな曲線を描くのに対し、高齢群では特に接地期と推進期において、ややいびつな波形が見られた。

足趾関節トルクについては、両群とも接地期と加速期に伸展方向にピークが現れる波形は共通であった。接地期の伸展方向のトルクが高齢群で小さいのは、すり足で接地する高齢群で、踵から踏み込んで関節を伸ばしていく動作が小さいためと考える。加速期の足趾関節トルクはつま先で踏み切る強さを反映していると言える。そのため、高齢群の伸展方向のトルクが小さいのは、指先を伸ばし切って踏み切る力が低下していると考ええる。足部マーカの軌跡と足関節角度の結果から、高齢群のつま先でしっかり踏みきらないうちに蹴り出しを終了している可能性について指摘したが、加速期の足趾関節トルクの結果はこの仮説を支持するものと考ええる。

Fig.3-3-4-2～8 には、各被験者の関節トルクのデータを示した。

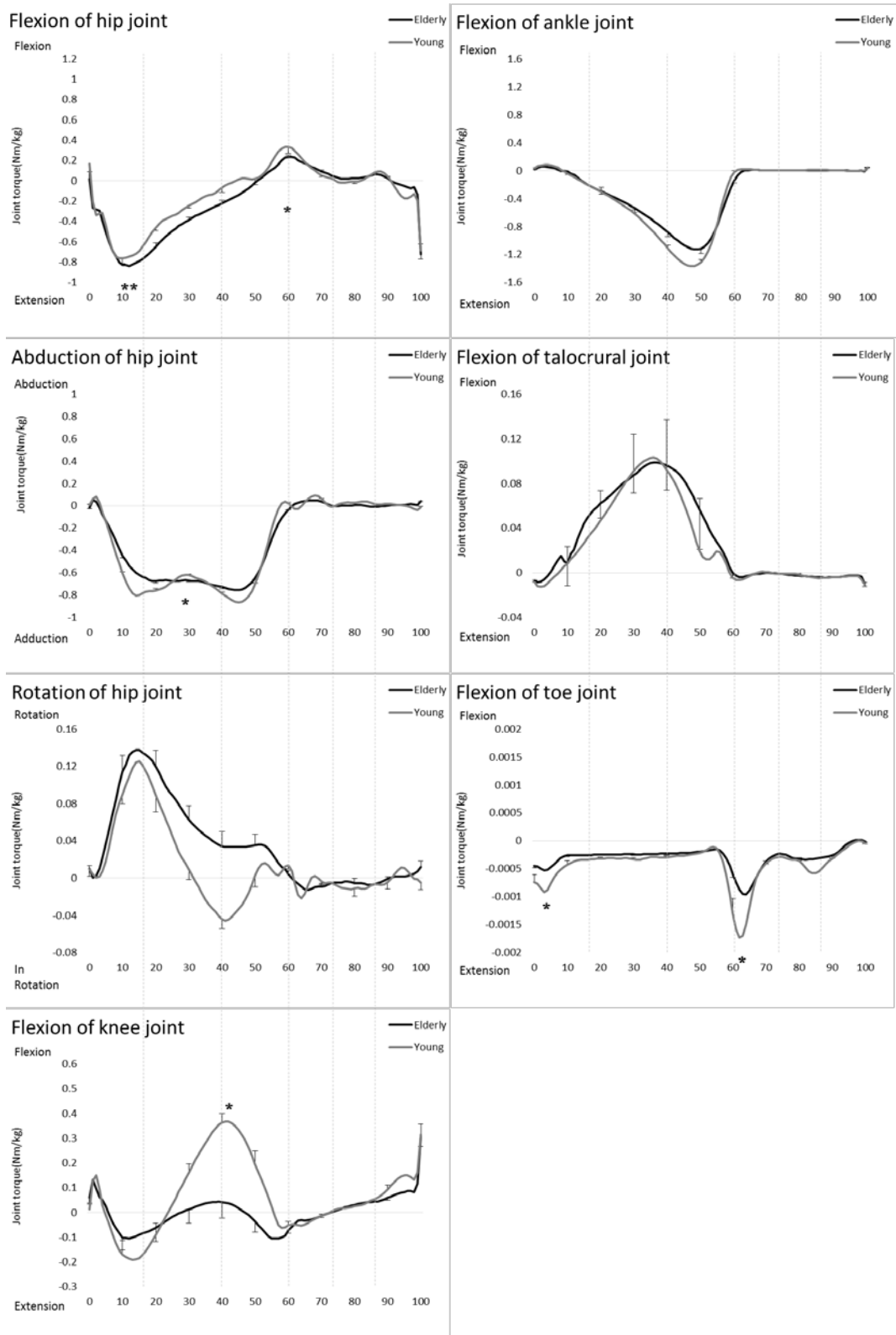


Fig.3-3-4-1 joint torque of right lower legs in one gait cycle on bare foot (Elderly n=10, Young n=9) \* :  $P < 0.05$ , \*\* :  $P < 0.01$

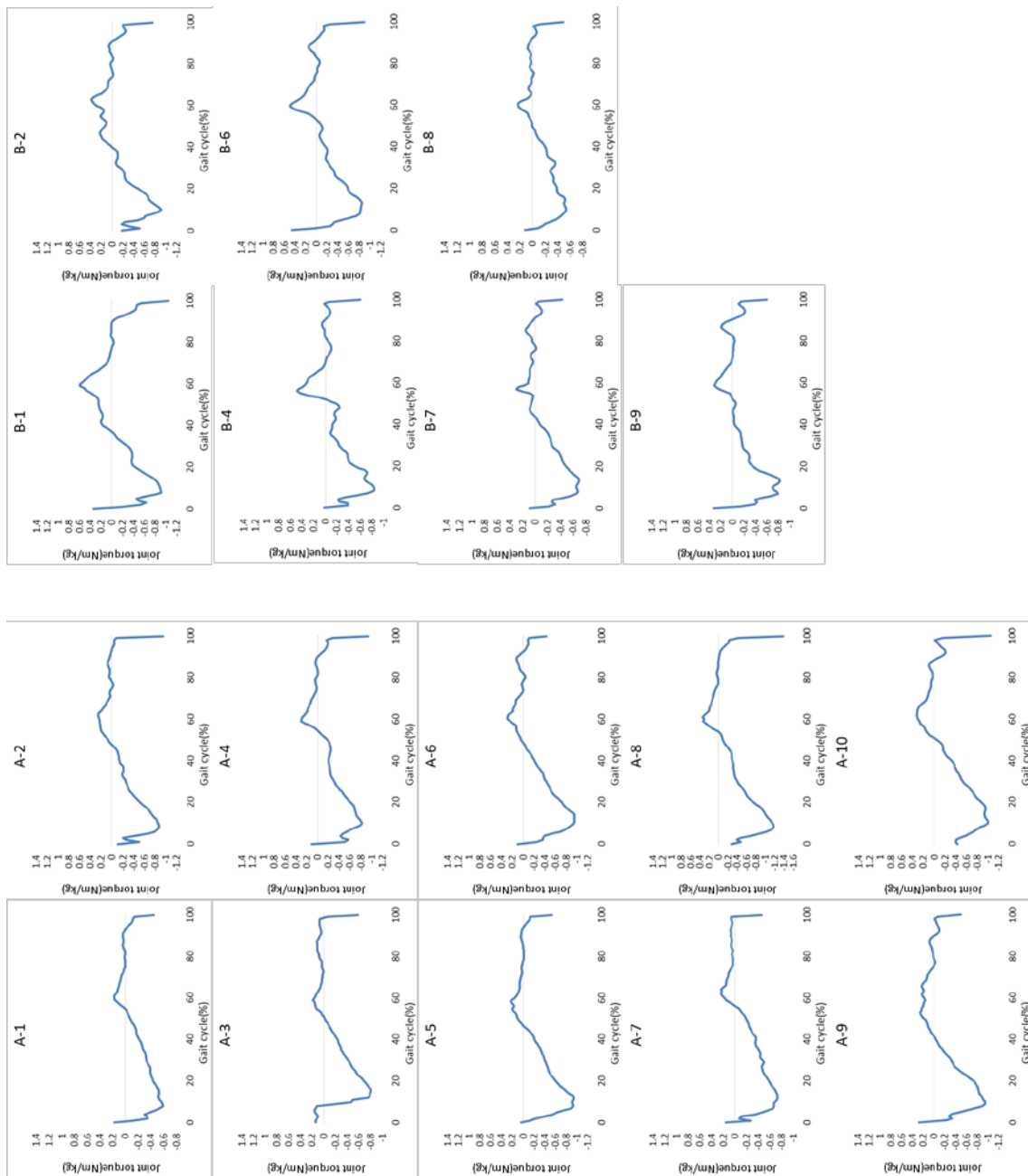


Fig.3-3-4-2 Result of flexion of hip joint torque of each subject

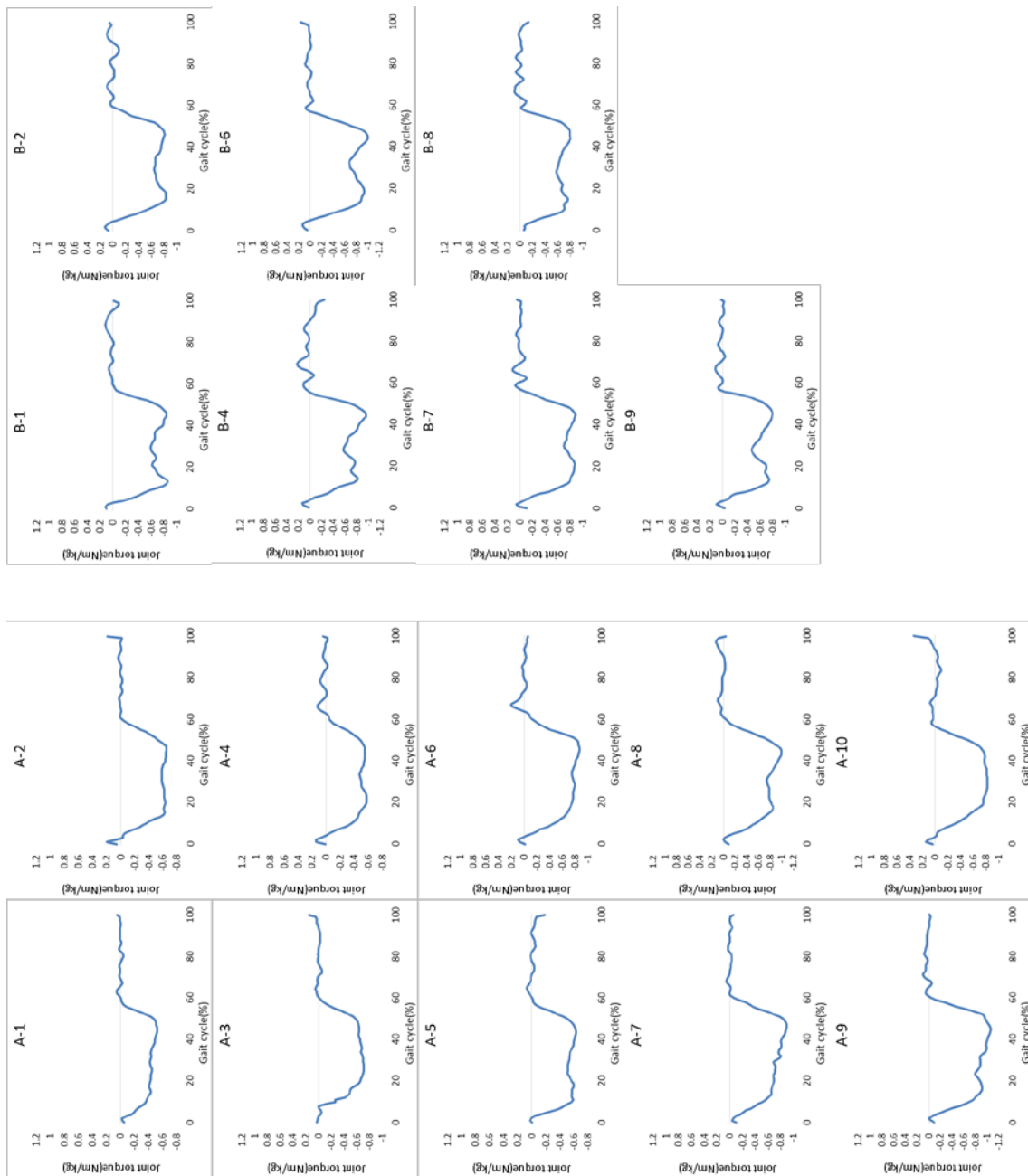


Fig.3-3-4-3 Result of abduction of hip joint torque of each subject



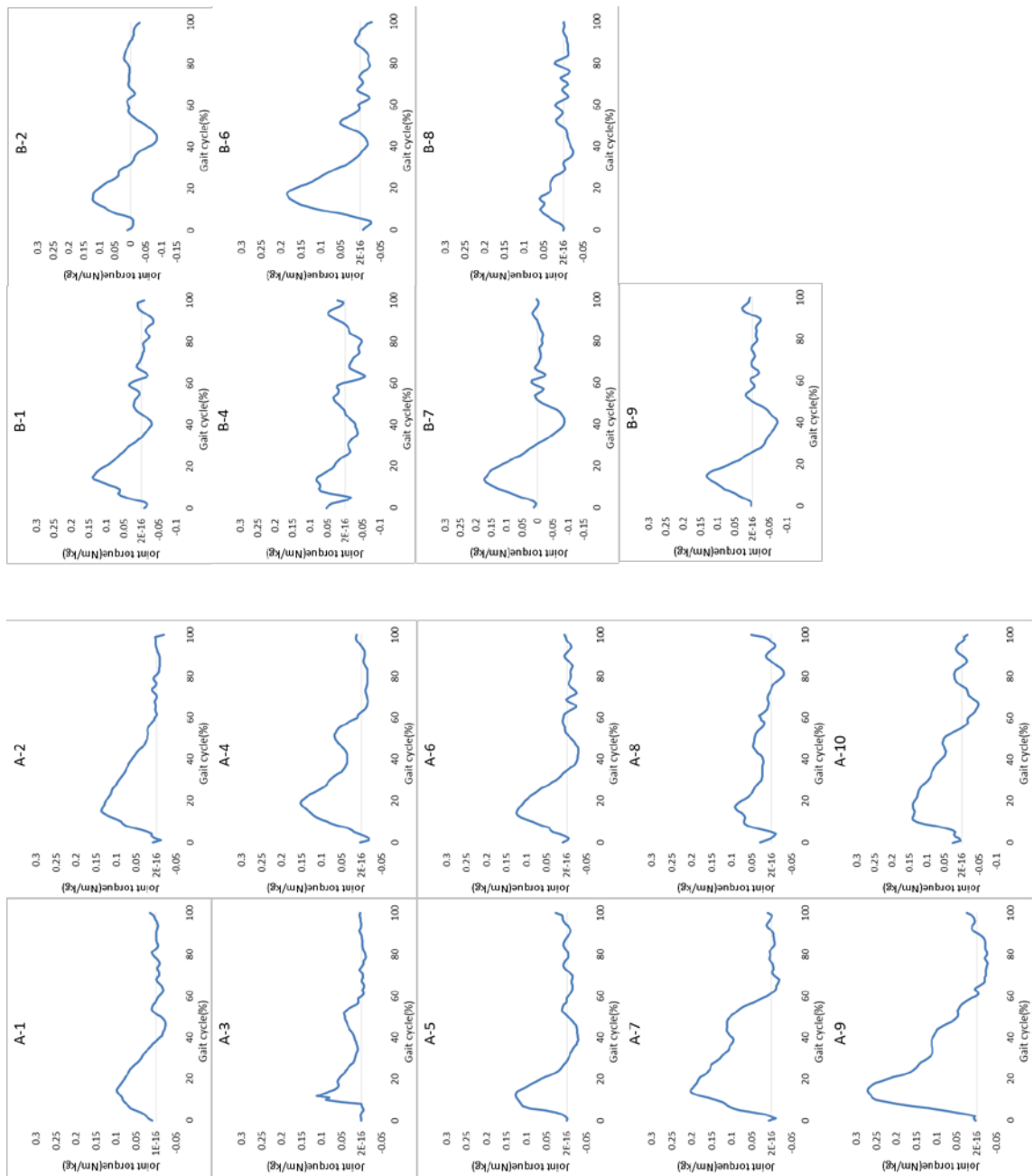


Fig.3-3-4-4 Result of rotation of hip joint torque of each subject

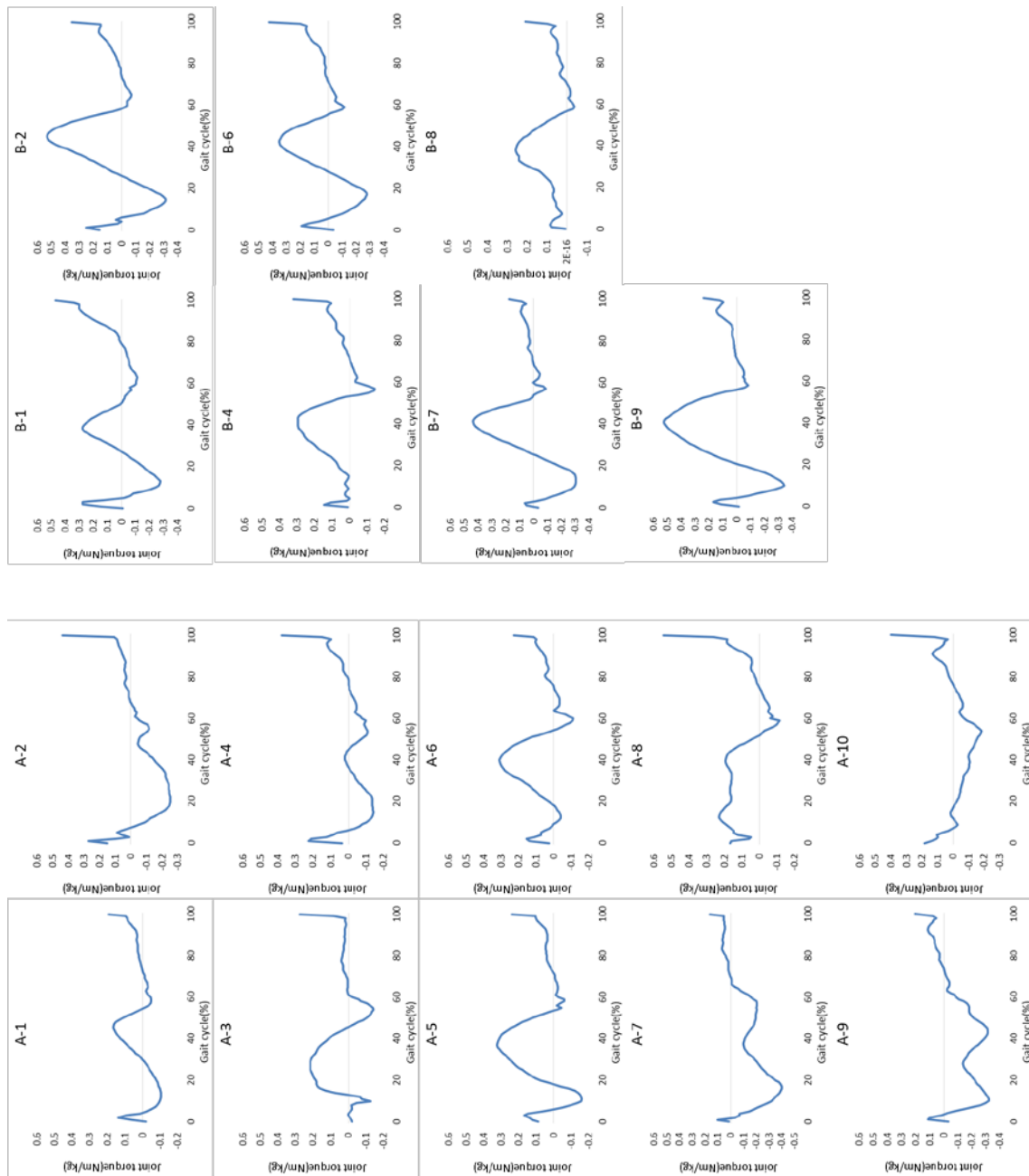


Fig.3-3-4-5 Result of knee joint torque of each subject

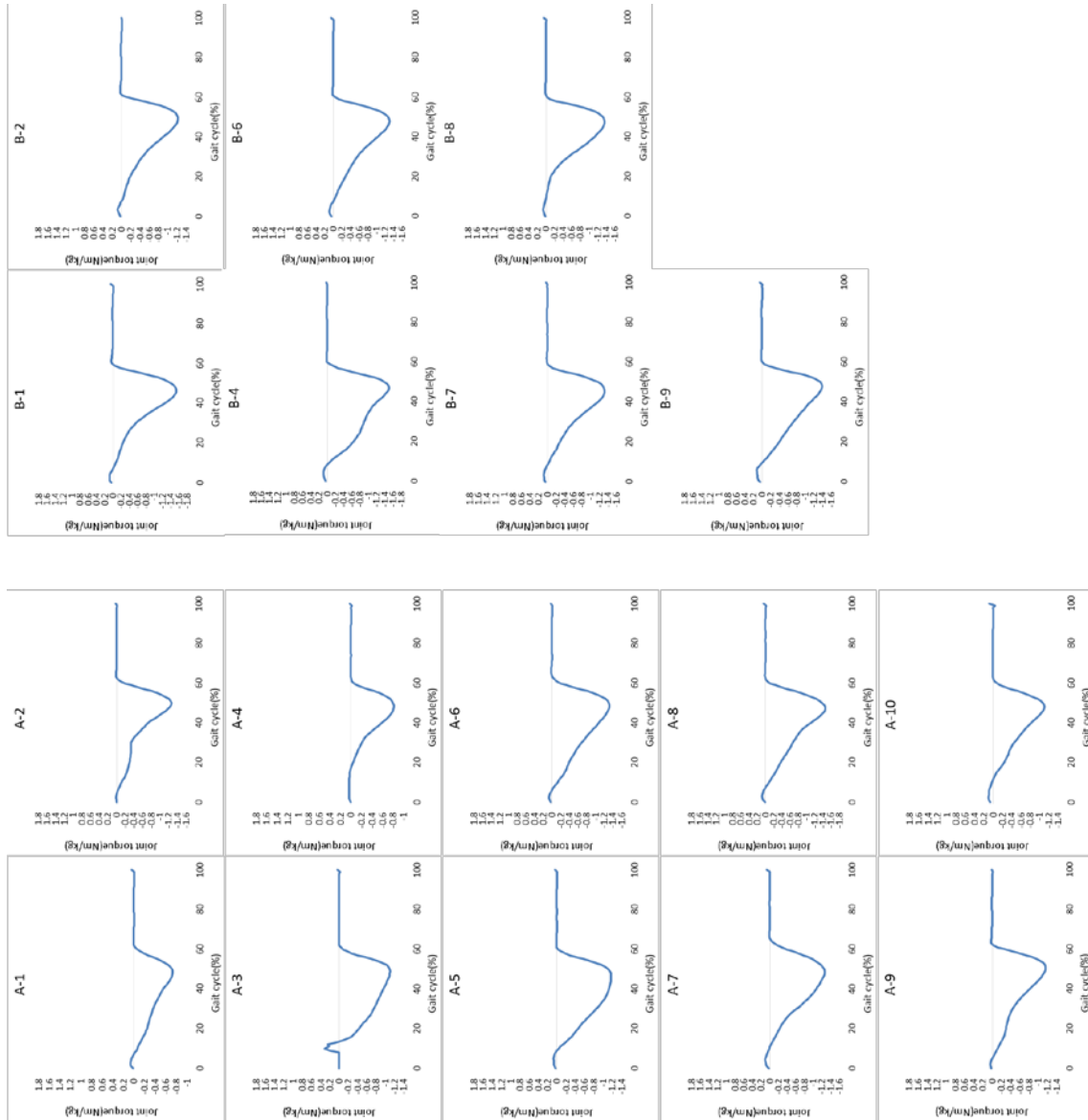


Fig.3-3-4-6 Result of ankle joint torque of each subject

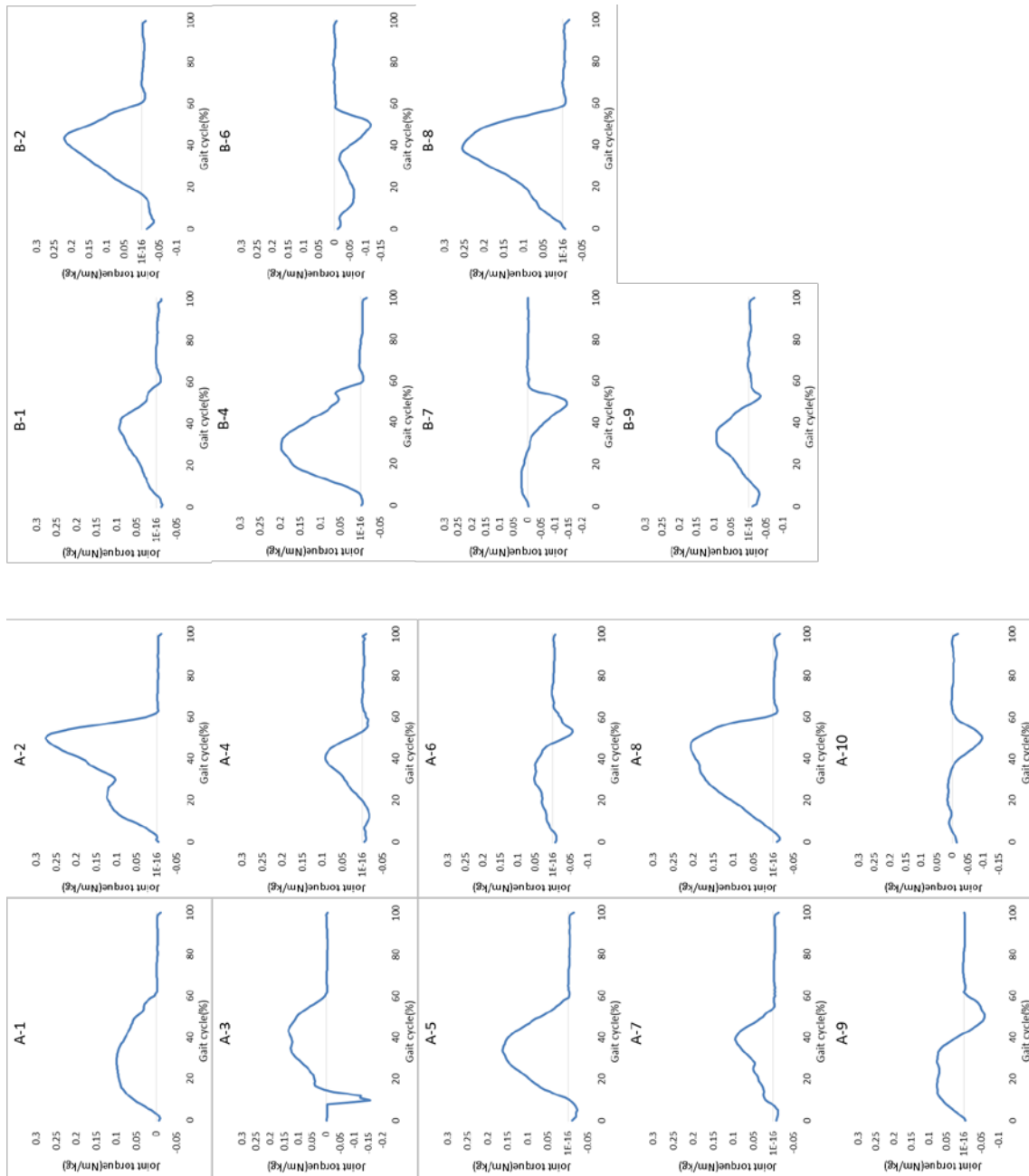
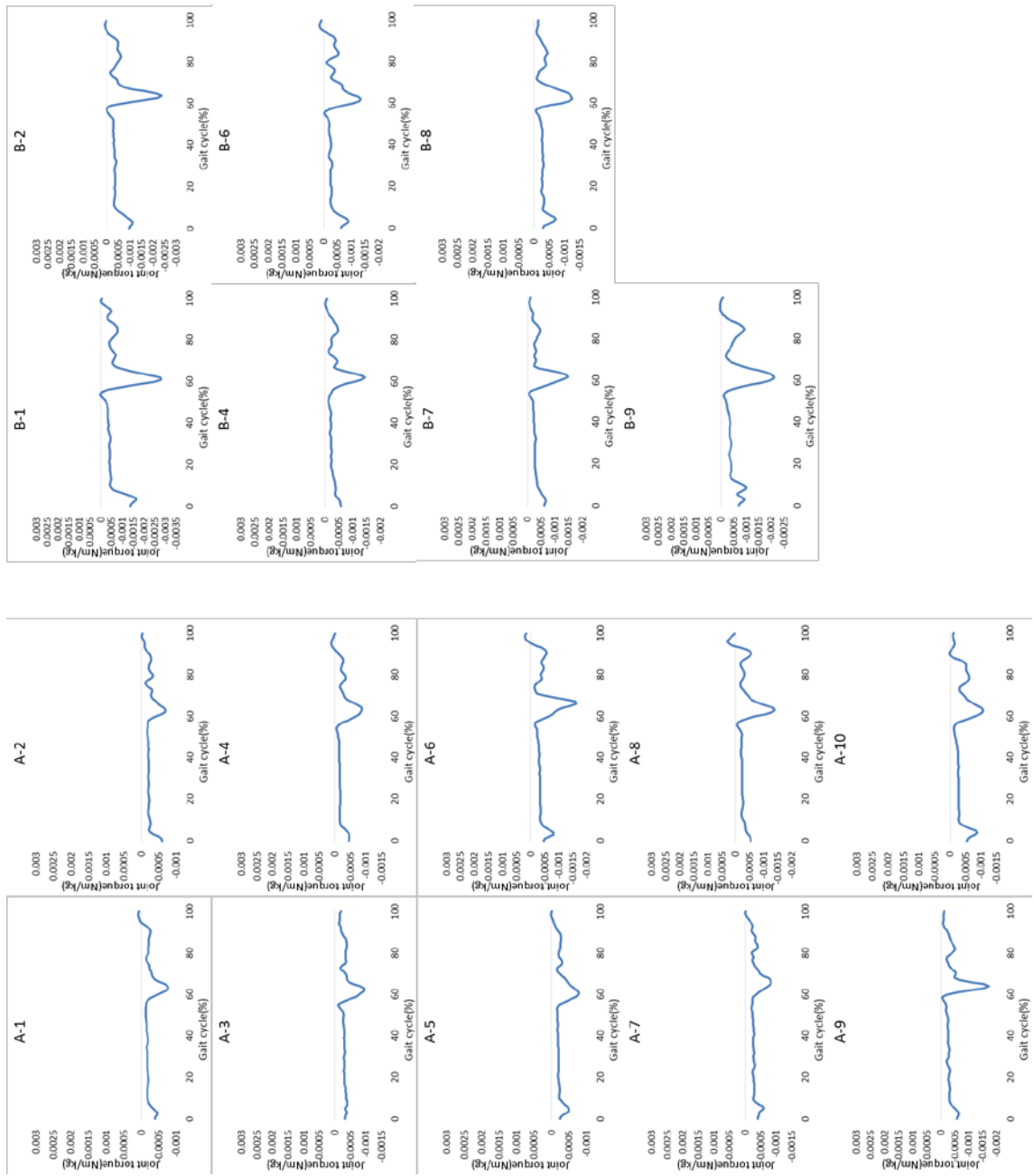


Fig.3-3-4-7 Result of talocrural joint torque of each subject



t

Fig.3-3-4-8 Result of toe joint torque of each subject

### 3.4 考察

#### 3.4.1 時間的・空間的パラメータ

Murray らの提唱した高齢者の歩容特徴のうち①歩行速度の低下(ステップ長と歩調の減少)、②歩隔の増加、③遊脚相の短縮と立脚相の延長について、本実験では被験者に床反力板の大きさに合わせた歩行をしてもらっているため分析は難しい。また、⑤骨盤の回転の減少、⑥肩の前方への振れと肘の後方への伸びの減少についても今回は分析の対象からは除外した。

④上体の上下動の減少と左右動の増加については、本実験において、若年群と比較した高齢群の上下振幅の最小値と最大値の差が小さい傾向を示したこと、高齢群の最大左右振幅が若年群より有意に大きいことなどから、先行研究と同様の傾向が示された。本実験の関節角度の分析結果から、高齢群の歩行一周期の股関節角度は、若年群と比較し屈曲位であった。また、膝関節角度について遊脚相では両群に有意差はなかったものの、立脚相においては高齢群の膝関節は若年群と比較し屈曲位であった。このことは、⑦股関節の開脚度の減少と、⑧遊脚相の膝関節屈曲が減少と同様に、加齢による関節の柔軟性の低下を示したものと考えられる。⑨蹴りだし時に踵部の上昇が小さく、接地時のつま先の上がり減少については、本実験において、遊脚相における高齢群の踵の高さは若年群と比較し有意に低下しており、先行研究を支持する結果が得られた。

つま先高の減少については先行研究において様々な報告がされている。まず、接地時のつま先高は加齢により低下する<sup>13)・18)</sup>ということがいくつかの論文で指摘されている。また Murray<sup>3)</sup>は青年男性と比較した高齢男性のつま先高について、遊脚相前期では高齢男性の方が高いが遊脚相後期は青年男性の方が高くなると報告した。一方、遊脚相のつま先高最下点について、年齢による差はないとする報告もいくつか見受けられる<sup>5)・6)・7)・8)</sup>。本実験では、つま先のマーカだけではなく踵部のマーカの軌跡や、足関節の動きなどから総合的に足部の動きを分析した。最初に、遊脚相の半ばから接地までのあいだに高齢群は足関節

が伸展しており、加えて減速期の高齢群のつま先高は有意に低下し、高齢群は“すり足”の状態で接地していることを捉えた。これは柳川<sup>13)</sup>や菅井<sup>18)</sup>らの報告と一致している。また、Murray<sup>3)</sup>は若年群と比較した高齢群のつま先高について、遊脚相前期では高いが遊脚相後期は低くなるという見解を示したが、本実験では遊脚相前半では両群に差はなく、後期では高齢群が有意に低下したため、Murray らの見解とは一部異なる結果が示された。加速期と遊脚中期のつま先高については、本実験において両群に差はなく、つま先高の最下点について加齢変化はないとする報告<sup>5)・6)・7)・8)</sup>と同様の傾向を捉えた。西澤ら<sup>5)</sup>はつま先高の最下点に加齢変化が認められない要因として、膝関節角度と足関節角度に加齢による変化がみられ両者による代償作用の影響と考察している。今回、遊脚相加速期の膝関節と足関節の角度に両群で有意差は見られなかったが、股関節では両群のあいだに明確な差があった。したがって、西澤らが膝関節と足関節で説明した代償作用が、下肢 3 関節で起こっている可能性が示唆された。

一部解析が及ばなかった部分があるものの、時間的・空間的パラメータについては Murray らをはじめとする先行研究と同様の結果が示された部分も多く、改めて高齢者の歩容特徴を明らかにした。

#### 3.4.2 力学的パラメータ

床反力の結果において、高齢群の立脚相における左右方向の床反力が、若年群と比較し右外側に有意に増加した。このことは、④上体の上下動の減少と左右動の増加について、力学的パラメータの検証からも明らかにしたものと考ええる。第 2 章において、高齢群安定性の低下を捉え、その要因は重心移動能力の低下であると指摘した。高齢群の左右振幅の増加は、高齢群のバランスを調整する能力が低下していることを反映していると考えられる。

接地期において、高齢群の股関節伸展方向のトルクは若年群と比較して高くなった。ま

た、接地期の高齢群の股関節角度の動きは、接地の瞬間から立脚中期までの間に屈曲位へと傾いていっている。これは、上体が前傾している高齢者では上体を支持するために伸展方向へ力をかけ続けなくてはならないためと推察した。

また、つづく立脚中期から推進期において、高齢群の膝関節屈曲トルクは若年群と比較し有意に小さくなった。高齢群の力学的パラメータについての結果で、若年群と比較しメリハリが乏しい波形が示されたものがいくつか見受けられた。歩行中の力学的エネルギーは、位置エネルギーと運動エネルギーが対象的に変化して、全力学的エネルギーは一定に保たれる。この位置エネルギーと運動エネルギーの交換を%Rといい、この%Rは重心上昇と加速に必要な仕事をすべて筋活動に依存した場合 0 になり、重力の利用により効率的に行われるほど値は高くなる。歩行を振子に見立てエネルギーの変換効率を論じた報告は多いが、いずれも高齢者のエネルギー変換効率の低下を指摘している<sup>19)・20)・21)</sup>。小宅ら<sup>22)</sup>は若年者と比較した高齢者のエネルギー交換率が乏しい要因として、高齢者は立脚相初期にすでに膝関節の屈曲が強く、その後続く膝関節屈曲運動を確保できないことにあると指摘した。本実験の結果では、立脚相における高齢群の膝関節角度は若年群と比較して屈曲位であった。加えて、股関節角度においても高齢群は若年群と比較し屈曲位を示しており、関節可動域の減少や関節の柔軟性の低下によって、スムーズなエネルギー交換がなされず、接地時の過剰な負荷や、膝関節での推進力の低下、メリハリの乏しい波形の出現につながっていくと推察される。

金ら<sup>23)</sup>は、若年者を対象とした歩行動態の分析を行い、歩行速度が増加しても足関節モーメントピーク値の増加が見られないとし、足関節モーメントが歩行の際の推進力だとする説に対し異を唱えた。本研究の結果において、両群の推進期から加速期の足関節トルクに有意差はなかった。対して、同時期の足趾関節トルクは高齢群が若年群を有意に下回った。このことから、歩行の推進は足関節より足趾関節で発揮される力の影響が大きいと考えられる。また、蹴り出し時の高齢群の足趾関節伸展トルクが小さいことや、高齢群の踏



み切り動作が小さいことを総合的に捉えると、高齢群の蹴り出し力の低下が明らかとなった。

### 3.5 要約

高齢女性と若年女性の 2 群を対象に、三次元動作解析装置と床反力計を用いて、素足歩行時の動態解析を行った。解析項目は上下・左右の最大振幅、つま先高と踵部の上下軌跡、下肢関節角度、床反力、関節トルクである。

主たる結果は以下の通りである。

1. 高齢群の体幹部マーカの左右振幅は若年群と比較し大きく、これは高齢群の安定性の低下を反映している。
2. 高齢群の股関節角度は若年群と比較し屈曲位であり、この要因は上体の前傾によるものと考えられた。
3. 立脚相における高齢群の膝関節角度は若年者と比較し屈曲位であった。
4. 高齢群は接地時に足関節が伸展したいわゆる“すり足”で接地していた。
5. 高齢群は足関節を伸ばしきれず、踵部が低下していることから蹴り出しの動作が小さくなっていることが示唆された。
6. 接地期の股関節屈曲トルクについて、若年群と比較した高齢群の値は高くなり、上体が屈曲位の高齢群では伸展方向に力をかけて接地時に姿勢を保持している。
7. 膝関節屈曲トルクについて、高齢群では立脚中期に値の上昇が見られず、膝を柔軟に使った推進がなされていない。この要因は立脚相における高齢群の膝関節角度の屈曲であると考えられる。
8. 加速期の高齢者の足趾関節伸展トルクは若年群と比較し有意に小さく、推進において足趾関節で発揮される力の低下が示された。

引用文献

- 1) M. P. Murray, A. B. Drought, R. C. Kory : Walking Patterns of Normal Men, J. of Bone and Joint Surg. , 46-A-2, 335-360 (1964)
- 2) M. P. Murray : Gait as a Total Pattern of Movement, Am. J. of Phys. Med. , 46 - 1, 293-333(1967)
- 3) M. P. Murray, Ross C. Kory, Bertha H. Clarkson : Walking patterns in healthy old man. , J Gerontol, 24, 169-178(1969)
- 4) 高橋隆宜, 山田富美雄, 宮野道雄 : 高齢者と若年者の歩行動作時の左右動揺 - 歩行動作解析を用いた検討 -, 日本生理人類学会誌, 15(1), 9-16(2010)
- 5) 西澤哲, 長崎浩, 古名丈人, 奥住秀之, 杉浦美穂, 伊東元, 藤田祐樹 : 地域高齢者を対象にした歩行時のフットクリアランスに関する研究, バイオメカニズム, 14, 69-79(1998)
- 6) 相馬正之, 吉村茂和, 寺澤泉 : 高齢者における最小拇指 - 床間距離とつまずきの関係について -, 理学療法科学, 30(2), 332(2003)
- 7) 相馬正之, 吉村茂和, 寺澤泉 : 歩行時における最小拇趾・床間距離の加齢の影響について, 理学療法科学, 31(2), 199 - 123(2004)
- 8) 田中ひかる, 佐川和則, 淵本隆文 : 高齢者の転倒予防に関する基礎的研究-女性の自然歩行における爪先高に着目して-, 近畿大学健康スポーツ教育センター研究紀要, 8(1), 55-62(2009)
- 9) 山岸豪, 徳田哲男 : 老人歩行-光学的分析による-, 日本リハビリテーション医学会誌, 12(2), 97-104(1975)
- 10) 長崎浩 : 老人の歩行, バイオメカニズム学会誌, 19(3), 148 - 152(1995)
- 11) 徳田哲男 : 老人の歩行, 日本工学, 13(5), 219-222(1977)
- 12) 杉浦美穂, 長崎浩, 古名丈人, 奥住秀之 : 地域高齢者の歩行能力-4年間の縦断変化-,

体力科学, 47(4), 443-452(1998)

- 13) 柳川和優, 磨井祥夫, 安陪大治郎, 渡部和彦: 青年と高齢者における歩行動作の比較 - 足部の運動特性に着目して -, 体力科学, 47(1), 131 - 141(1998)
- 14) 湯海鵬, 豊島進太郎, 岡本敦, 川端昭夫, 星川保: 8年間における高齢者の歩行動作の変化, バイオメカニズム学会誌, 31(1), 51-55(2007)
- 15) 藤元喜, 山城由華吏, 上野加奈子, 金憲経: シート式圧力センサーを用いて計測した歩容左右差による年齢の推定, 日本生理人類学会誌, 18(3), 125-132(2013)
- 16) 岡田英孝, 今村美由起, 阿江通良, 藤井 範久: 高齢者の歩行における年齢および速度の下肢関節トルクへの影響, 体力科学, 45(6), 838(1996)
- 17) 高見正利, 福井圀彦: 床反力計による健常者歩行の研究・特に年齢および性別による違いについて-, 日本リハビリテーション医学会誌, 24(2), 93-101(1987)
- 18) 菅井清美: 足部の動きに関する研究, 日本繊維製品消費科学会, 2013 年年次大会・研究発表要旨, 55(2013)
- 19) 森本 剛史, 淵本隆文, 金子公有, 木村みさか: 中高年の自由歩行における「振子効率」とパワー , 日本体育学会大会号, 44A, 379(1993)
- 20) 淵本隆文, 田中ひかる, 金子公有: 高齢女性の歩行運動におけるパワーと効率・振子モデルの力学的効率を中心に-, 日本体育学会大会号, 48, 21 - 28(1997)
- 21) 田中ひかる, 淵本隆文, 木村みさか, 金子公有: 高齢者の歩行運動における振子モデルのエネルギー変換率, 体力科学, 52(5), 621-630(2003)
- 22) 金承革, 福井勉, 関屋ノボル, 高橋正明, 玉利光太郎, 大成幹彦: 下肢関節モーメントの歩行速度への寄与 - 速い速度での歩行に寄与する筋群の調査 -, バイオメカニズム学会誌, 25(1), 29 - 35(2001)
- 23) 小宅一彰, 三和真人: 高齢者の歩行において重力の利用を低下させる要因, 理学療法科学, 37(2), 70-77(2010)

## 第4章

# 高齢群と若年群における 靴の履用効果の比較

#### 4.1 緒言

高齢者と履物の関係についての研究は、加齢による足部形状の変化やフィッティングなどを中心におこなわれてきた。土肥ら<sup>1)</sup>は高齢者の足囲は大きくなる傾向を示し、高齢者靴の設計にはそうした点をカバーする要素が必要だと述べている。しかし、履物は屋外での活動の際に使用されるものがほとんどであり、その評価としては履き心地のみならず、歩行やその他の動作への適応性も考えなくてはならない。

歩行時や動作時における履物の影響を検討した報告としては、第 3 章において述べた三次元動作解析の手法を用いたものも少なくない。特に、ヒール靴などの特殊な形状の靴による影響を検討した研究はいくつか行われてきた<sup>2)・3)・4)・5)・6)</sup>。しかし、こうした研究で対象とされている履物は、主に若い女性のあいだで用いられる履物であり、高齢者が実生活で履用しているものとは大きく異なっている。したがって、高齢者が日常生活でどのような履き物を用いることが適当であるかを検討する有用なデータは未だ不十分である。高齢者が実生活で用いている履き物に近い試料で、動態力学的に靴の履用効果を検討した報告はほとんど見受けられない。

そこで第 4 章では、第 3 章と同様に三次元動作解析装置による手法を用いて、高齢群と若年群の二つの群を対象に、靴履用時の歩容特徴を分析する。試料には、女性用のヒール靴 1 種とヒールのない履物 3 種を選定した。いずれの試料も市販されているもののなかで一般的な形のものを選んだ。これらを用いて、世代による靴履用が歩行へ及ぼす影響の差を分析するとともに、履物を用いることの影響が世代によりどのように異なるかを検討する。

## 4.2 高齢者の靴履用時の三次元動作解析

### 4.2.1 被験者

被験者は高齢群と若年群の 2 つのグループから構成される。第 3 章の被験者とは高齢群で 2 名が、若年群では 1 名が入れ替わっている。高齢群は日常的な歩行や動作に支障がなく、補助者なしで実験に参加できる 70 歳以上の女性 10 名であり、若年群は本学の健康な成人女性 10 名である。両群の身体特性を Tab.4-2-1 に示す。厚生労働省の平成 24 年度「国民健康・栄養調査」によると、高齢群の平均年齢に相当する 75-79 歳の平均身長は 148.9(±5.7)cm、平均体重は 51.3(±8.5)kg である。若年群の平均年齢に相当する 22 歳では、平均身長が 157.4(±5.1)cm、平均体重が 51.1(±8.3)kg である。本実験の被験者群は、若年群で身長と体重がやや平均を上回るが、比較的各世代の平均値に近い特性の集団であると言える。

Table4-2-1 Physical characteristics of subjects

Elderly								
ID	Age	Higt(cm)	Wight(kg)	BMI	Girth(cm)		Width (cm)	
					Right	Left	Right	Left
A-1	80	146.3	47.0	22.0	21.6	21.9	10.3	10.0
A-2	73	149.4	49.3	22.1	22.8	22.7	8.8	9.7
A-4	70	155.4	57.4	23.8	23.0	23.4	8.9	8.9
A-5	71	149.4	48.3	21.6	21.4	21.7	9.9	9.5
A-6	77	149.7	44.9	20.0	23.9	24.1	10.0	9.9
A-7	83	148.7	48.8	26.8	22.9	22.2	9.6	10.3
A-8	76	156.3	59.7	24.4	22.9	23.1	10.5	10.6
A-9	75	153.2	62.9	22.1	24.4	24.0	10.9	10.8
A-11	78	150.0	53.1	23.6	22.8	23.0	10.2	9.8
A-12	80	150.4	43.2	19.1	22.2	22.6	9.4	10.2
MEAN	76.3	150.9	51.5	22.6	22.8	22.9	9.8	10.0
STDEV	4.2	3.1	6.6	2.2	0.9	0.8	0.7	0.6
Young								
ID	Age	Higt(cm)	Wight(kg)	BMI	Girth(cm)		Width (cm)	
					Right	Left	Right	Left
B-1	22	165.9	55.8	20.3	26.5	26.4	10.4	10.4
B-2	24	168.6	60.4	21.2	25.7	25.5	9.9	10.1
B-3	23	162.9	58.3	22.0	23.9	24.2	10.3	10.2
B-4	22	160.5	44.3	17.2	22.6	22.5	9.9	9.3
B-5	24	157.7	49.6	19.9	24.4	24.6	10.5	10.2
B-6	21	164.6	54.1	20.0	24.1	23.9	9.7	9.7
B-8	22	155.1	58.6	24.4	23.1	22.8	9.3	9.4
B-9	22	143.8	39.9	19.3	23.3	22.1	9.5	9.4
B-10	23	171.6	58.9	20.0	24.5	24.5	10.5	10.1
B-11	22	155.4	51.1	21.2	21.7	22.0	9.4	9.7
MEAN	22.5	160.6	53.1	20.6	24.0	23.9	9.9	9.8
STDEV	1.0	8.0	6.8	1.9	1.4	1.5	0.5	0.4

## 4.2.2 実験方法

### 4.2.2.1 試料

試料は、性別年齢問わず利用される形状の履物としてヒールのない種類と、女性が利用する靴としてヒール高 3 cmの中ヒールパンプスとした。ヒールのない履物は、靴底の形状が異なる 3 種を選定し、靴底のフラットな高齢者用シューズ、スポーツ用スニーカー、靴底にバランスボール状のデザインを施したトーニングシューズをとした。いずれの試料も市販されているものの中で一般的な形のものを選んだ。Table.4-2-2 には各試料の詳細について示し、試料のサイズや重さについては Table.4-2-3 に示した。

### 4.2.2.2 測定手順

使用機器は、三次元動作解析システム(Motion Analysis 社)と床反力計(有限会社 AMII JAPAN/日本、AMTI 社/米国)で、使用ソフトウェアは EVaRT(Motion Analysis 社)である。使用したカメラは 8 台で、フレームレイトは 100/秒とした。

基本的な手順は第三章と同様である。被験者の着衣条件はキャミソールとスパッツとし、三次元動作解析による測定の前に、身長体重計(株式会社タニタ)と生足形状 3 次元計測装置 Shoe Max(有限会社じゃ・ネット)により被験者の身体特性を計測した。

次に、被験者の身体に 39 点の赤外線反射マーカを貼付した。マーカの貼付位置については第 3 章と同様である。

歩行動作の収録の前に静止姿勢を収録した。歩行動作では、被験者は歩行路の上の反力板一枚につき一歩が乗るように歩行を行ってもらうため、被験者が慣れるまで練習をしてもらった。歩行のテンポ自由とした。試料の順番は、ランダム表を作成しそれに則り測定を行った。



Table4-2-2 Samples used in this experiment

詳細	試料画像			
靴種:高齢者用シューズ 商品名・品番・販売元 快歩主義(マジックテープタイプ)・KQ-CMX-W0353・ 株式会社アサヒコーポレーション サイズ:22.0、23.0、24.0、25.0				
靴種:スニーカー 商品名・品番・販売元 moonstar・株式会社ムーンスター サイズ:22.0、23.0、24.0、25.0				
靴種:トーンングシューズ 商品名・品番・販売元 Reebokイージートーン / V51079 サイズ:23.0、24.0、25.0				
靴種:パンプス 商品名・品番・販売元 PRET-Aオフィスシリーズ・4390・株式会社成和 サイズ:22.0、23.0、24.0、24.5				

Table4-2-3 Size of each sample

試料 Sample	サイズ Size	重量 Weight(g)	足長 Length(cm)	足囲 Premeter(cm)	足幅 Width(cm)	ソール厚 Thickness of the sole(cm)			つま先上がり Toe rise(cm)
						踵部 Heel	つま先 Toe	Heel-Toe	
高齢者用シューズ Shoes for elderly	22.0	169	23.2	22.6	8.3	1.9	0.5	1.4	2.0
	23.0	176	24.3	22.2	8.6	2.0	0.5	1.5	2.0
	24.0	188	25.3	23.5	8.8	2.0	0.5	1.5	2.0
	25.0	198	26.3	24.2	9.5	2.0	0.5	1.5	2.0
スニーカー Sneaker	22.0	251	24.0	28.8	9.9	3.0	1.3	1.7	3.0
	23.0	261	25.1	28.3	9.9	3.0	1.3	1.7	3.0
	24.0	299	26.3	31.6	10.7	3.2	1.3	1.9	3.0
トーンングシューズ Toning shoes	25.0	301	27.0	31.5	11.0	3.2	1.3	1.9	3.0
	23.0	346	25.8	29.1	10.9	3.2	1.5	1.7	2.0
	24.0	315	26.6	27.9	10.4	3.5	1.9	1.6	2.5
パンプス Pumps	25.0	331	27.5	27.7	10.4	3.7	1.9	1.8	2.5
	22.0	184	24.1	21.1	8.2	4.0	1.0	3.0	2.0
	23.0	191	25.2	22.3	8.3	4.1	1.0	3.1	2.0
	24.0	202	26.6	23.5	8.8	4.3	1.0	3.3	2.0
	24.5	207	26.2	22.5	8.7	4.6	1.0	3.6	2.0

#### 4.2.2.3 解析

解析に使用したソフトウェアは、データ統合解析プログラム Kine Analyzer(キッセイコムテック株式会社、以下 Kine)と筋骨格モデリングウェア SIMM(Musculo Graphics 社、以下 SIMM)である。Kine では、関節角度、床反力、マーカ軌跡を解析し、SIMM では関節負荷量を算出した。解析の手法および解析項目、定義、算出式については第 3 章と同様である。

#### 4.2.2.4 統計処理

統計処理には統計解析ソフトエクセル統計を用いた。両群の各測定項目の平均値の検定では Student の t 検定をおこなった。また、各試料間の検定には一元配置の分散分析(one-way ANOVA)による多重比較を行った。いずれも危険率 5%未満を有意水準とした。

なお、本実験は本学の倫理委員会の承認を得たものである。承認番号は S13A04 である。

## 4.3 結果

### 4.3.1 マーカの軌跡

解析項目については第三章と同様に、頭頂点、右の肩先点、右の腸稜点の上下・左右方向の振幅軌跡を分析した。各ポイントに貼付したマーカの名称は頭頂点が **Top.Head**、肩先点が **R.Shoulder**、腸稜点は **R.Asis** であり、グラフの表記にはマーカの名称を用いた。

Fig.4-3-1-1 には、両群の頭頂点、肩先点、腸稜点のマーカの左右方向の振幅軌跡の平均値を示した。第四章のグラフ中には、第三章で示した素足歩行のデータも併せて点線で表示した。各ポイントの左右方向の最大振幅のピーク値について、群ごとにピーク値の有意差検定を行い、Table.4-3-1-1 にその結果を示す。

高齢群の左右振幅については、頭頂点ではスニーカー履用時、肩先点ではスニーカーとトーニングシューズ履用時に、素足歩行との間に有意差があった。しかし、その他の項目について有意差は見られず、靴履用の効果は限定的であった。対して、若年群においては頭頂点、肩先点、腸稜点の 3 点で全ての試料で素足歩行との間に有意差が示され、靴の履用による左右動揺の増加が明らかになった。

Fig.4-3-1-2 には、両群の頭頂点、肩先点、腸稜点の上下振幅の軌跡を示した。Fig.4-3-1-1 と同様に、グラフ中の部位の表記にはマーカの名称を用いた。頭頂点が **Top.Head**、肩先点が **R.Shoulder**、腸稜点は **R.Asis** である。

上下振幅は、両群ともに二つのピークが出現する二峰性の軌跡を描いた。立脚中期と遊脚中期に表れるピーク値と、推進期の振幅減少時の 3 点について、グラフ中に # で示し、群ごとにそれぞれのポイントの平均値について有意差検定を行い、Table.4-3-1-2 にその結果を示す。

高齢群では、高齢者用シューズ履用時に遊脚中期の頭頂点と肩先点で素足歩行との間に有意差が示されたが、その他の項目については靴履用の効果は見られなかった。若年群では、高齢者用シューズ履用時に遊脚中期の頭頂点において素足歩行との間に有意差があっ

た。そのほかのポイントにおいて、若年群では素足歩行との間に有意差はないが、特にパンプス履用時の振幅がほかの試料に比べて大きくなっていることがうかがえる。

Fig.4-3-1-3 には、両群のつま先と踵部に貼付したマーカの上下振幅軌跡を示した。マーカの名称はつま先が R.Toe で、踵部が R.Heel であり、グラフ中の表記にはマーカ名を用いた。遊脚相のつま先高は加速期と減速期にピークが現れる二峰性の波形を示し、遊脚中期には最下点を通る。また、踵部は加速期にのみピークが出現する。それぞれのポイントについてグラフ中に#で示し、Table.4-3-1-2 には各ポイントの有意差検定の結果を示した。

若年群のつま先高は、有意差は無かったが加速期のピークで上昇する傾向が見られた。また、減速期のピークではパンプス以外の試料で素足歩行時と比較し有意に上昇した。高齢群のつま先高は、加速期ピークと遊脚中期の最下点において、多くの試料で素足歩行との間に有意差があった。しかし加速期ピークが上昇するものと下降するものがあり、靴履用の効果は一定ではなかった。減速期において、素足歩行時と比較し靴履用時につま先高が上昇する傾向は若年群と共通していた。両群ともに靴履用時に踵部の加速期におけるピークが上昇する傾向が示されたが、高齢群の方が有意差のあった試料は多くなった。これは、高齢群の踵部高さが素足歩行時にすでに低下していたため、靴履用時との差が大きかったものと考えられる。

Fig.4-3-1-4～11 には、各被験者のマーカ軌跡のデータを示した。

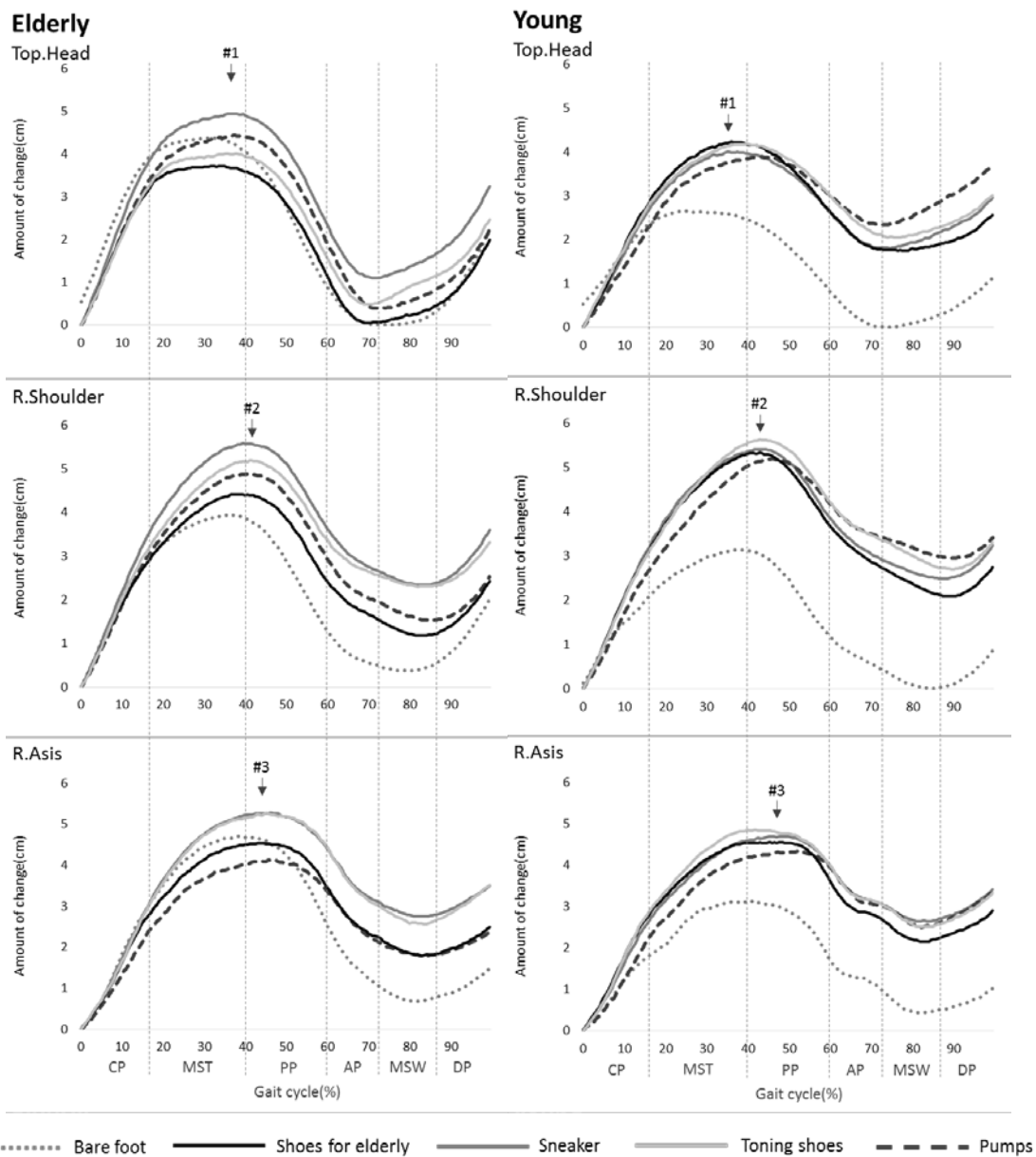


Fig.4-3-1-1 Locus of right and left direction during one gait cycle  
(Elderly n=10, Young n=10)

Table4-3-1-1 Statistical significance test of trajectory of right and left direction

\* :  $P < 0.05$ , \*\* :  $P < 0.01$

Top.head

Elderly		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#1	Bare foot	Shoes for elderly	4.04	3.99	0.462	
		Sneaker	4.04	5.15	0.038	*
		Toning shoes	4.04	4.32	0.328	
		Pumps	4.04	4.59	0.246	

Young		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#1	Bare foot	Shoes for elderly	2.34	4.45	0.001	**
		Sneaker	2.34	4.31	0.003	**
		Toning shoes	2.34	4.45	0.000	**
		Pumps	2.34	4.49	0.014	*

R.Shoulder

Elderly		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#2	Bare foot	Shoes for elderly	4.07	4.54	0.231	
		Sneaker	4.07	5.67	0.008	**
		Toning shoes	4.07	5.32	0.038	*
		Pumps	4.07	4.98	0.099	

Young		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#2	Bare foot	Shoes for elderly	3.08	5.40	0.004	**
		Sneaker	3.08	5.54	0.002	**
		Toning shoes	3.08	5.68	0.002	**
		Pumps	3.08	5.39	0.010	*

R.ASIS

Elderly		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#3	Bare foot	Shoes for elderly	4.82	4.65	0.376	
		Sneaker	4.82	5.43	0.113	
		Toning shoes	4.82	5.45	0.117	
		Pumps	4.82	4.73	0.443	

Young		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#3	Bare foot	Shoes for elderly	3.23	4.73	0.006	**
		Sneaker	3.23	4.92	0.001	**
		Toning shoes	3.23	4.93	0.002	**
		Pumps	3.23	4.75	0.029	*

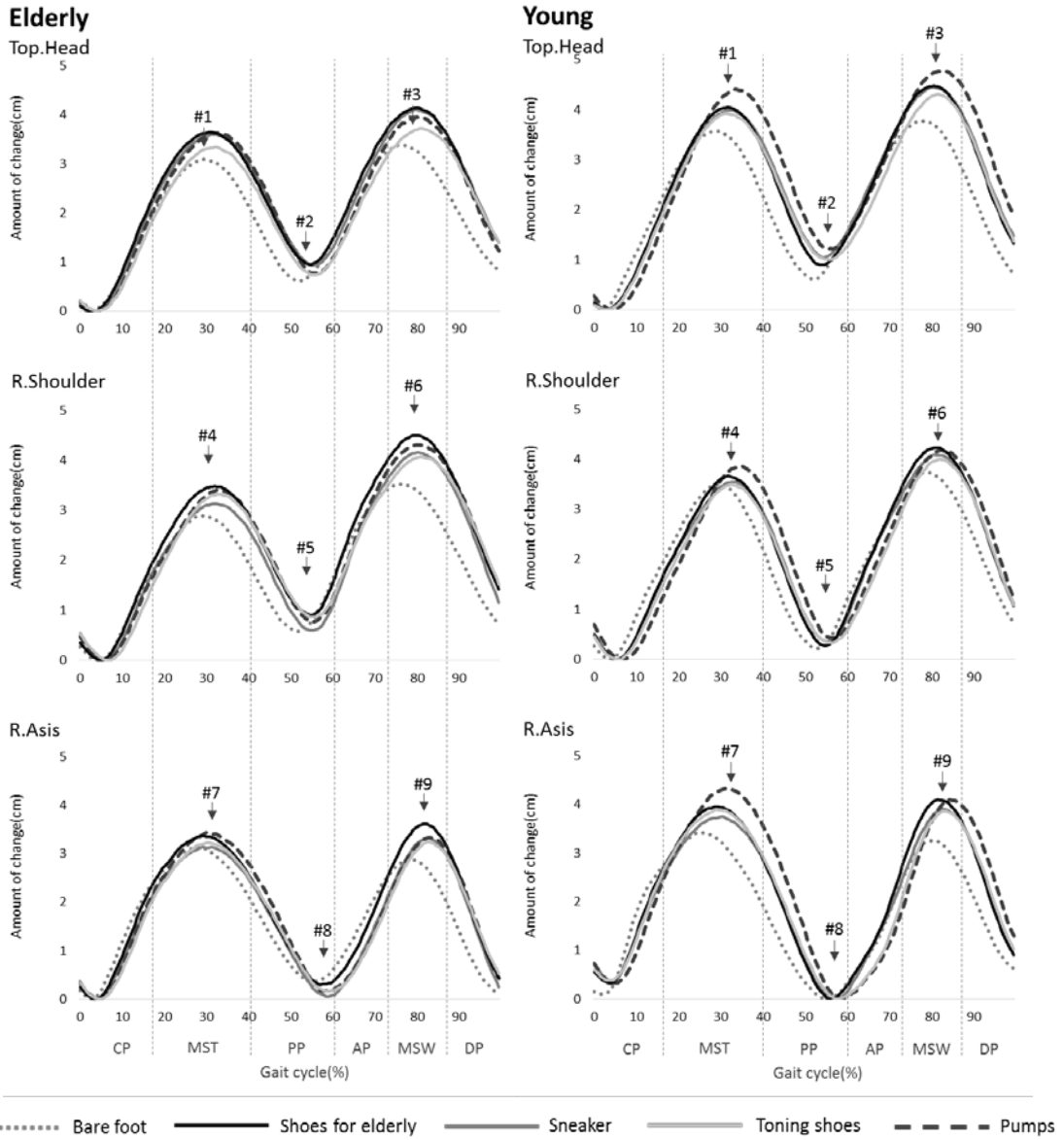


Fig.4-3-1-2 Locus of above and under direction during one gait cycle (Elderly n=10, Young n=10)

Table4-3-1-2 Statistical significance test of of trajectory of above and under direction

\* :  $P < 0.05$ 、\*\* :  $P < 0.01$

Top.head

Elderly						Young					
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#1	Bare foot	Shoes for elderly	3.06	3.58	0.104	#1	Bare foot	Shoes for elderly	3.51	3.97	0.086
		Sneaker		3.47	0.140			Sneaker		3.87	0.180
		Toning shoes		3.17	0.403			Toning shoes		3.94	0.114
		Pumps		3.47	0.171			Pumps		4.15	0.055
#2	Bare foot	Shoes for elderly	0.36	0.82	0.166	#2	Bare foot	Shoes for elderly	0.47	0.70	0.258
		Sneaker		0.73	0.390			Sneaker		0.84	0.186
		Toning shoes		0.49	0.221			Toning shoes		0.86	0.179
		Pumps		0.55	0.424			Pumps		0.92	0.159
#3	Bare foot	Shoes for elderly	3.35	4.07	0.044 *	#3	Bare foot	Shoes for elderly	3.71	4.39	0.038 *
		Sneaker		3.96	0.083			Sneaker		4.31	0.094
		Toning shoes		3.55	0.323			Toning shoes		4.24	0.087
		Pumps		3.77	0.165			Pumps		4.57	0.053

R.Shoulder

Elderly						Young					
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#4	Bare foot	Shoes for elderly	2.66	3.19	0.100	MST	Bare foot	Shoes for elderly	3.29	3.21	0.418
		Sneaker		2.62	0.470			Sneaker		3.09	0.294
		Toning shoes		2.83	0.369			Toning shoes		3.09	0.302
		Pumps		2.97	0.238			Pumps		3.19	0.412
#5	Bare foot	Shoes for elderly	0.24	0.53	0.269	PP	Bare foot	Shoes for elderly	-0.10	-0.26	0.261
		Sneaker		-0.01	0.306			Sneaker		-0.19	0.355
		Toning shoes		0.30	0.445			Toning shoes		-0.17	0.445
		Pumps		0.24	0.498			Pumps		-0.29	0.268
#6	Bare foot	Shoes for elderly	3.33	4.19	0.031 *	MSW	Bare foot	Shoes for elderly	3.50	3.79	0.168
		Sneaker		3.64	0.246			Sneaker		3.61	0.365
		Toning shoes		3.59	0.308			Toning shoes		3.58	0.407
		Pumps		3.86	0.138			Pumps		3.51	0.493

R.ASIS

Elderly						Young					
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value
#7	Bare foot	Shoes for elderly	3.03	3.17	0.353	#7	Bare foot	Shoes for elderly	3.49	3.45	0.456
		Sneaker		2.84	0.312			Sneaker		3.07	0.161
		Toning shoes		2.92	0.387			Toning shoes		3.35	0.371
		Pumps		3.11	0.419			Pumps		3.64	0.377
#8	Bare foot	Shoes for elderly	-0.05	0.03	0.429	#8	Bare foot	Shoes for elderly	-0.32	-0.68	0.179
		Sneaker		-0.34	0.295			Sneaker		-0.88	0.066
		Toning shoes		-0.21	0.371			Toning shoes		-0.71	0.158
		Pumps		-0.22	0.383			Pumps		-0.75	0.132
#9	Bare foot	Shoes for elderly	2.80	3.38	0.069	#9	Bare foot	Shoes for elderly	3.17	3.63	0.195
		Sneaker		2.99	0.314			Sneaker		3.22	0.462
		Toning shoes		2.92	0.373			Toning shoes		3.31	0.390
		Pumps		3.03	0.286			Pumps		3.42	0.327



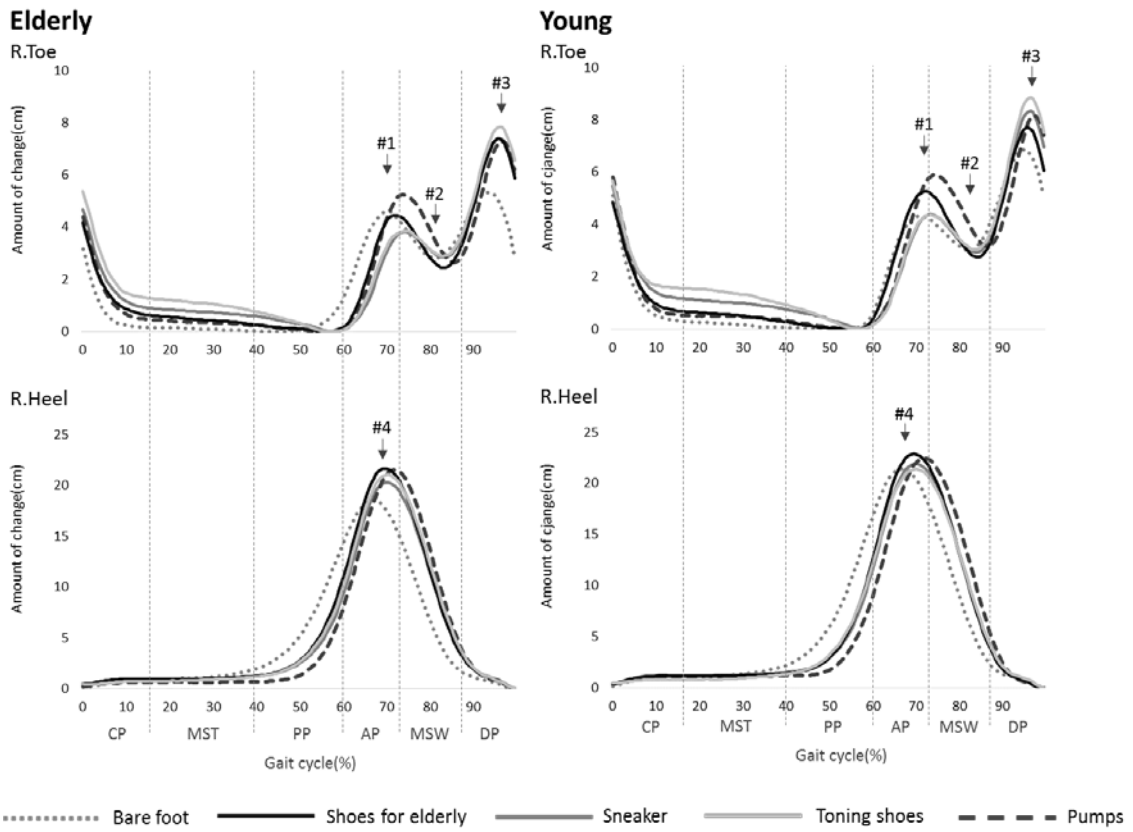


Fig.4-3-1-3 Locus of trajectory of toe and heel during one gait cycle  
(Elderly n=10, Young n=10)

Table4-3-1-3 Statistical significance test of trajectory of toe and heel

\* :  $P < 0.05$ , \*\* :  $P < 0.01$

Toe							Young						
Elderly							Young						
	1	2	Mean1	Mean2	p-value			1	2	Mean1	Mean2	p-value	
#1	Bare foot	Shoes for elderly	1.69	0.36	0.008	**	#1	Bare foot	Shoes for elderly	-0.70	0.55	0.050	
		Sneaker		-0.79	0.000	**			Sneaker		-1.01	0.325	
		Toning shoes		-1.41	0.000	**			Toning shoes		-1.27	0.186	
		Pumps		1.08	0.085				Pumps		0.26	0.066	
#2	Bare foot	Shoes for elderly	-0.79	-1.81	0.009	**	#2	Bare foot	Shoes for elderly	-2.28	-2.21	0.458	
		Sneaker		-1.91	0.019	*			Sneaker		-2.63	0.291	
		Toning shoes		-2.59	0.001	**			Toning shoes		-2.70	0.246	
		Pumps		-1.77	0.015	*			Pumps		-2.73	0.221	
#3	Bare foot	Shoes for elderly	2.66	3.29	0.049	*	#3	Bare foot	Shoes for elderly	1.85	2.95	0.006	**
		Sneaker		2.79	0.395				Sneaker		2.97	0.018	*
		Toning shoes		2.56	0.414				Toning shoes		3.20	0.003	**
		Pumps		2.97	0.274				Pumps		2.44	0.102	

Heel							Young						
Elderly							Young						
	1	2	Mean1	Mean2	p-value			1	2	Mean1	Mean2	p-value	
#4	Bare foot	Shoes for elderly	19.17	21.30	0.007	**	#4	Bare foot	Shoes for elderly	21.44	22.70	0.019	*
		Sneaker		20.27	0.080				Sneaker		21.73	0.324	
		Toning shoes		20.76	0.019	*			Toning shoes		21.09	0.284	
		Pumps		21.58	0.005	**			Pumps		22.49	0.064	

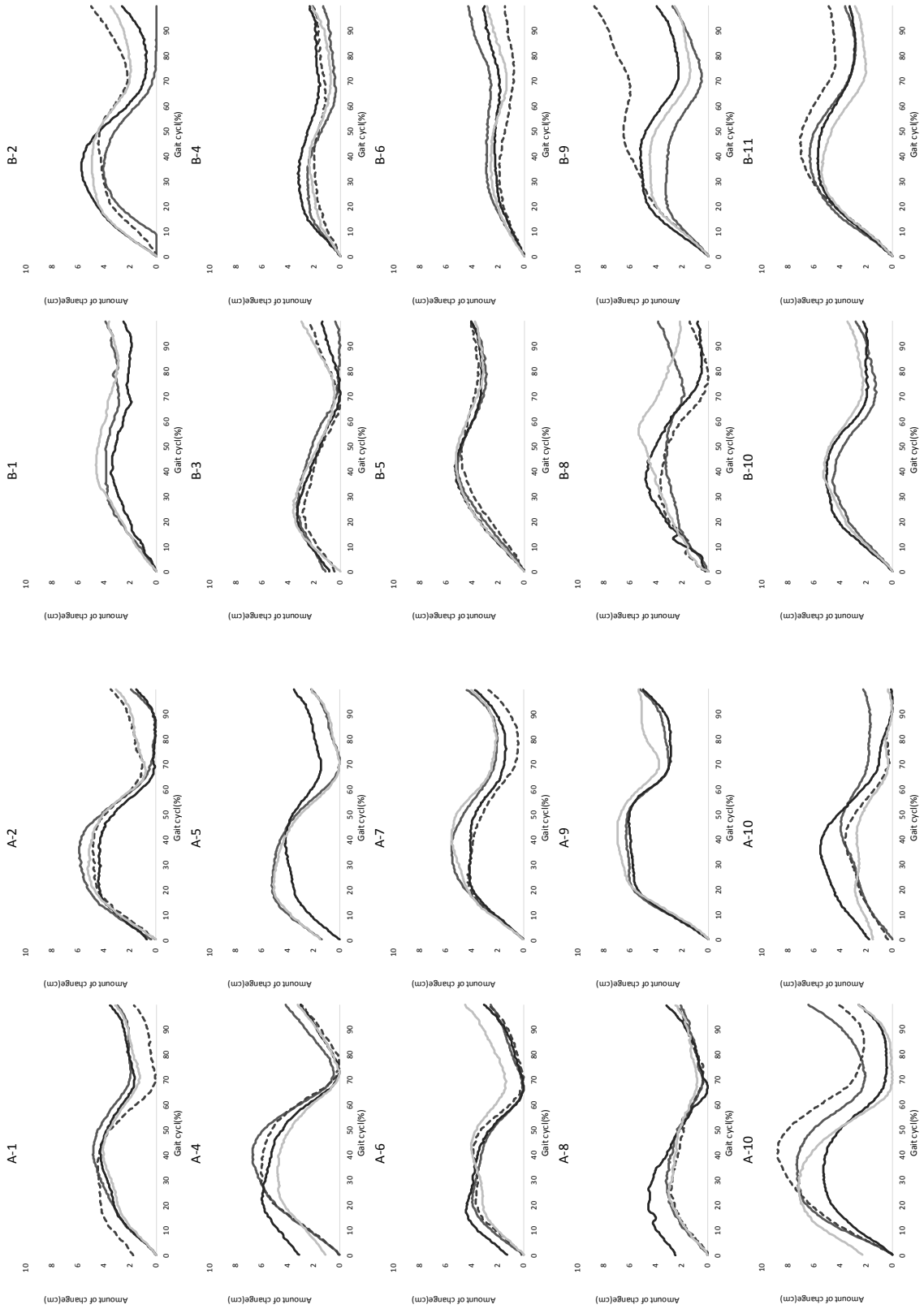


Fig.4-3-1-4 Result of Locus of right and left direction of Top.Head of each subject

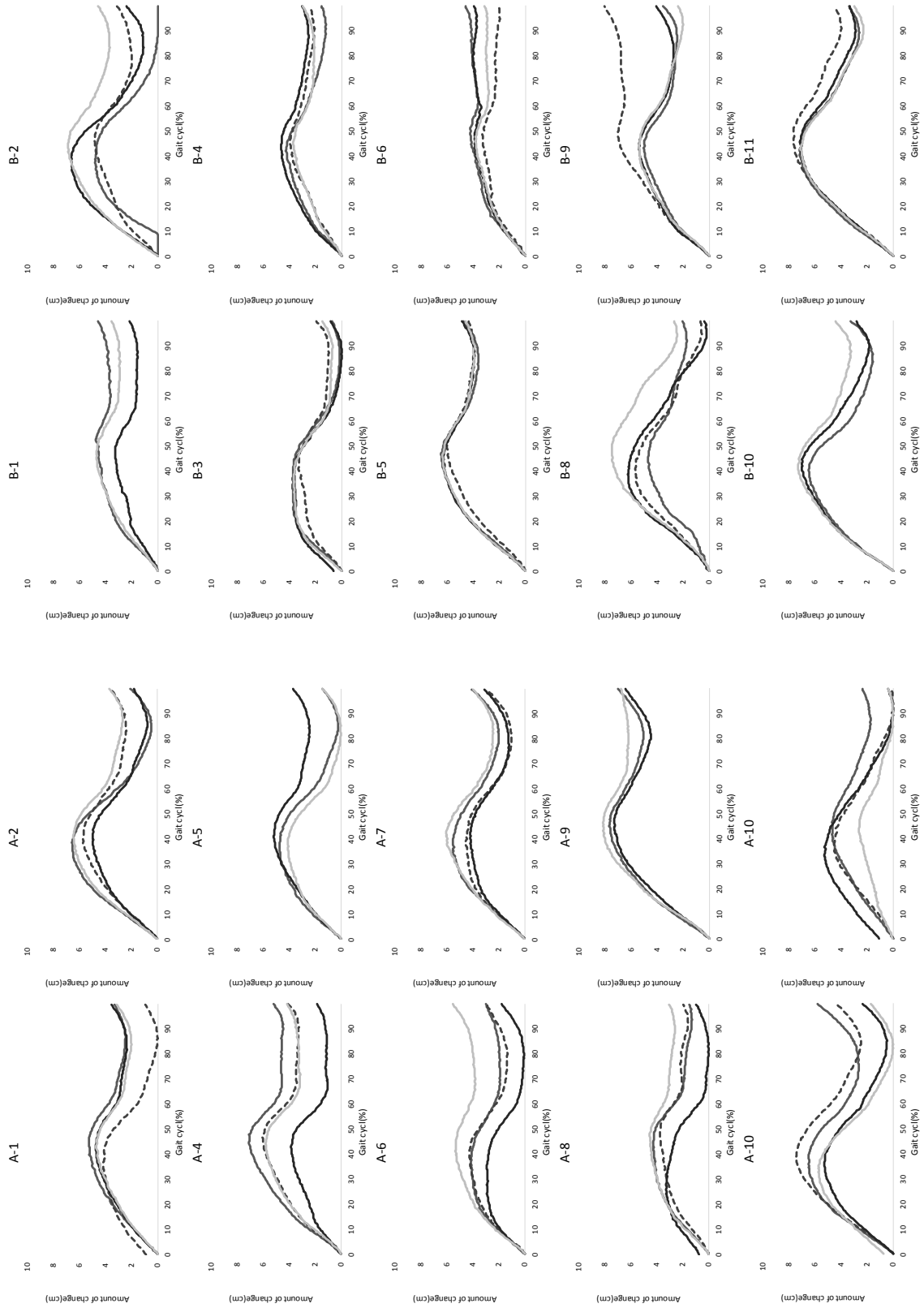


Fig.4-3-1-5 Result of Locus of right and left direction of R.Shoulder of each subject

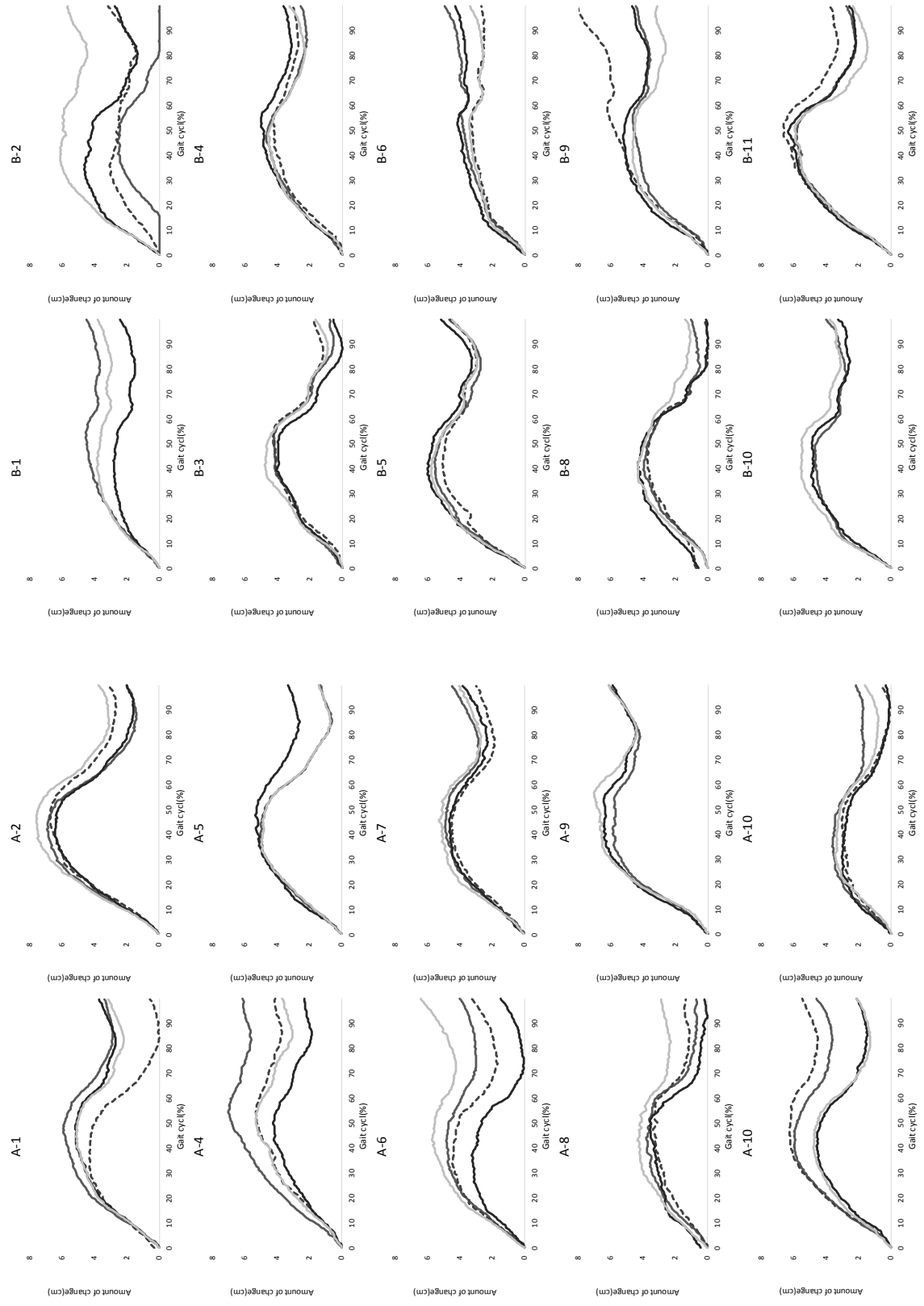


Fig.4-3-1-6 Result of Locus of right and left direction of R.Asis of each subject

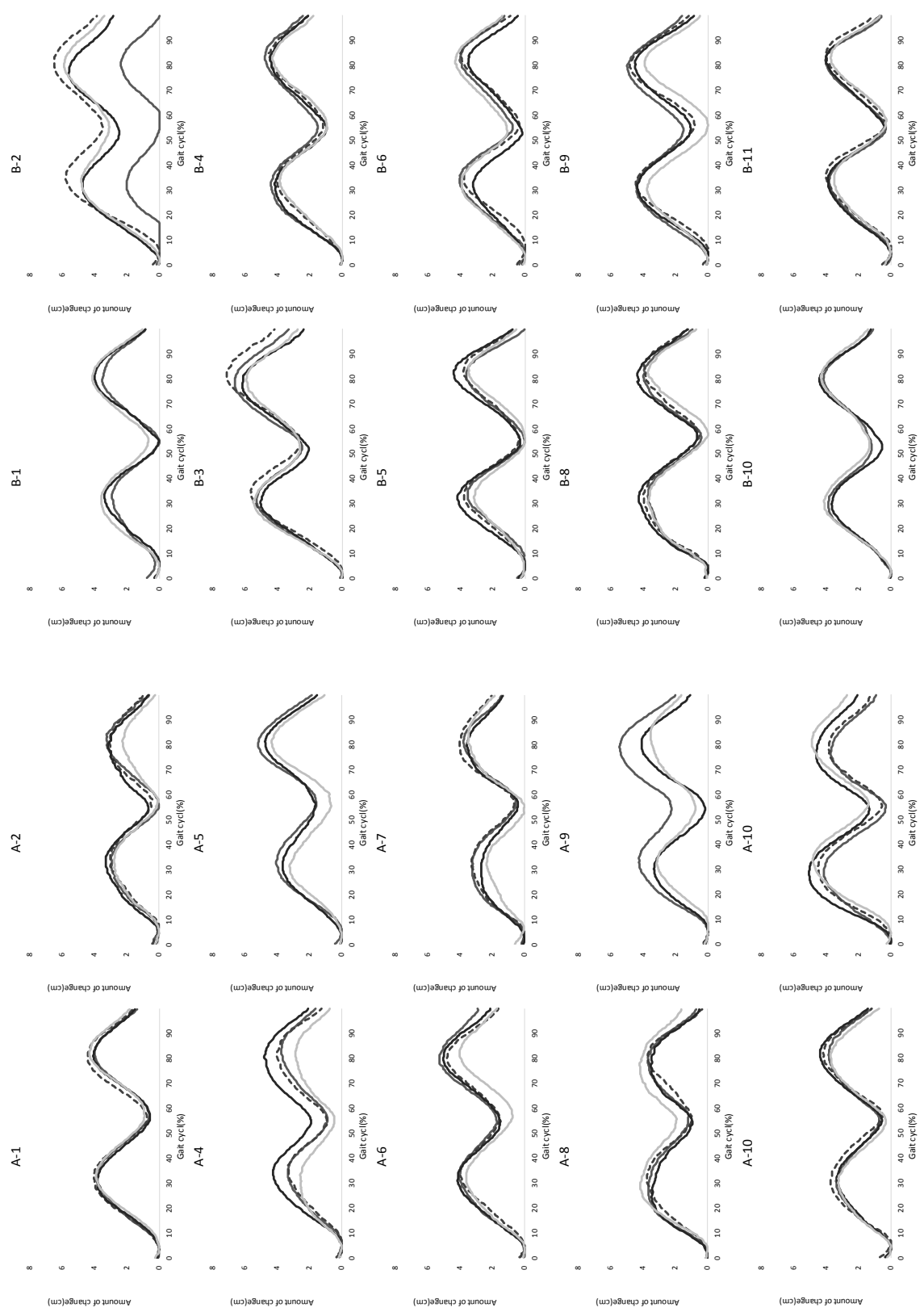


Fig.4-3-1-7 Result of Locus of above and under direction of Top.Head of each subject

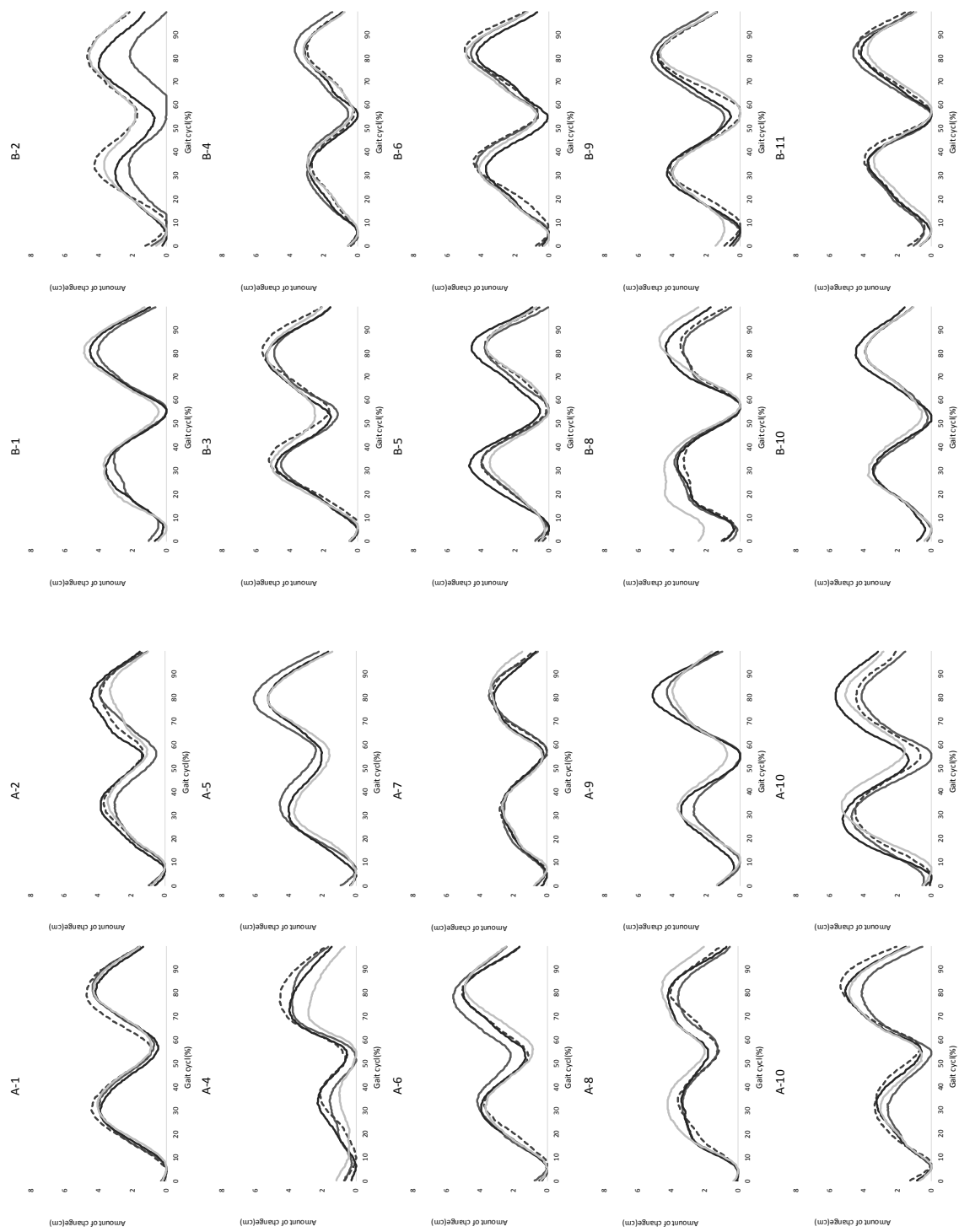


Fig.4-3-1-8 Result of Locus of above and under direction of R.Shoulder of each subject

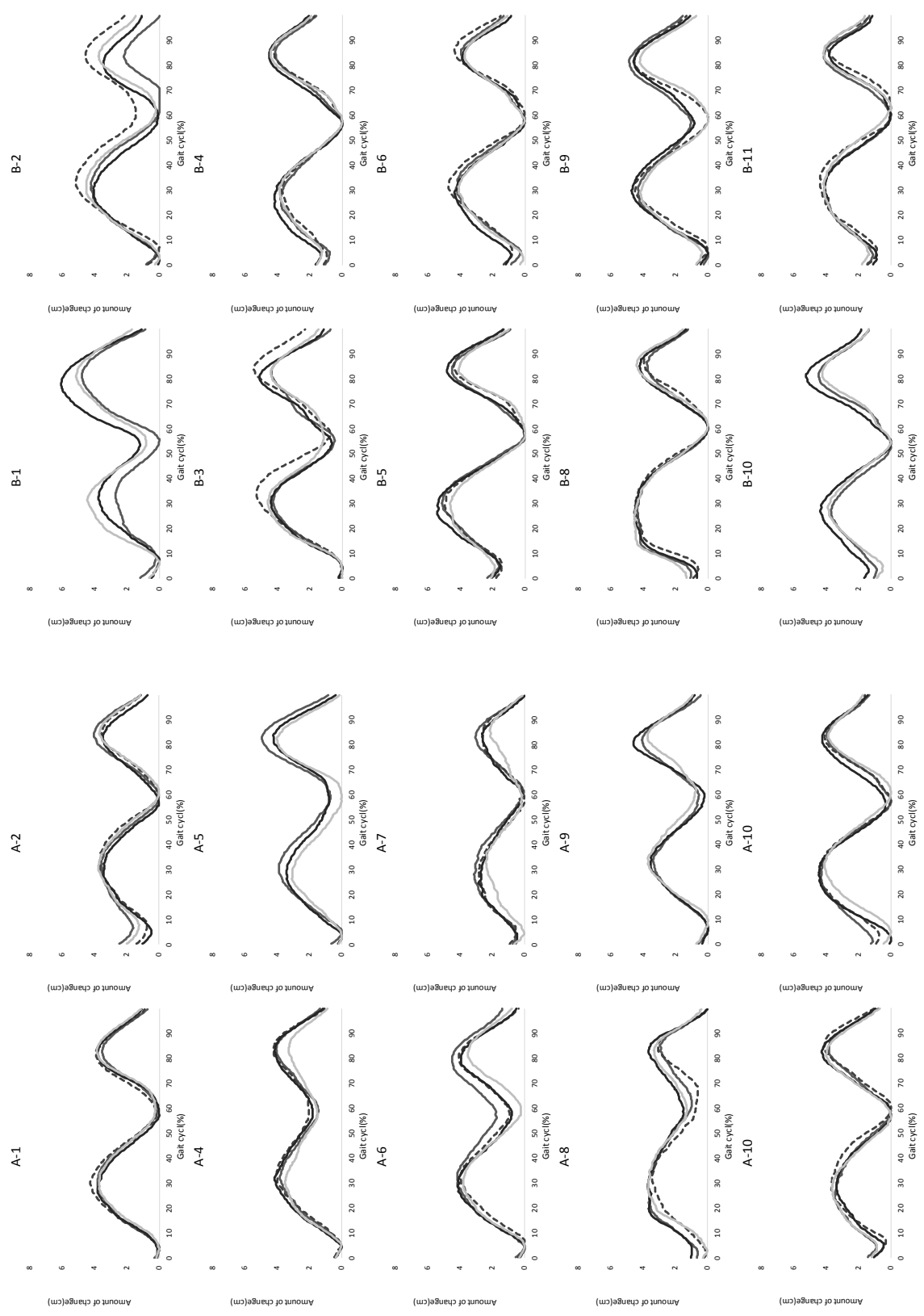


Fig.4-3-1-9 Result of Locus of above and under direction of R.Asis of each subject



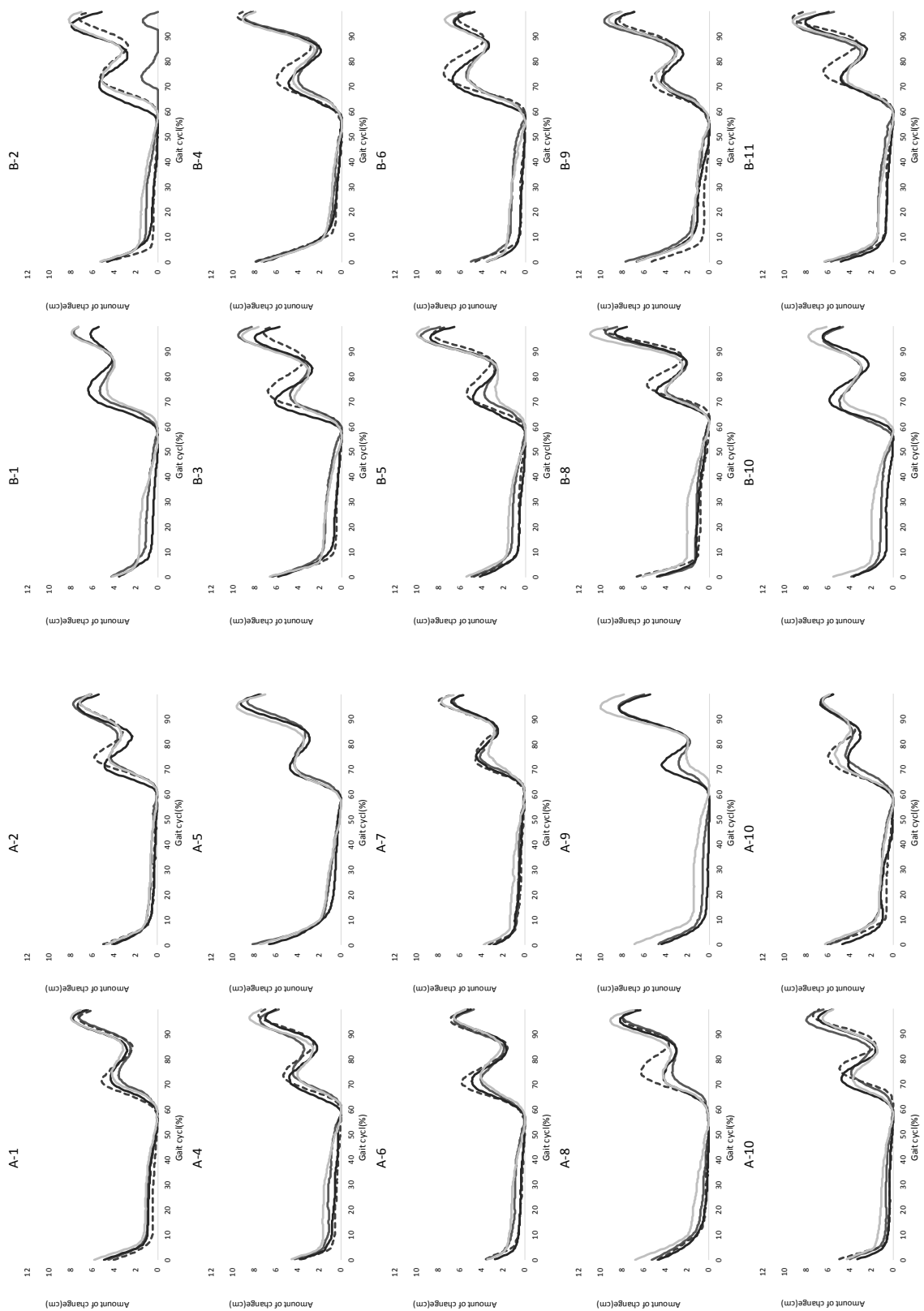


Fig.4-3-1-10 Result of Locus of above and under direction of R.Toe on the right foot of each subject

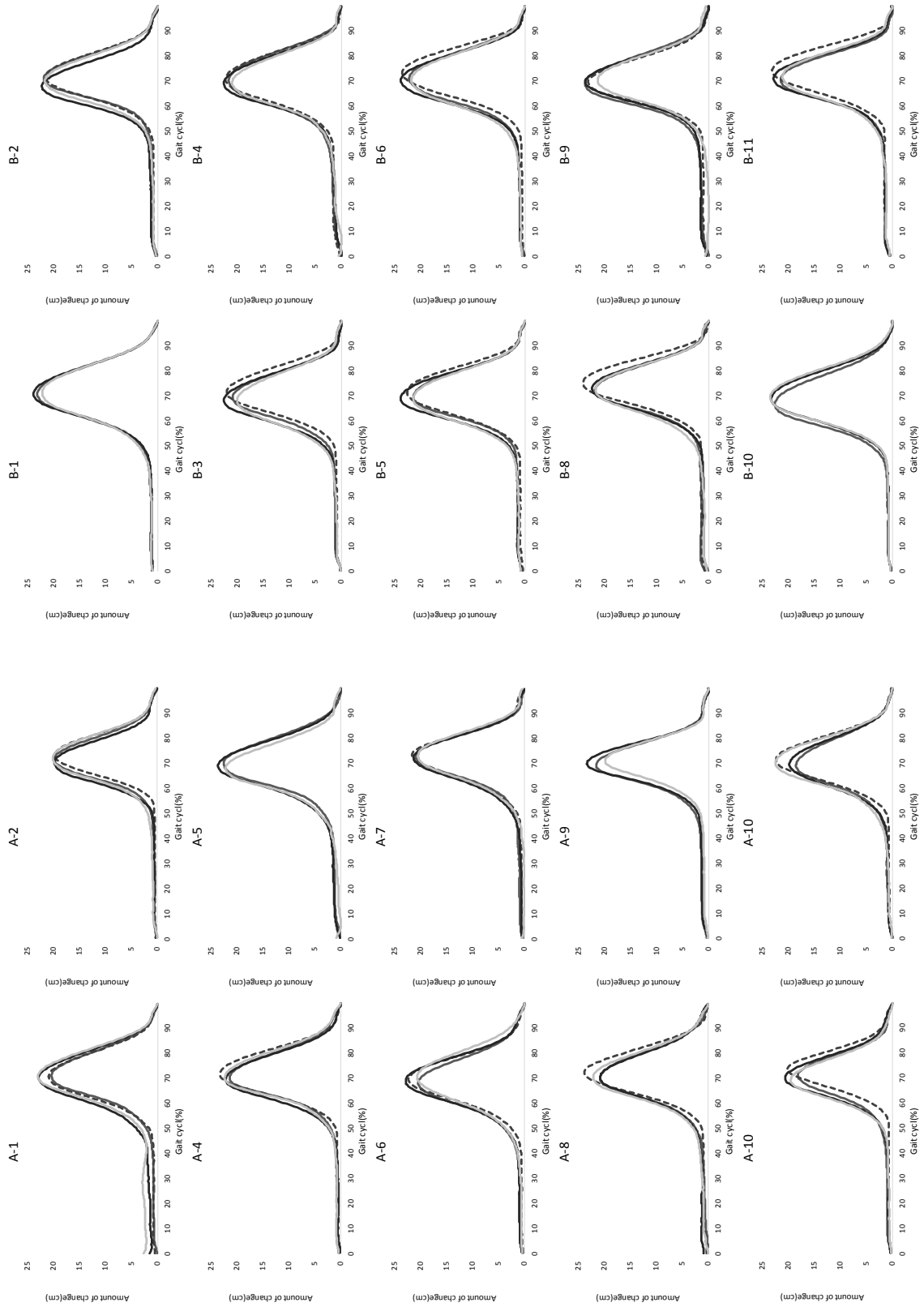


Fig.4-3-1-11 Result of Locus of above and under direction of R.Heel on the right foot of each subject

#### 4.3.2 関節角度

第3章の素足歩行の解析において、高齢群の特徴として若年群と比較して推進期の股関節が屈曲位を示すこと、立脚相において膝関節の屈曲が大きいこと、足関節の蹴りだし時の伸展が小さいことが示された。

Fig.4-3-1-1には高齢群の下肢三関節の靴履用時の角度変化を、Fig.4-3-1-2には若年群の者を示した。両グラフに素足時の結果も点線で示した。また、歩行一周期の各期間において、目立った最小・最大ピークが出現したポイントについて、グラフ中に#で示し群ごとに有意差を行い、結果をTable.4-3-2-1に示した。

股関節については、第三章の素足歩行の分析において若年群と比較した高齢群の角度は歩行一周期を通して屈曲位であり、両群の角度変化の波形にも差が見られた。靴履用時の結果を素足時のそれと比較すると、高齢群では靴の履用によって、推進期における股関節角度が増加し、関節が伸展位になる傾向が見られた。これに対し、若年群では立脚中期から推進期の股関節角度は素足時と比較して有意に減少した。結果として、両群の股関節角度の最大伸展角度の差が減少し、角度変化の波形も近似したものになった。股関節角度において両群の差が減少した要因として、ソールの矯正効果が考えられる。靴を用いることは、つまりソールの上に立つことであり、ソールの形状が骨盤傾斜や姿勢などに影響を与えた可能性がある。Fig.4-3-2-3には、第三章でスティックピクチャを示した高齢被験者について、靴履用時の例を示した。Fig.4-3-2-4には若年被験者のものも同じように抜き出した。ごくわずかな差ではあるが、高齢被験者では靴履用時に上体の前傾がやや改善され、若年被験者では靴履用時に肩が先に出たような歩行姿勢になっている。

膝関節角度については、立脚相では両群とも素足歩行と比較し靴の履用による大きな差はない。しかし、遊脚相においては両群ともに素足時と比較し靴の履用により角度が屈曲位になる傾向を示した。また、両群とも高齢者用シューズとパンプスでは素足歩行との間に有意な差があった。

足関節角度については、両群とも素足歩行と比較し、靴履用時に角度が伸展する傾向が見られた。特にパンプス履用時にはグラフ中の#6、#7、#9のポイントにおいて、両群で素足歩行との間に有意な差があった。これは、ヒールにより足首が伸展位に固定されるためである。また、若年群では、遊脚中期から減速期において靴の履用により足関節が有意に伸展位になり、全ての試料で素足歩行との間に有意な差があった。この要因の一つとして履物の拘束感や試料の重量に影響を受けたものと考えられる。

膝関節と足関節においては、靴の履用による波形の変化について両群で同様の傾向が見られた。しかし、素足歩行との間に有意差があった項目は、若年群の方が特に足関節で多くなっている。これは、高齢群が加齢により靴の履用効果が表れにくくなる、もしくは靴の作用に対応できなくなる可能性を示している。

Fig.4-3-2-5～7には、各被験者の関節角度のデータを示した。

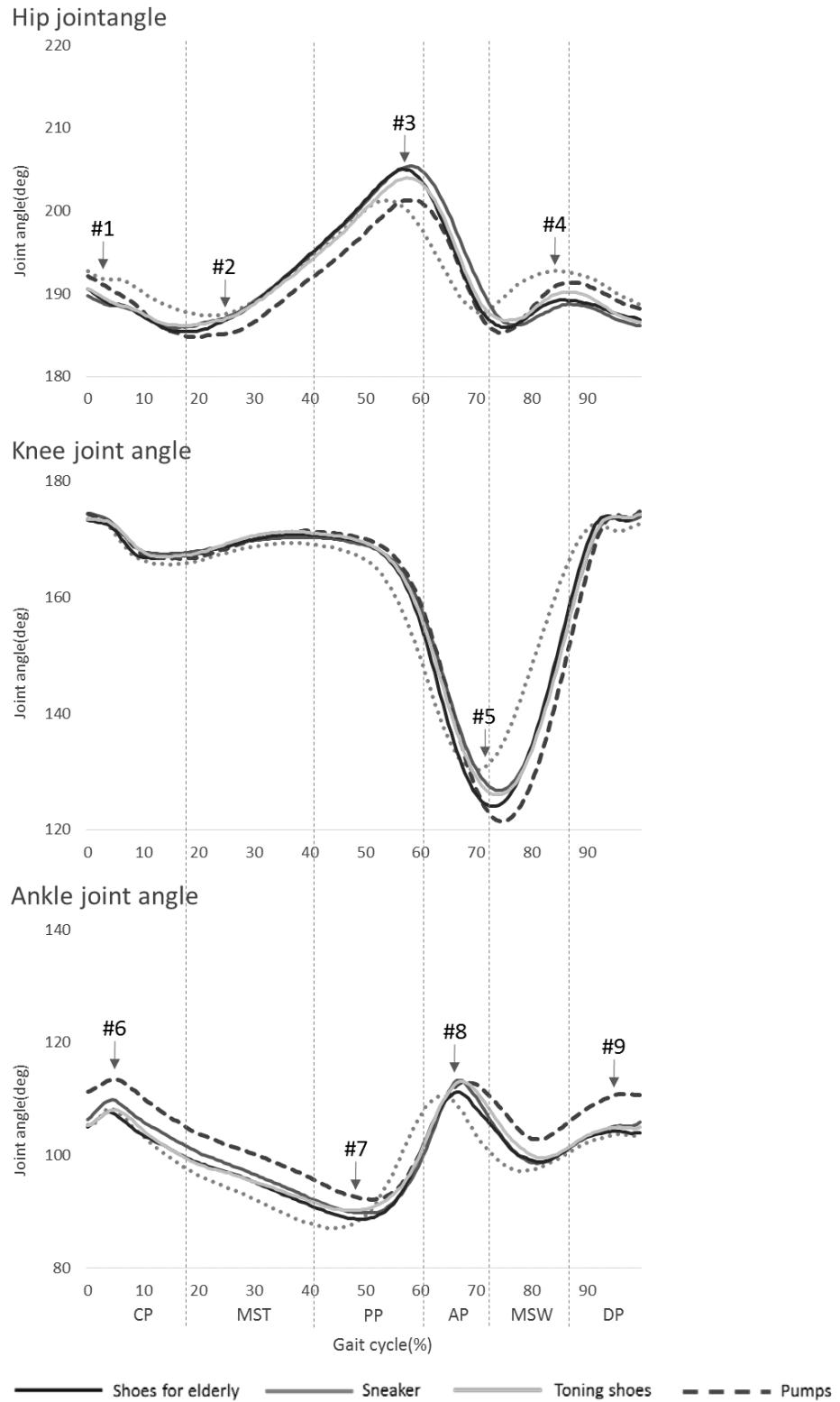


Fig.4-3-2-1 Change of 3 joint angle during one gait cycle in elderly group (n=10)

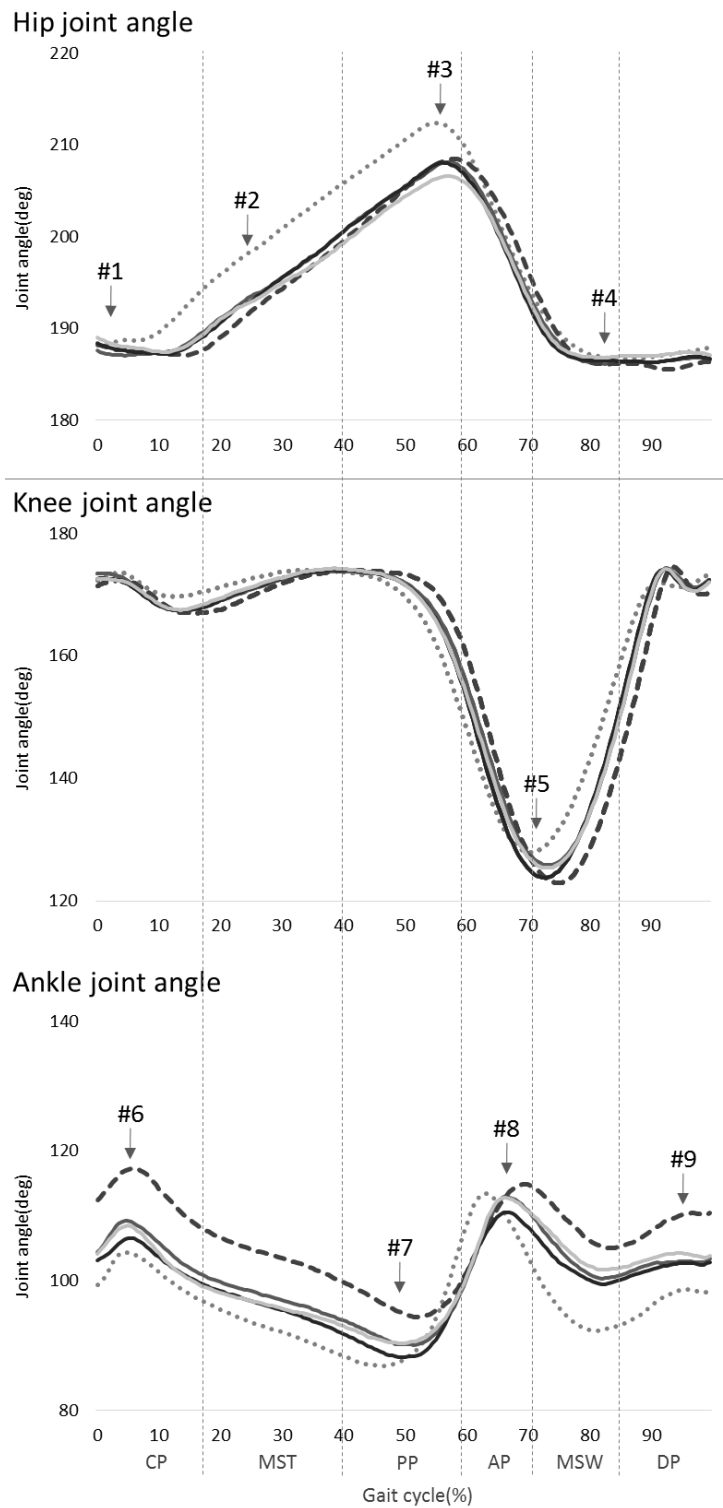


Fig.4-3-2-2 Change of 3 joint angle during one gait cycle in young group (n=10)

Table4-3-2-1 Statistical significance test of joint angle

\* : P<0.05、\*\* : P<0.01

Hip joint						Young						
Elderly						Elderly						
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value	
#1	Bare foot	Shoes for elderly	185.08	183.36	0.075	#1	Bare foot	Shoes for elderly	189.61	186.22	0.055	
		Sneaker		183.50	0.097			Sneaker		186.57	0.073	
		Toning shoes		183.88	0.164			Toning shoes		186.45	0.062	
		Pumps		182.48	0.019		*	Pumps		185.55	0.042	*
#2	Bare foot	Shoes for elderly	201.9764	205.23	0.145	#2	Bare foot	Shoes for elderly	212.71	208.59	0.021	*
		Sneaker		205.82	0.110			Sneaker		208.51	0.024	*
		Toning shoes		204.32	0.233			Toning shoes		207.07	0.005	**
		Pumps		201.81	0.477			Pumps		208.92	0.037	*
#3	Bare foot	Shoes for elderly	186.11	184.49	0.193	#3	Bare foot	Shoes for elderly	189.53	187.48	0.066	
		Sneaker		186.17	0.488			Sneaker		188.24	0.169	
		Toning shoes		185.29	0.334			Toning shoes		188.00	0.147	
		Pumps		184.09	0.109			Pumps		189.20	0.413	
#4	Bare foot	Shoes for elderly	194.88	192.95	0.153	#4	Bare foot	Shoes for elderly	194.80	193.39	0.187	
		Sneaker		194.27	0.363			Sneaker		194.57	0.444	
		Toning shoes		194.24	0.380			Toning shoes		194.13	0.344	
		Pumps		193.52	0.212			Pumps		196.18	0.207	

Knee joint						Young						
Elderly						Elderly						
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value	
#5	Bare foot	Shoes for elderly	128.17	123.50	0.011	#5	Bare foot	Shoes for elderly	127.63	123.34	0.015	*
		Sneaker		126.17	0.167			Sneaker		125.25	0.106	
		Toning shoes		125.30	0.087			Toning shoes		125.01	0.085	
		Pumps		120.68	0.001		**	Pumps		122.26	0.007	*

Ankle joint						Young						
Elderly						Elderly						
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value	
#6	Bare foot	Shoes for elderly	108.67	108.01	0.315	#6	Bare foot	Shoes for elderly	104.81	106.87	0.155	
		Sneaker		110.42	0.130			Sneaker		109.74	0.016	*
		Toning shoes		108.64	0.491			Toning shoes		109.03	0.025	*
		Pumps		113.92	0.001		**	Pumps		117.75	0.000	**
#7	Bare foot	Shoes for elderly	86.53	88.31	0.204	#7	Bare foot	Shoes for elderly	86.47	88.06	0.176	
		Sneaker		89.31	0.118			Sneaker		89.27	0.074	
		Toning shoes		89.62	0.097			Toning shoes		90.12	0.034	*
		Pumps		91.71	0.019		*	Pumps		94.29	0.000	**
#8	Bare foot	Shoes for elderly	112.95	111.86	0.347	#8	Bare foot	Shoes for elderly	114.18	111.69	0.213	
		Sneaker		114.12	0.332			Sneaker		114.50	0.459	
		Toning shoes		114.74	0.282			Toning shoes		114.21	0.495	
		Pumps		113.51	0.418			Pumps		115.82	0.314	
#9	Bare foot	Shoes for elderly	95.82	98.43	0.080	#9	Bare foot	Shoes for elderly	92.00	98.92	0.000	**
		Sneaker		98.08	0.137			Sneaker		100.09	0.000	**
		Toning shoes		98.80	0.107			Toning shoes		101.17	0.000	**
		Pumps		102.35	0.002		**	Pumps		104.28	0.000	**

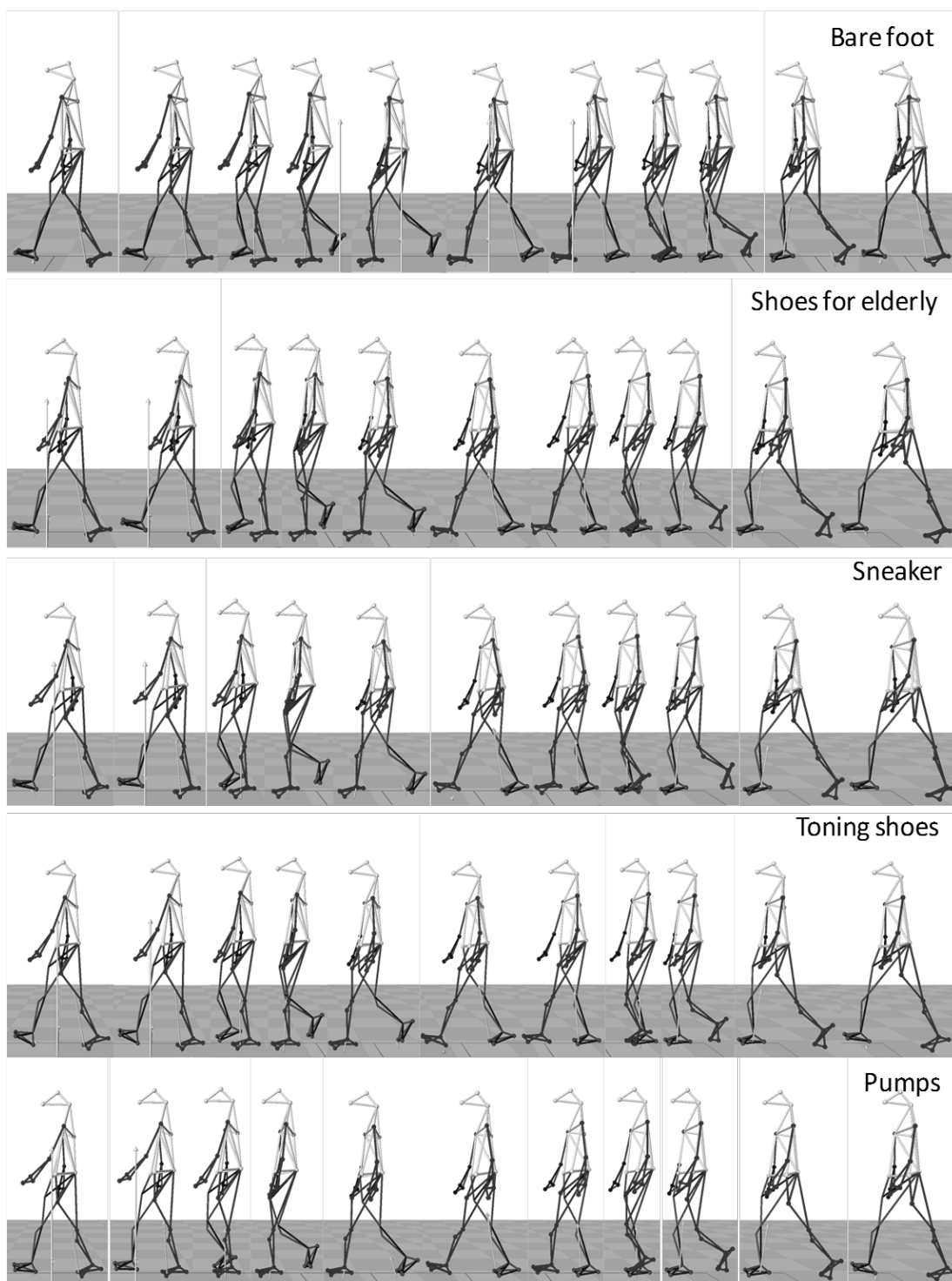


Fig.4-3-2-3 Comparison of stick picture during one gait cycle of elderly



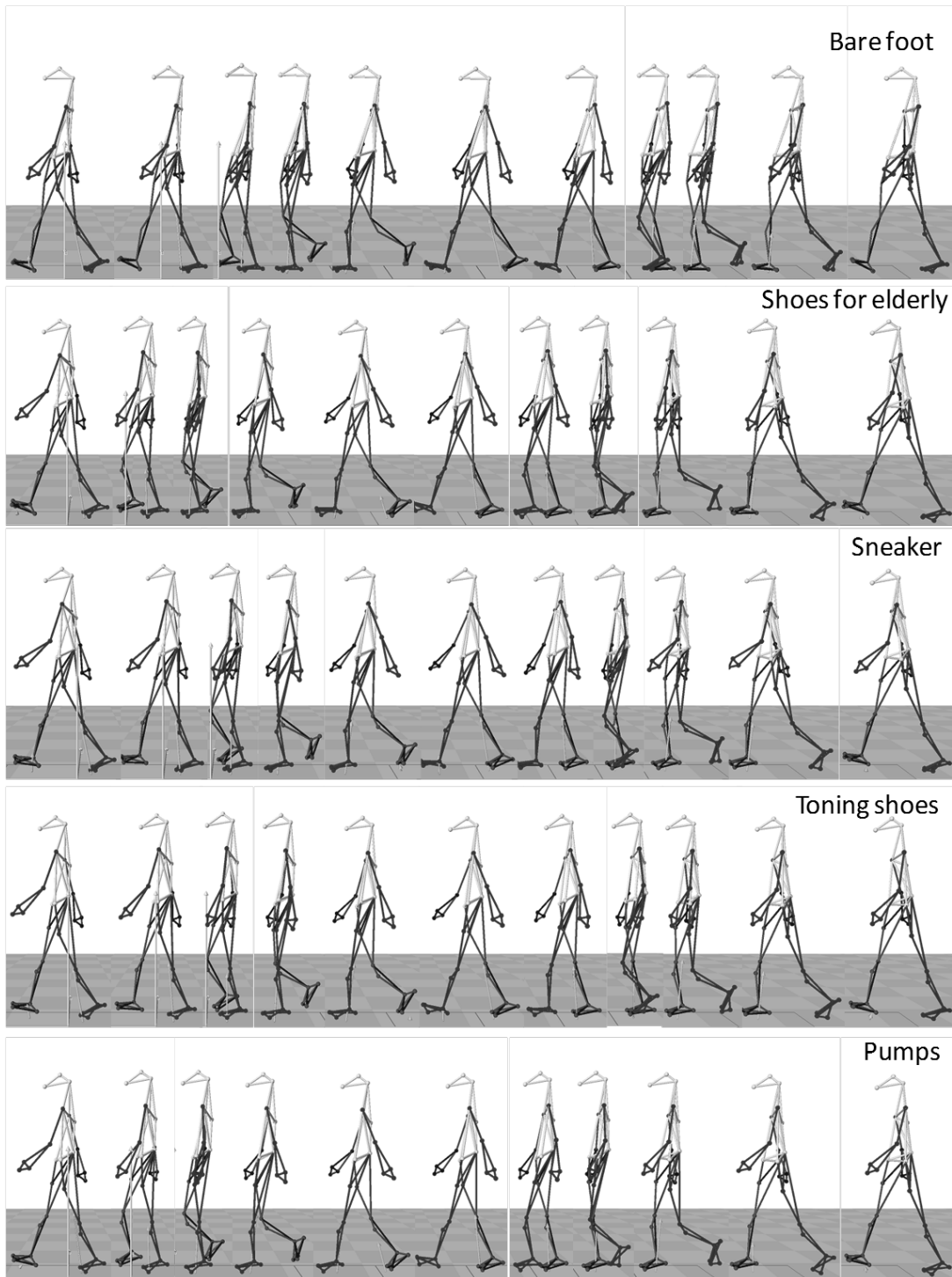


Fig.4-3-2-4 Comparison of stick picture during one gait cycle of young

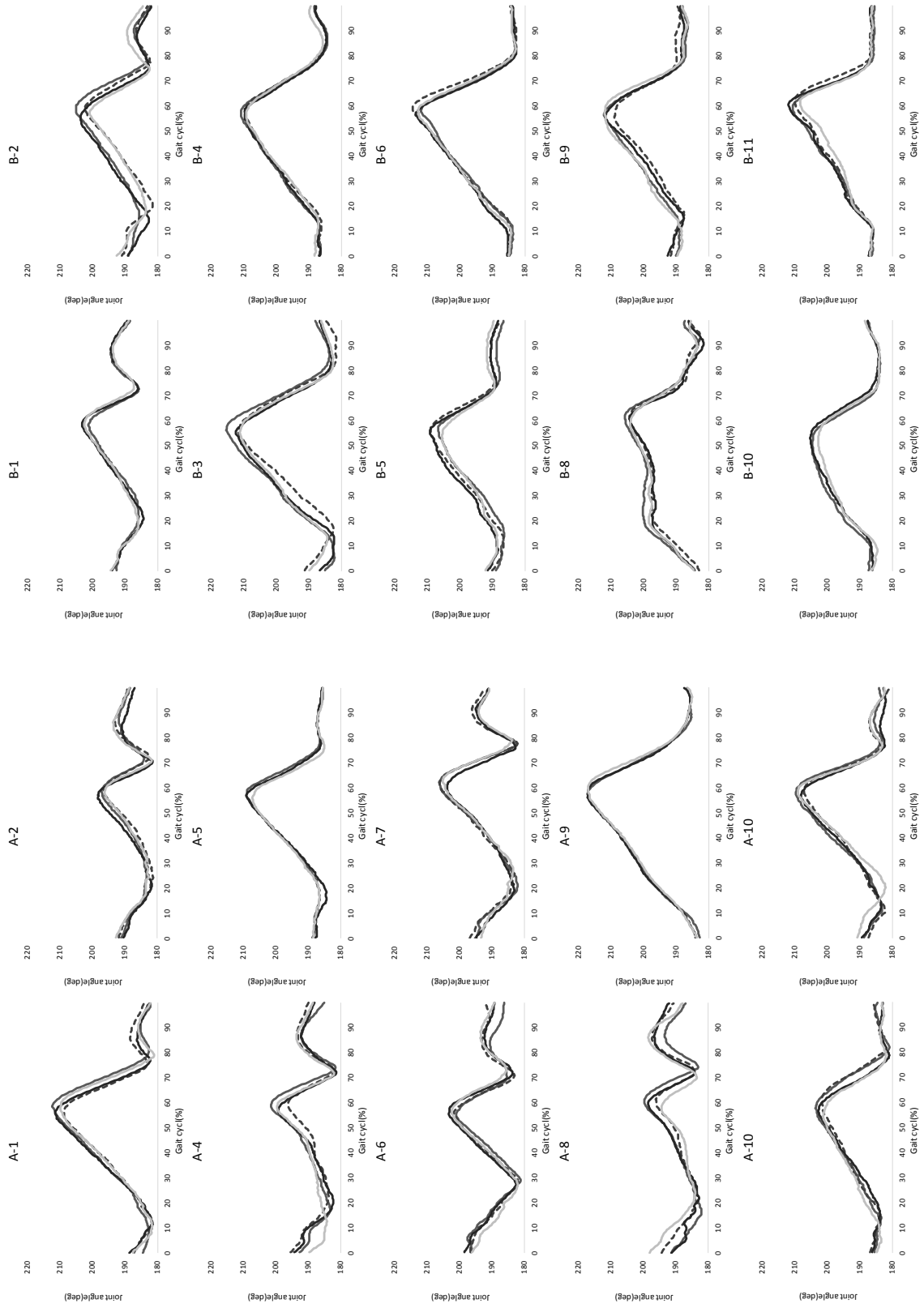


Fig.4-3-2-5 Result of hip joint angle of each subject

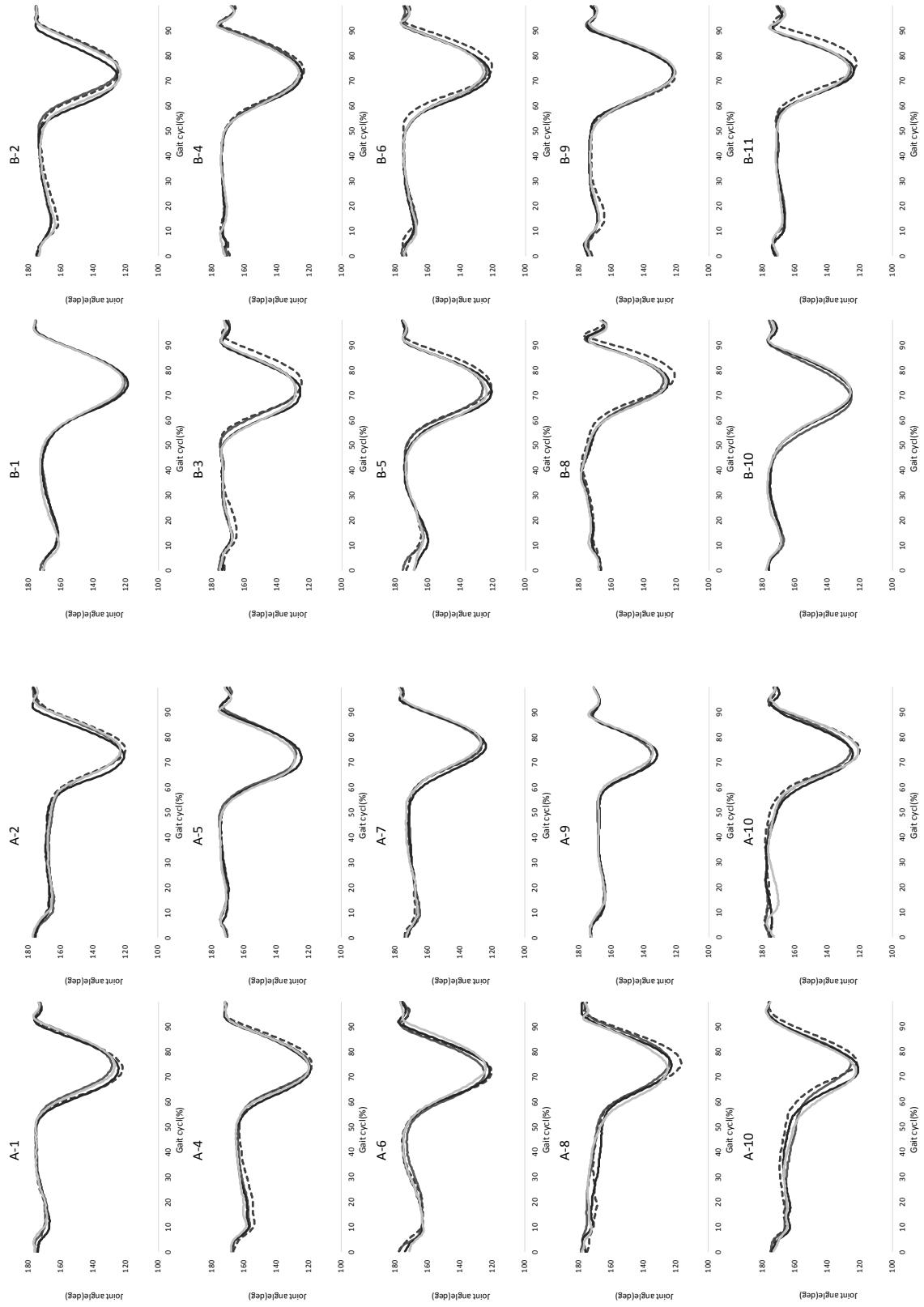


Fig.4-3-2-6 Result of knee joint angle of each subject

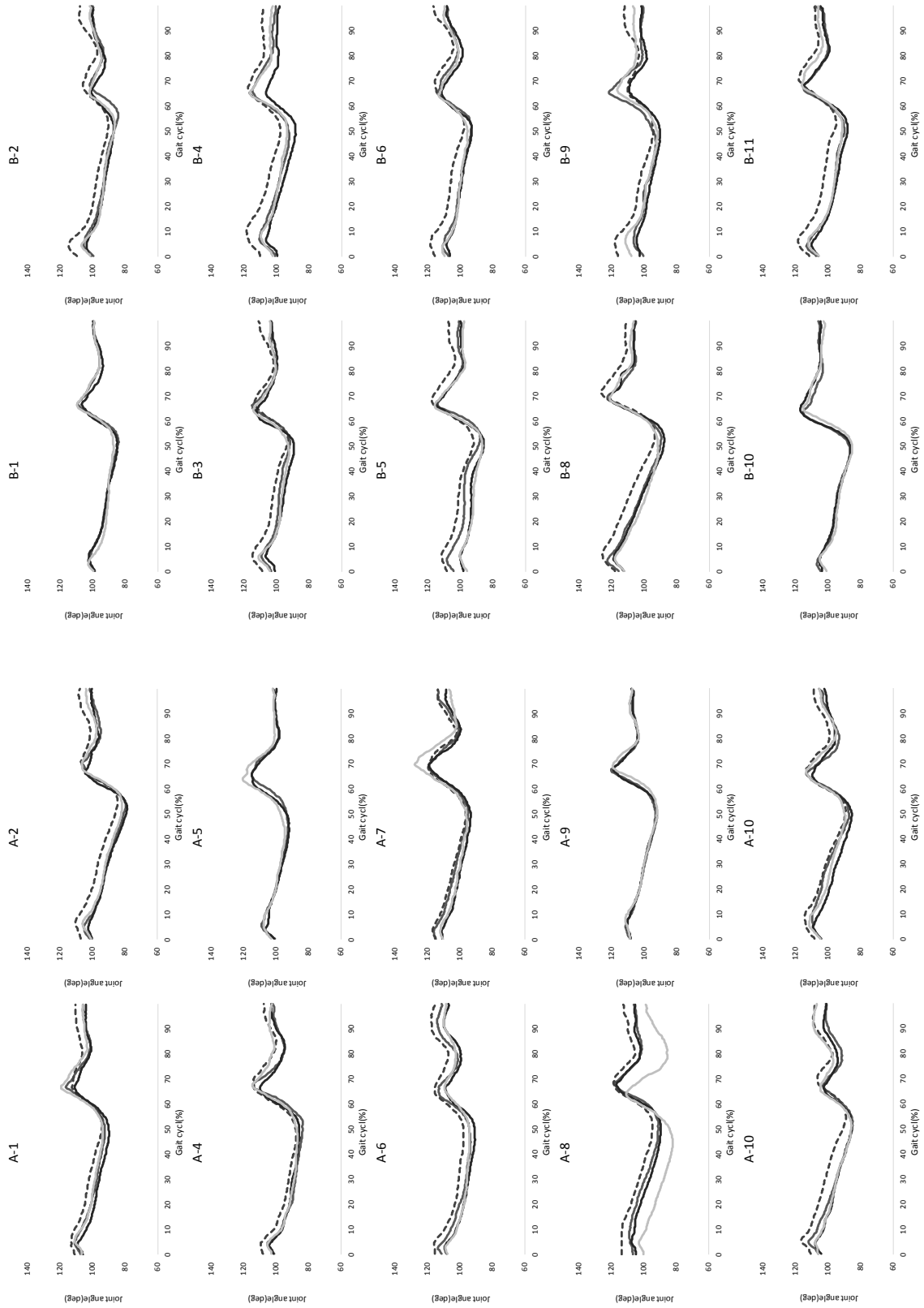


Fig.4-3-2-7 Result of ankle joint angle of each subject

### 4.3.3 床反力

Fig.4-3-3-1には高齢群の歩行一周期における3方向の床反力を、Fig.4-3-3-2には若年群のそれを示した。各グラフの縦軸については、前後方向では上部が前方、下部が後方の反力を示し、左右方向のグラフでは上部が左方、下部が右方、上下方向では値の上昇は下方分力の増加を示す。歩行一周期の各期間における目立ったピークについては、グラフ中に#で示し、各ポイントの有意差検定の結果をTable.4-3-3-1に示した。

前後方向については、高齢群には素足歩行と比較し靴の履用による大きな変化は認められなかった。これに対して、若年群では接地期と推進期において生じるピーク値が靴の履用により小さくなる傾向が示された。接地期では全ての試料で、推進期にはスニーカーで素足歩行時と比較し有意な差があった。

左右方向については、素足歩行の解析では高齢群は体感の振幅増加を受け左右方向の床反力が外側に偏る傾向が示された。接地期の最初期(0~10%)において生じるピークについて、両群とも素足歩行時と比較し靴履用時に減少する傾向が見られた。高齢群ではスニーカー、トーニングシューズ、パンプス、若年群でトーニングシューズとパンプスにおいて素足歩行との間に有意な差があった。立脚中期では、素足歩行時と同様に高齢群の床反力は右外側に偏っており、素足歩行と比較し靴履用による変化はほとんど認められない。高齢群で素足との間に有意差があったのは#5におけるパンプスと素足歩行間のみであった。これに対して、素足歩行では外側方向への反力が小さかった若年群では、靴の履用により床反力が外側へ増加した。特に立脚中期初期の#4のポイントにおいて、全ての試料で素足との間に有意な差があった。

上下方向については、両群とも靴の履用による変化は認められず、高齢群の波形においてメリハリの小さい傾向が維持されていた。

Fig.4-3-3-3~5には、各被験者の床反力のデータを示した。

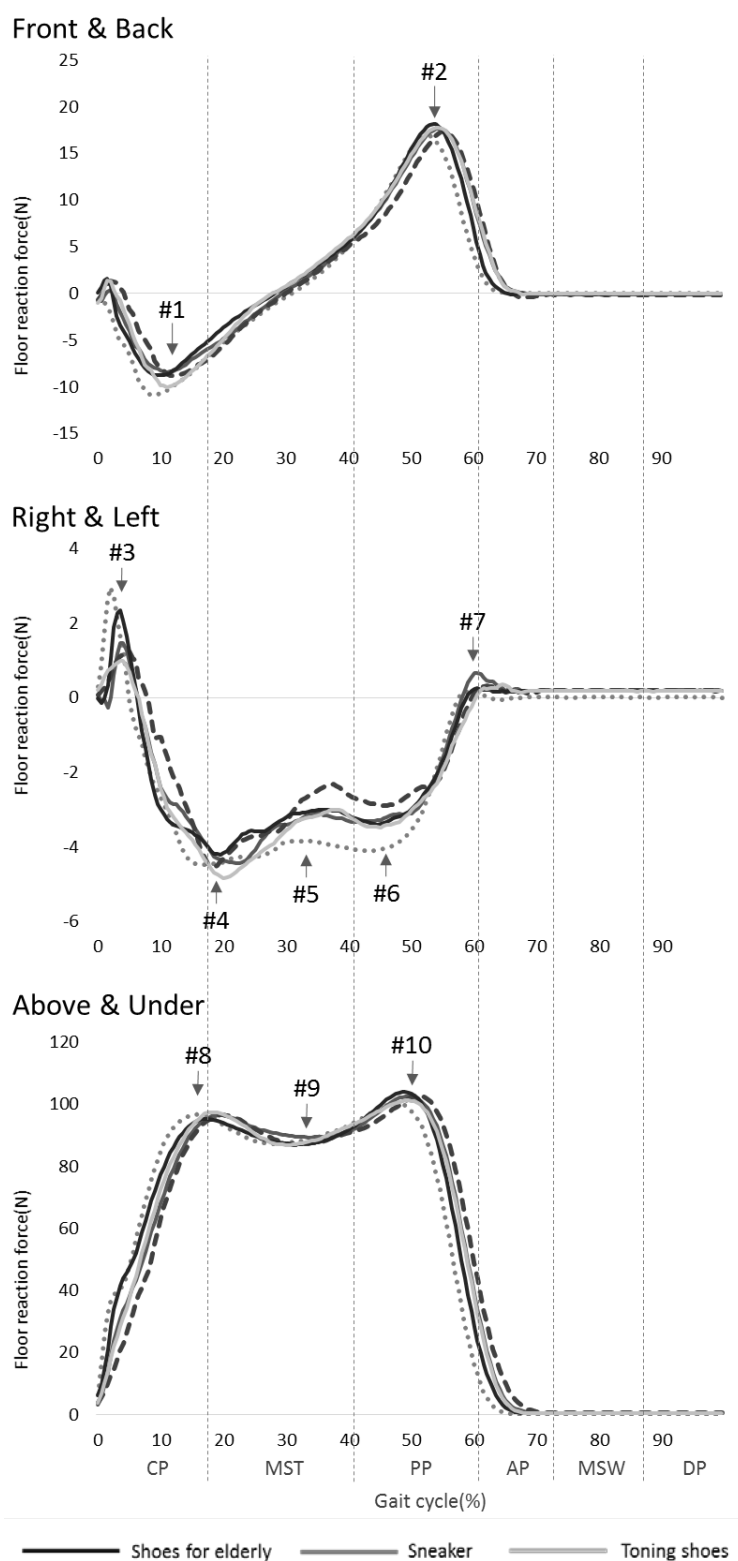


Fig.4-3-3-1 Changes of floor reaction force in one gait cycle of elderly group (n=10)

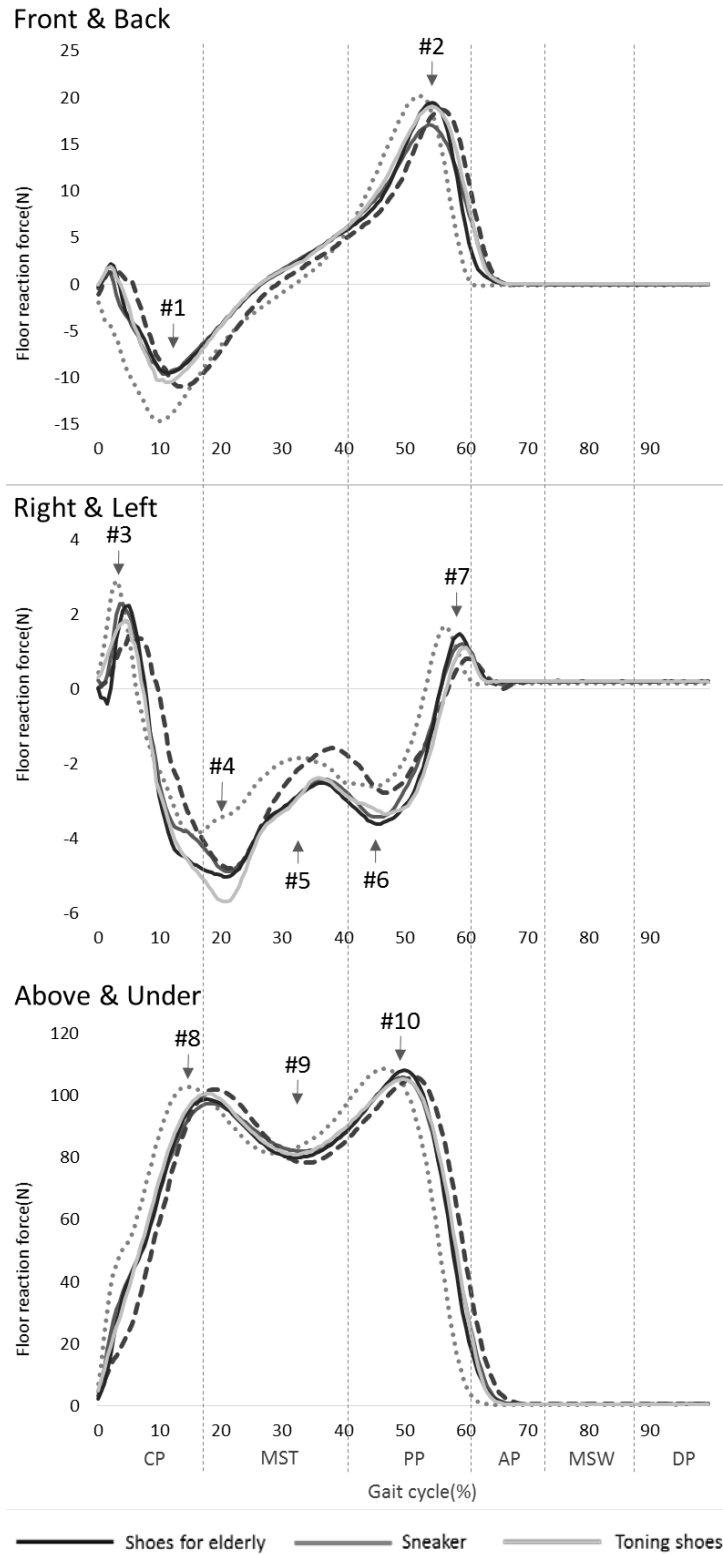


Fig.4-3-3-2 Changes of floor reaction force in one gait cycle of young group (n=10)

Table4-3-3-1 Statistical significance test of Floor reaction force

\* : P<0.05、\*\* : P<0.01

Front & Back													
Elderly						Young							
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value		
#1	Bare foot	Shoes for elderly	-10.63	-9.31	0.146	#1	Bare foot	Shoes for elderly	-15.05	-10.11	0.001	**	
		Sneaker		-9.71	0.132			Sneaker		-11.43	0.002	**	
		Toning shoes		-9.31	0.436			Toning shoes		-9.86	0.008	*	
		Pumps		-10.84	0.216			Pumps		-11.19	0.016	*	
#2	Bare foot	Shoes for elderly	17.45	17.93	0.232	#2	Bare foot	Shoes for elderly	20.51	17.88	0.374		
		Sneaker		17.80	0.349			Sneaker		19.20	0.023	*	
		Toning shoes		18.26	0.329			Toning shoes		20.09	0.188		
		Pumps		18.03	0.395			Pumps		19.39	0.176		
Right & Left													
Elderly						Young							
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value		
#3	Bare foot	Shoes for elderly	3.06	1.90	0.405	#3	Bare foot	Shoes for elderly	3.14	2.97	0.302		
		Sneaker		1.60	0.035		*		Sneaker		1.85	0.396	
		Toning shoes		2.89	0.006		**		Toning shoes		2.75	0.033	*
		Pumps		1.48	0.014		*		Pumps		1.99	0.034	*
#4	Bare foot	Shoes for elderly	-5.24	-4.81	0.129	#4	Bare foot	Shoes for elderly	-4.20	-5.59	0.011	*	
		Sneaker		-4.72	0.180			Sneaker		-5.16	0.008	**	
		Toning shoes		-4.77	0.310			Toning shoes		-5.77	0.008	**	
		Pumps		-5.01	0.130			Pumps		-5.94	0.035	*	
#5	Bare foot	Shoes for elderly	-3.05	-2.54	0.164	#5	Bare foot	Shoes for elderly	-1.59	-2.33	0.114		
		Sneaker		-2.58	0.211			Sneaker		-2.26	0.130		
		Toning shoes		-2.75	0.273			Toning shoes		-2.13	0.197		
		Pumps		-2.04	0.048		*		Pumps		-1.50	0.426	
#6	Bare foot	Shoes for elderly	-4.43	-3.82	0.130	#6	Bare foot	Shoes for elderly	-2.99	-3.68	0.103		
		Sneaker		-3.46	0.158			Sneaker		-3.13	0.166		
		Toning shoes		-3.78	0.164			Toning shoes		-3.94	0.148		
		Pumps		-3.86	0.060			Pumps		-3.66	0.410		
#7	Bare foot	Shoes for elderly	0.60	0.97	0.326	#7	Bare foot	Shoes for elderly	1.91	1.55	0.454		
		Sneaker		0.59	0.160			Sneaker		1.44	0.267		
		Toning shoes		0.76	0.463			Toning shoes		1.84	0.229		
		Pumps		0.63	0.490			Pumps		1.47	0.219		
Above & Under													
Elderly						Young							
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	p-value		
#8	Bare foot	Shoes for elderly	97.77	98.75	0.394	#8	Bare foot	Shoes for elderly	104.47	100.72	0.092		
		Sneaker		98.27	0.339			Sneaker		104.00	0.089		
		Toning shoes		98.41	0.250			Toning shoes		100.71	0.300		
		Pumps		99.70	0.431			Pumps		102.93	0.433		
#9	Bare foot	Shoes for elderly	85.56	87.75	0.453	#9	Bare foot	Shoes for elderly	80.58	80.85	0.325		
		Sneaker		85.86	0.126			Sneaker		77.46	0.275		
		Toning shoes		85.77	0.378			Toning shoes		79.00	0.418		
		Pumps		86.12	0.442			Pumps		80.00	0.292		
#10	Bare foot	Shoes for elderly	102.02	103.28	0.158	#10	Bare foot	Shoes for elderly	108.81	107.37	0.475		
		Sneaker		104.38	0.291			Sneaker		107.86	0.276		
		Toning shoes		104.35	0.452			Toning shoes		108.97	0.115		
		Pumps		101.78	0.156			Pumps		106.18	0.356		



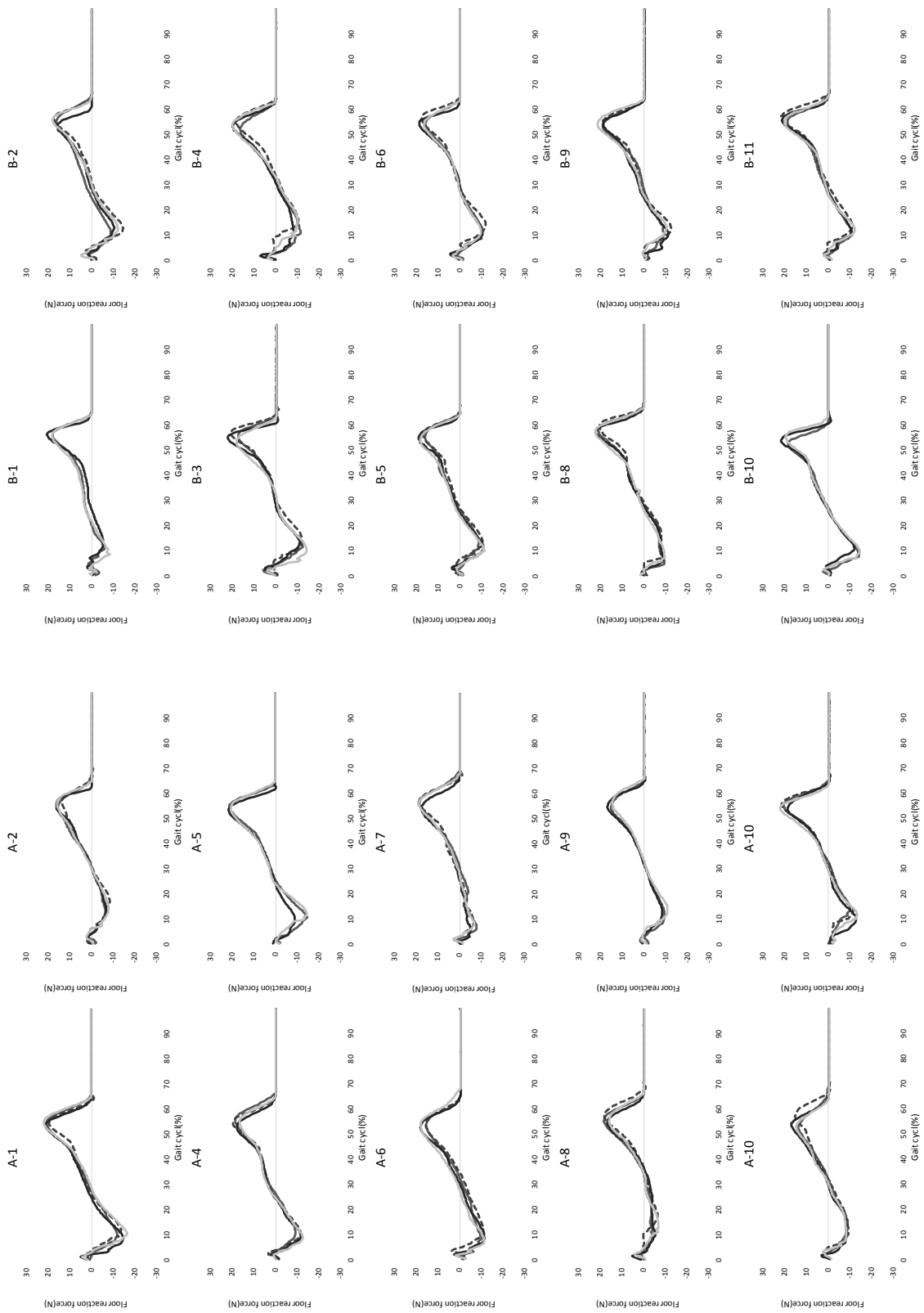


Fig.4-3-3-3 Result of floor reaction force of before and back direction of each subject

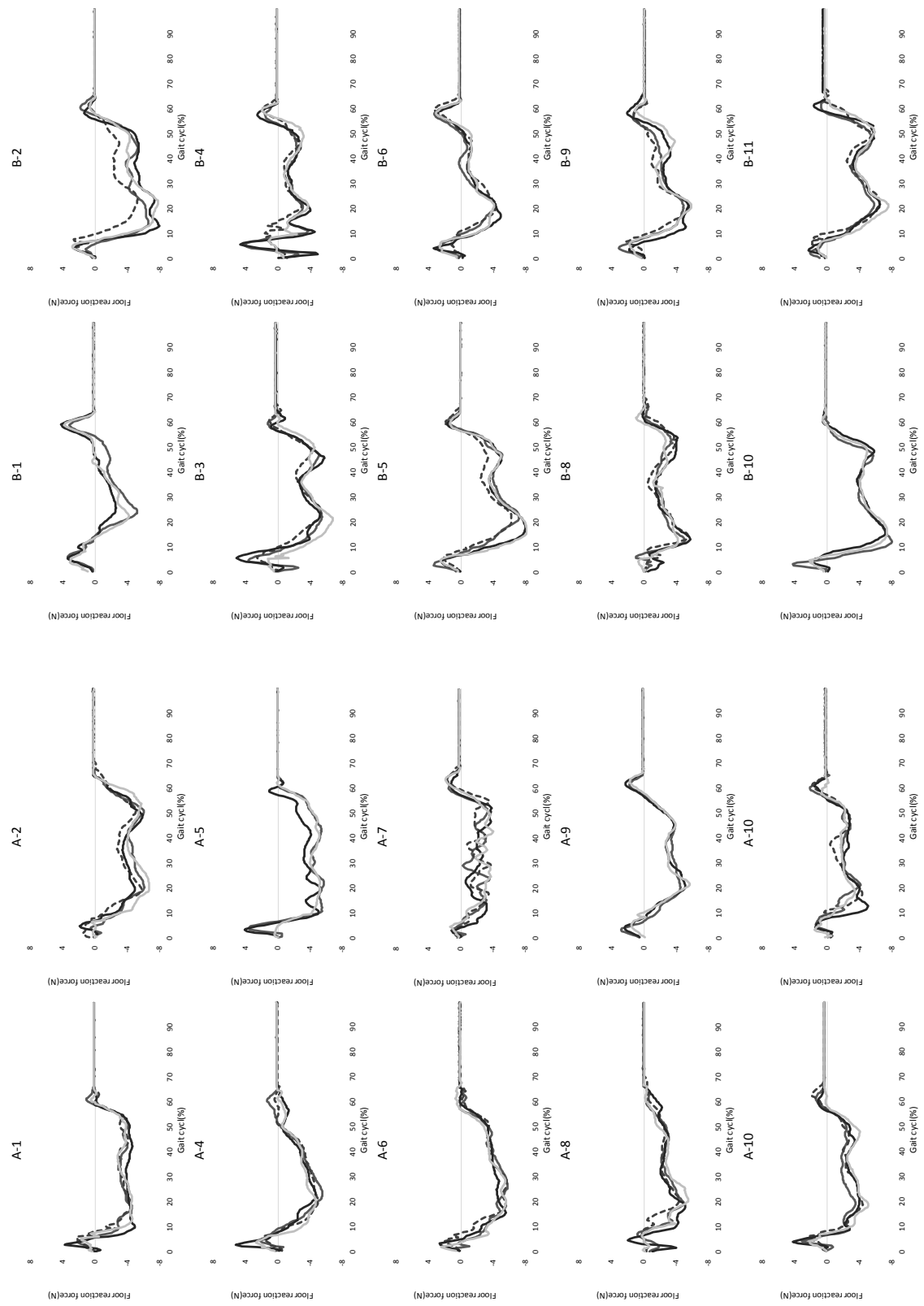


Fig.4-3-3-4 Result of floor reaction force of right and left direction of each subject

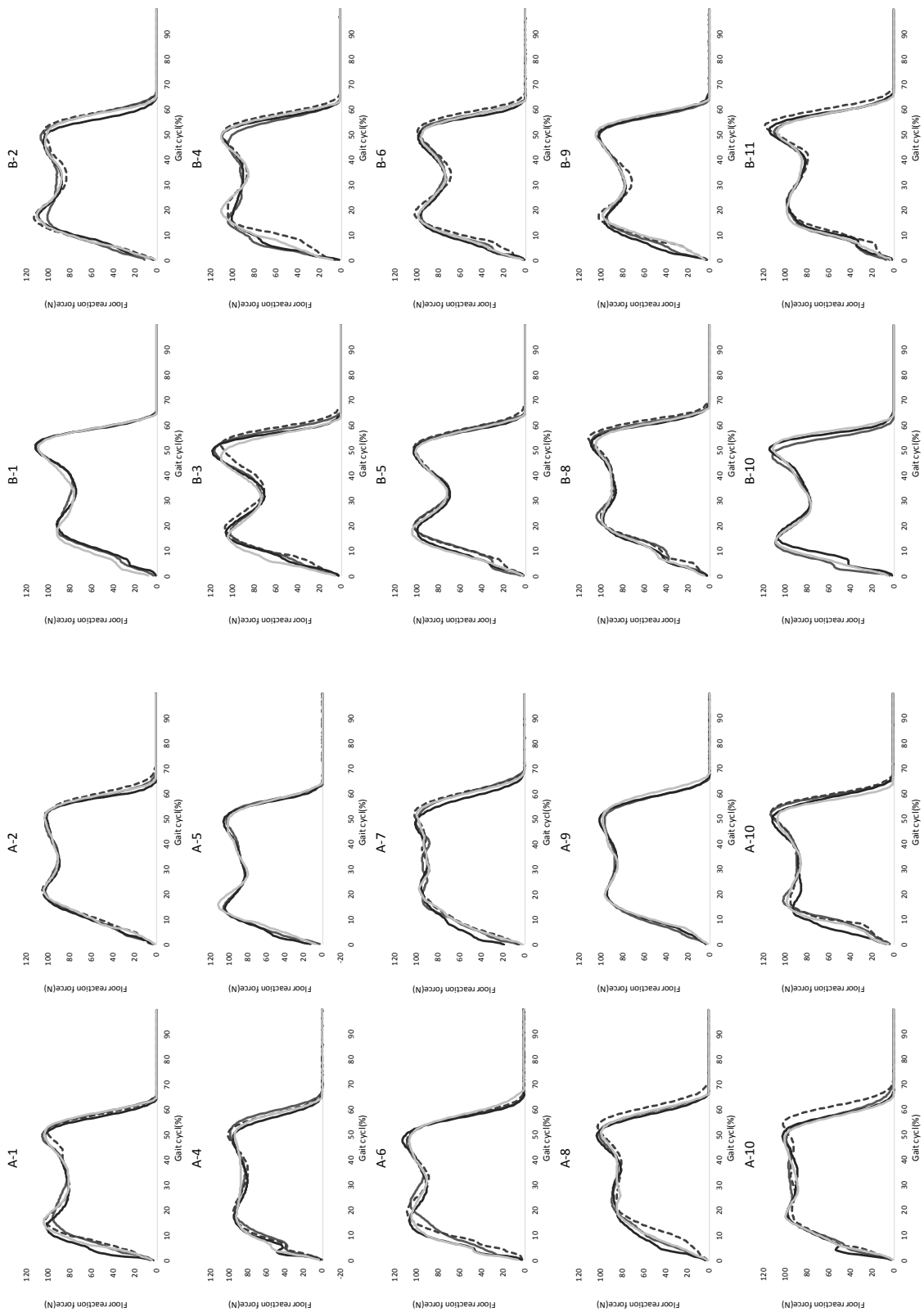


Fig.4-3-3-5 Result of floor reaction force of above and under direction of each subject

#### 4.3.4 関節トルク

Fig.4-3-3-1 に高齢群の、Fig.4-3-2-2 に若年群の歩行一周期における下肢関節トルクの結果を示す。グラフ中に#で示した歩行一周期の各期間における目立ったピークについては、各ポイントの有意差検定の結果を Table.4-3-4-1 に示した。ただし、両群の被験者で1名ずつ解析不能だったため結果から除外した。

股関節屈曲トルクについては、高齢群では接地期には靴の履用による変化はほとんどない。しかし、推進期と加速期の間で出現するピーク#2において、靴履用により屈曲方向のトルクが上昇し、全ての試料で素足歩行との間に有意な差があった。若年群では、高齢群とは対照的に接地期のピーク#1のトルクが靴の履用により伸展方向に上昇し、パンプス履用時に素足歩行との間に有意な差があった。推進期から加速期のピーク#2においてトルクが屈曲方向に増加する傾向は高齢群と共通しており、高齢者用シューズとスニーカーで素足歩行との間に有意な差があった。

股関節外転トルクについては、高齢群で靴の履用により立脚相のトルクが伸展方向に増加した。ピーク#3ではスニーカー、トーニングシューズ、パンプス、ピーク#4ではスニーカーとトーニングシューズ、ピーク#5ではスニーカーとパンプスについて素足歩行との間に有意な差があった。しかし、靴履用時にも高齢群の波形のメリハリが乏しい特徴はそのままであった。若年群では靴の履用による変化はほとんど認められなかった。

股関節回旋トルクについては、高齢群では接地期のピーク#6で屈曲方向のトルクが素足歩行時と比較してやや減少する傾向が見られ、ヒールのない3試料でその傾向はとらえやすかった。推進期については靴の履用により回内方向にトルクが大きく上昇した。若年群では、接地期のピーク#6において有意差はなかったもののパンプス履用時に素足歩行と比較し回外方向のトルクが大きくなる傾向が見られた。また、推進期のピーク#7について靴の履用により値が増加し、スニーカーとパンプスで素足歩行との間に有意な差があった。

膝関節トルクについては、高齢群では推進期のトルクが靴の履用により屈曲方向に大き

く増加し、全ての試料で素足歩行との間に有意な差があった。若年群でも、推進期の屈曲方向のトルクが上昇する傾向は示されたが、素足歩行との間に有意差はなかった。素足時の歩行解析において、高齢群は膝の屈曲運動が乏しいと指摘したが、靴の履用により推進から蹴りだしにかけて膝関節を柔軟に使うことで発揮される力が増加することが示された。

足関節トルクについては、両群とも靴の履用による大きな変化はなかった。

距腿関節トルクについては、両群で靴の履用による有意な差は認められなかった。しかし、両群ともに靴履用時には推進期から加速期のピーク#12の位置が周期後半にずれ、足関節トルクのピーク#10とほぼ同時期にピークが現れている。

足趾関節については、高齢群では接地期、加速期とも靴の履用効果は見られない。対して若年群では、靴の履用により接地期の伸展方向のトルクが減少し、高齢者用シューズとスニーカーで素足歩行との間に有意な差があった。また若年群では、加速期の伸展方向のトルクが、パンプス履用時において素足歩行時と比較し減少した。川上ら<sup>7)</sup>は本実験と同様の三次元動作解析の手法により、高さの異なるヒール靴3種を用いて、ヒール高が歩行へ及ぼす影響を検討した。その結果、ヒール高の高い試料ほど蹴り出しが困難になる傾向が示されたと述べている。若年群において、パンプス履用時に加速期のトルクが減少したのは、川上らの見解と同様に、ヒールにより蹴り出しが困難になり指先の伸展が小さくなったためと考える。

Fig.4-3-4-3～9には、各被験者の関節トルクのデータを示した。

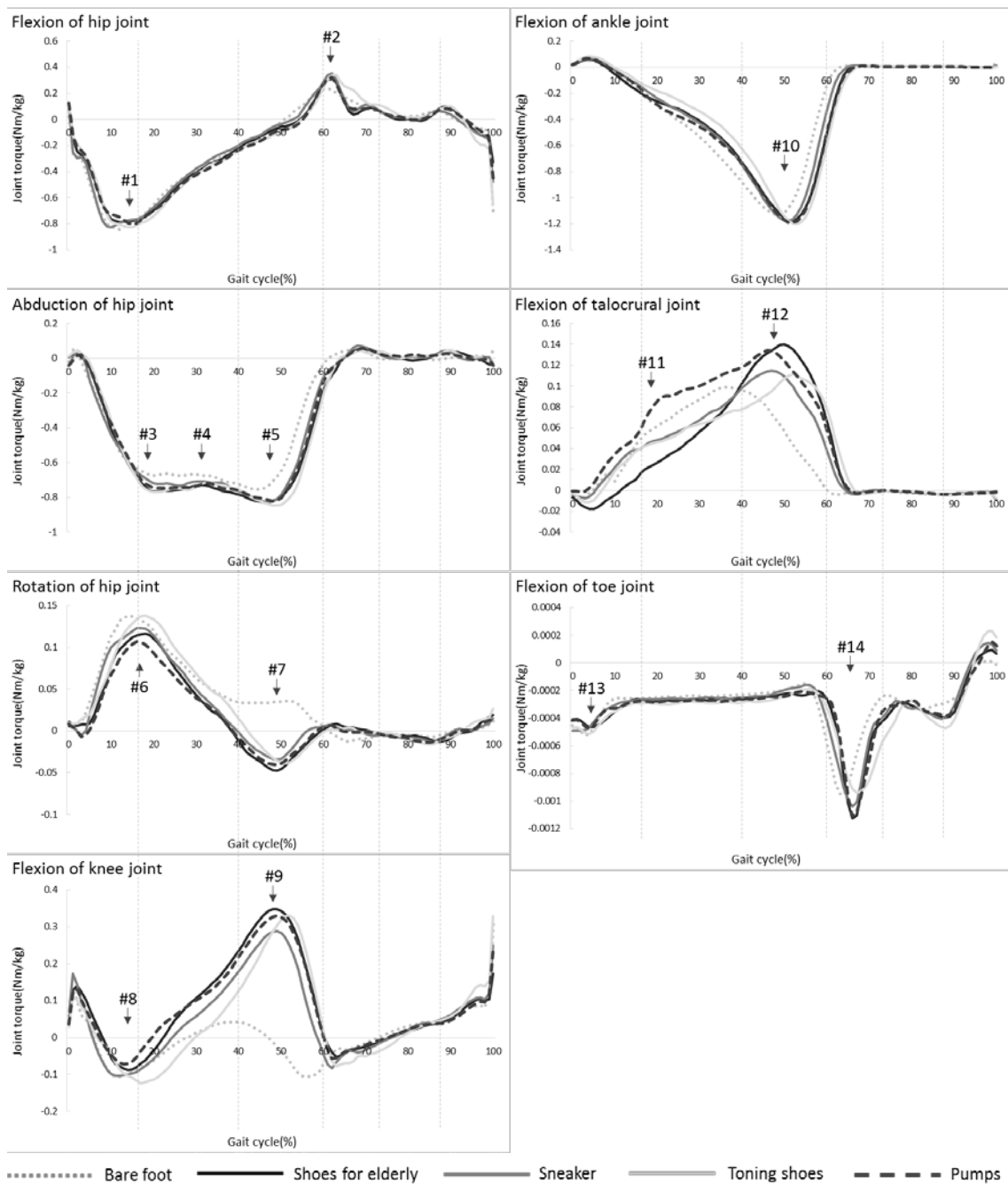


Fig.4-3-4-1 Changes of joint torque in one gait cycle of elderly group (n=10)

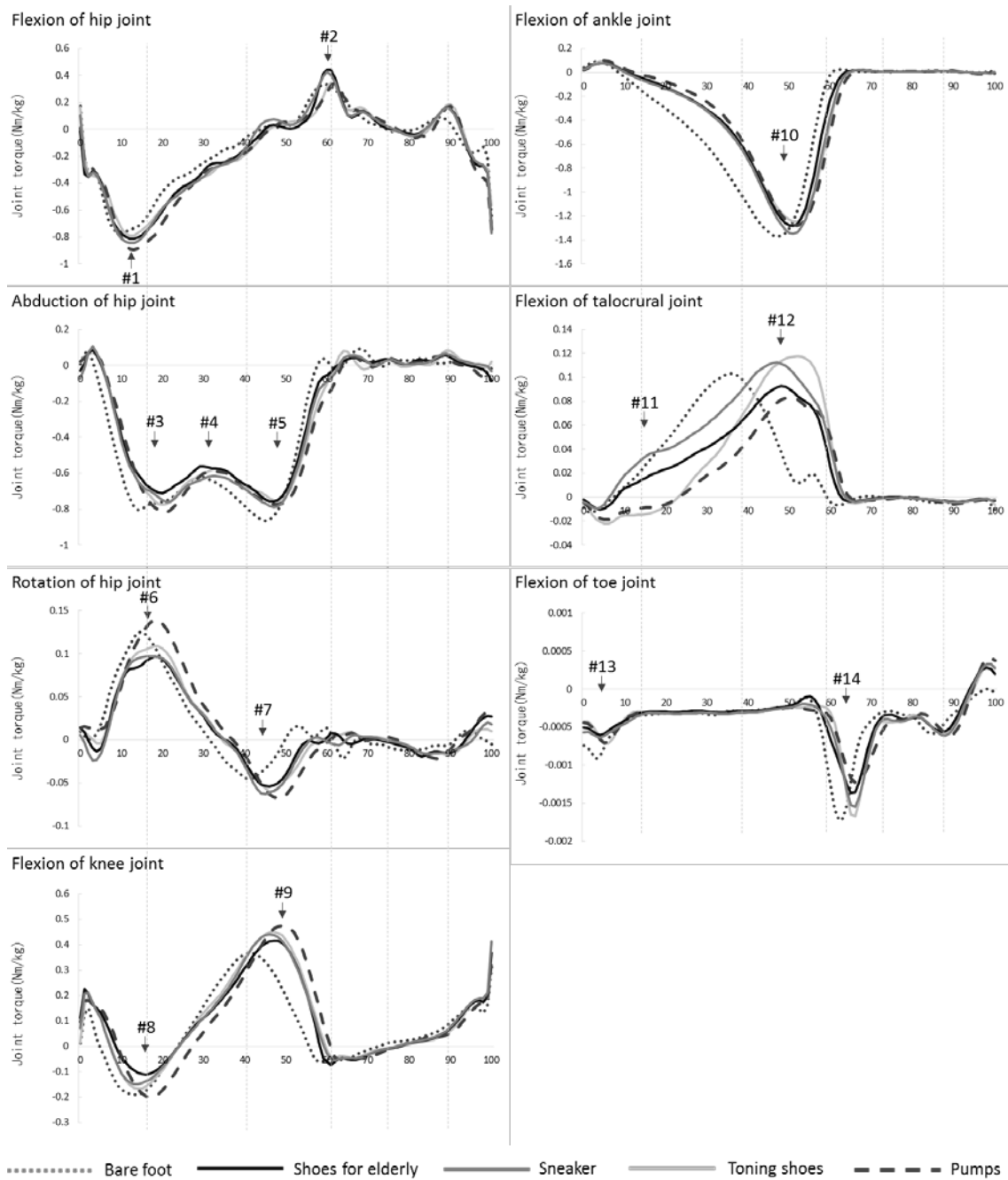


Fig.4-3-4-2 Changes of joint torque in one gait cycle of young group (n=10)

Table4-3-4-1 Statistical significance test of joint torque of hip joint and knee joint

\* : P<0.05、\*\* : P<0.01

Flexion of Hip joint						Young						
Elderly						Young						
	1	2	Mean1	Mean2	p-value		1	2	Mean1	Mean2	P	
#1	Bare foot	Shoes for elderly	0.88	0.83	0.424	#1	Bare foot	Shoes for elderly	0.74	0.89	0.114	
		Sneaker		0.87	0.223			0.94		0.093		
		Toning shoes		0.89	0.418			0.86		0.163		
		Pumps		0.85	0.221			0.83		0.026		
#2	Bare foot	Shoes for elderly	0.26	0.36	0.002	**	#2	Bare foot	0.37	0.48	0.001	**
		Sneaker		0.38	0.013	*				0.39	0.027	*
		Toning shoes		0.39	0.010	*				0.52	0.464	
		Pumps		0.36	0.005	**				0.37	0.500	

Abduction of hip joint						Young					
Elderly						Young					
	1	2	Mean1	Mean2	P		1	2	Mean1	Mean2	P
#3	Bare foot	Shoes for elderly	0.71	0.77	0.082	#3	Bare foot	Shoes for elderly	0.76	0.76	0.454
		Sneaker		0.81	0.002			*		0.84	0.469
		Toning shoes		0.77	0.040			*		0.75	0.233
		Pumps		0.80	0.007			**		0.79	0.260
#4	Bare foot	Shoes for elderly	0.64	0.69	0.146	#4	Bare foot	Shoes for elderly	0.55	0.58	0.398
		Sneaker		0.69	0.014			*		0.57	0.302
		Toning shoes		0.68	0.036			*		0.56	0.304
		Pumps		0.71	0.070					0.57	0.403
#5	Bare foot	Shoes for elderly	0.77	0.85	0.063	#5	Bare foot	Shoes for elderly	0.79	0.78	0.475
		Sneaker		0.88	0.041			*		0.82	0.439
		Toning shoes		0.85	0.059					0.80	0.375
		Pumps		0.86	0.009			**		0.77	0.473

Rotation of hip joint						Young					
Elderly						Young					
	1	2	Mean1	Mean2	P		1	2	Mean1	Mean2	P
#6	Bare foot	Shoes for elderly	0.15	0.11	0.327	#6	Bare foot	Shoes for elderly	0.12	0.11	0.253
		Sneaker		0.15	0.115			0.15		0.271	
		Toning shoes		0.13	0.198			0.11		0.490	
		Pumps		0.12	0.390			0.12		0.218	
#7	Bare foot	Shoes for elderly	0.06	0.06	0.091	#7	Bare foot	Shoes for elderly	0.05	0.08	0.205
		Sneaker		0.06	0.492			0.08		0.042	*
		Toning shoes		0.05	0.341			0.06		0.069	
		Pumps		0.06	0.381			0.07		0.009	**

Flexion of knee joint						Young					
Elderly						Young					
	1	2	Mean1	Mean2	P		1	2	Mean1	Mean2	P
#8	Bare foot	Shoes for elderly	0.24	0.25	0.400	#8	Bare foot	Shoes for elderly	0.27	0.29	0.290
		Sneaker		0.23	0.494			0.32		0.429	
		Toning shoes		0.25	0.355			0.31		0.315	
		Pumps		0.26	0.485			0.30		0.088	
#9	Bare foot	Shoes for elderly	0.09	0.11	0.035	*	#9	Bare foot	0.06	0.09	0.071
		Sneaker		0.07	0.026	*				0.07	0.057
		Toning shoes		0.07	0.025	*				0.08	0.078
		Pumps		0.08	0.009	**				0.11	0.039





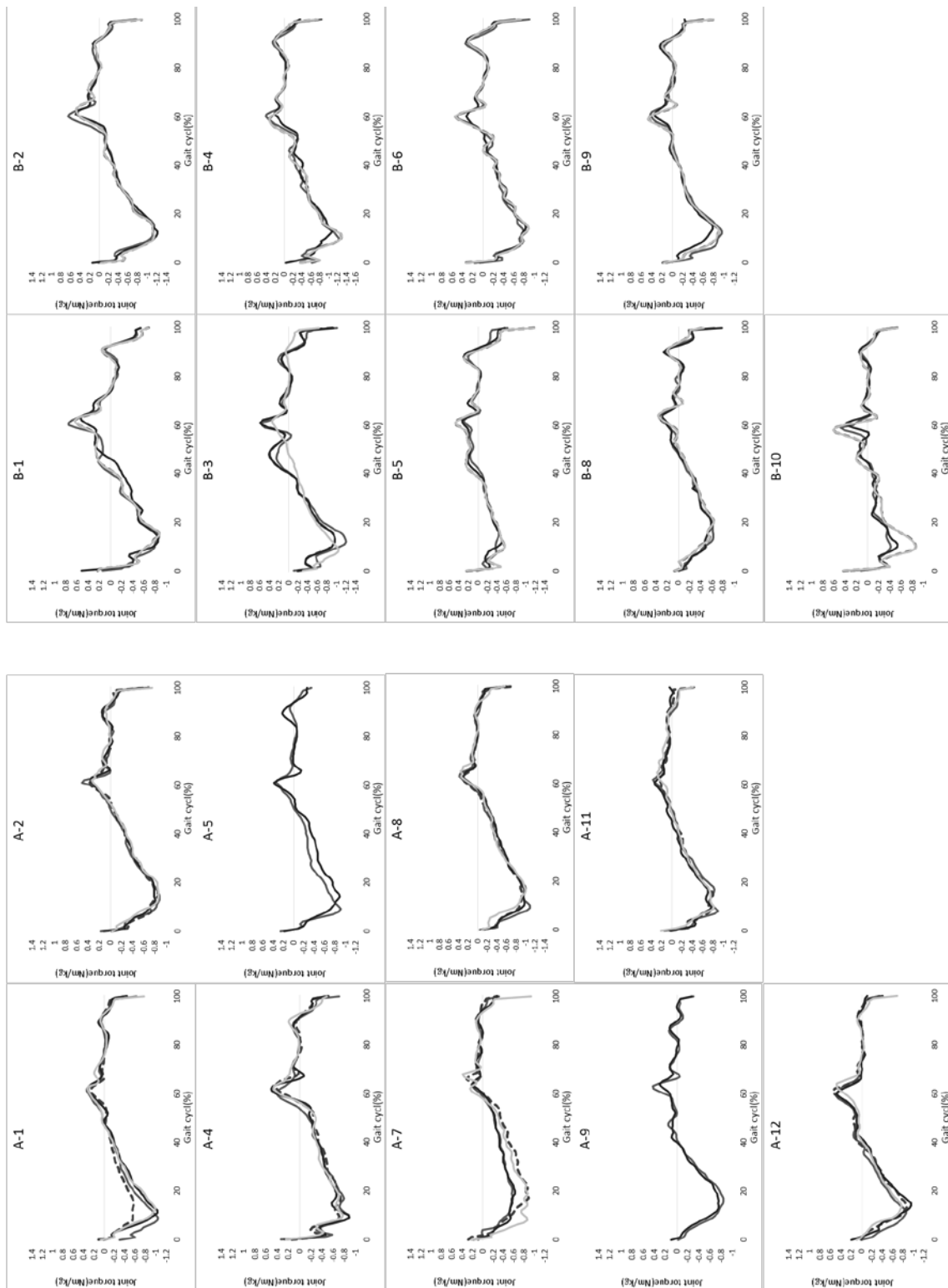


Fig.4-3-4-3 Result of flexion of hip joint torque of each subject

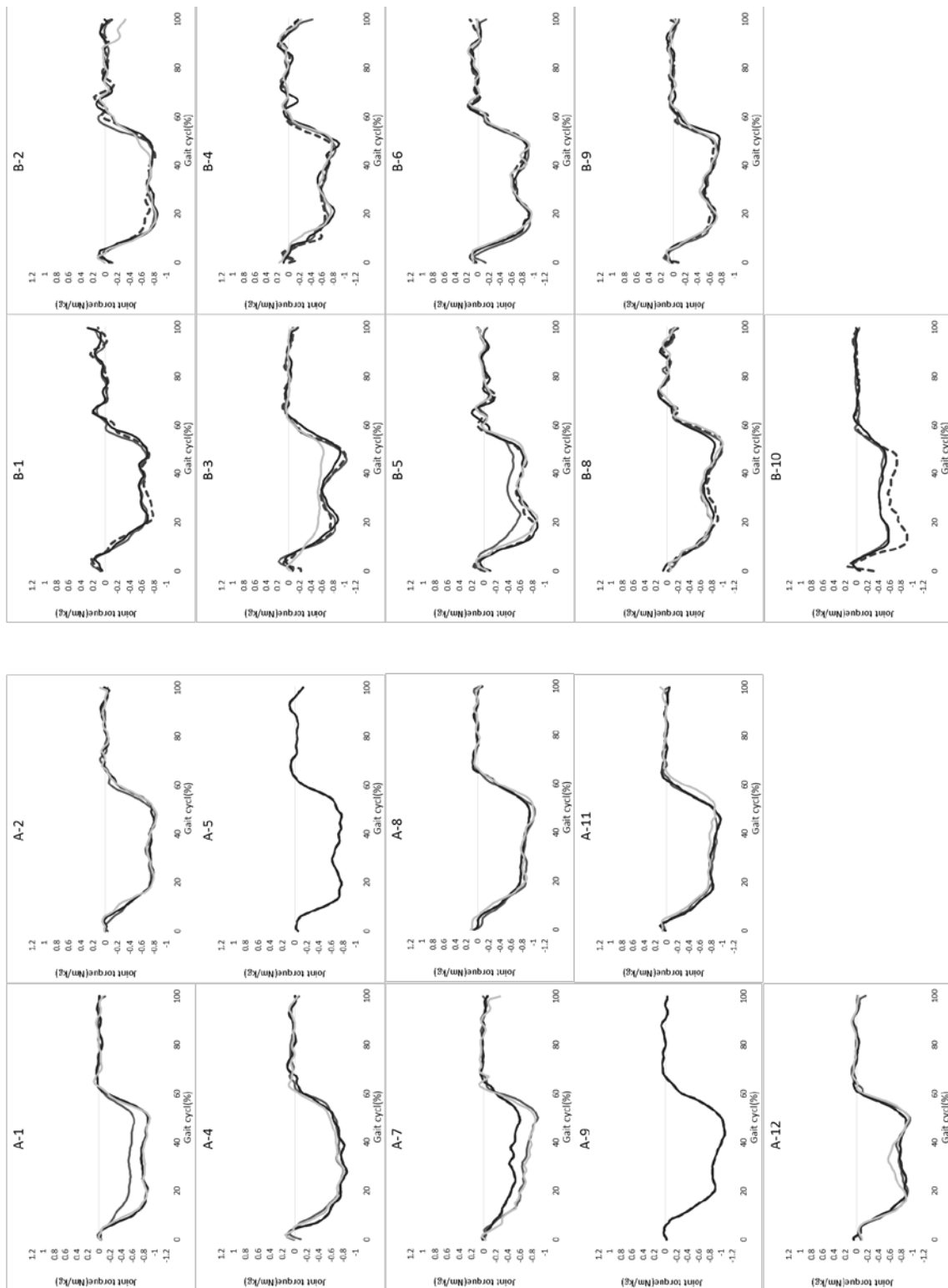


Fig.4-3-4-4 Result of abduction of hip joint torque of each subject

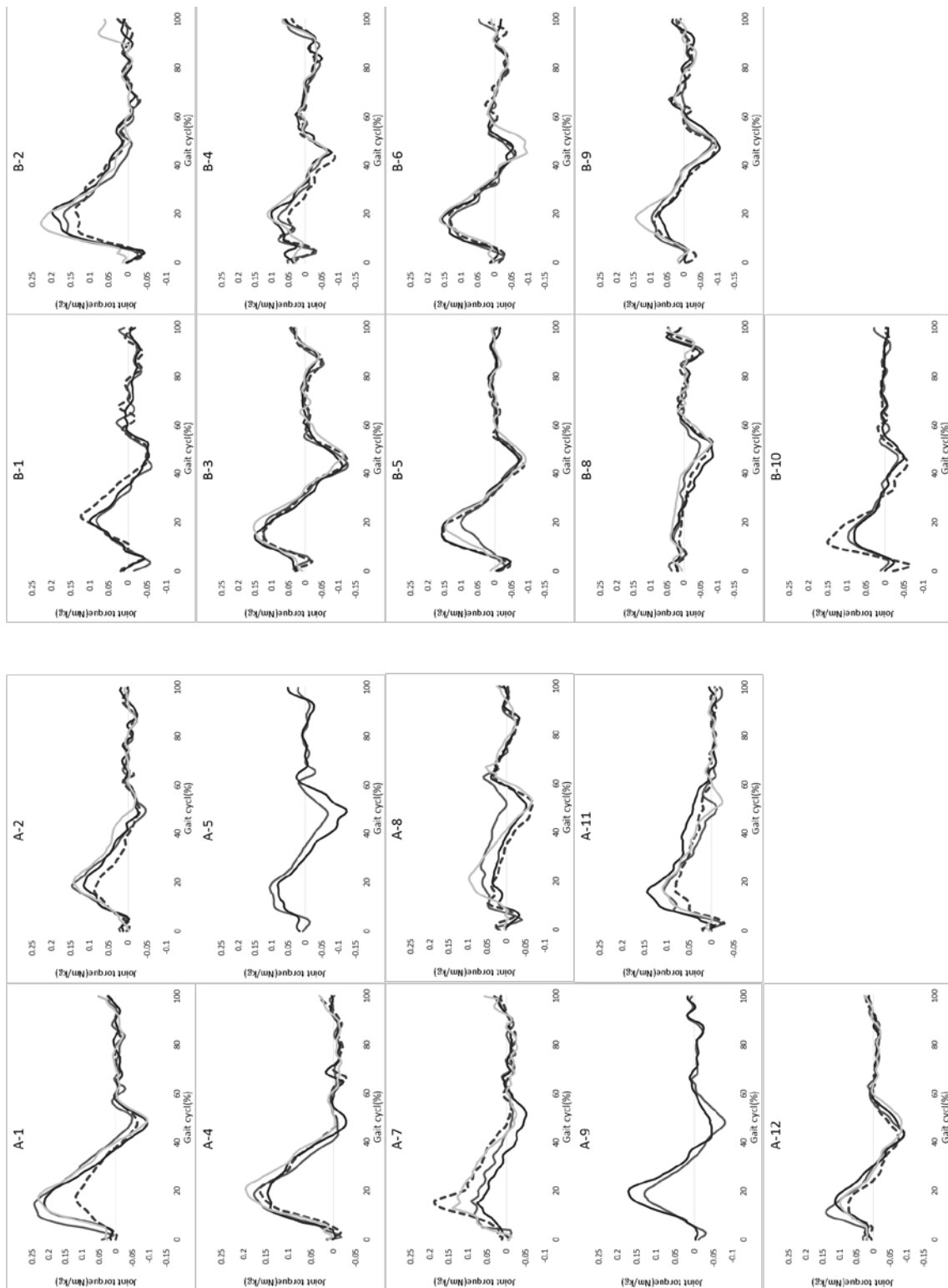


Fig.4-3-4-5 Result of rotation of hip joint torque of each subject

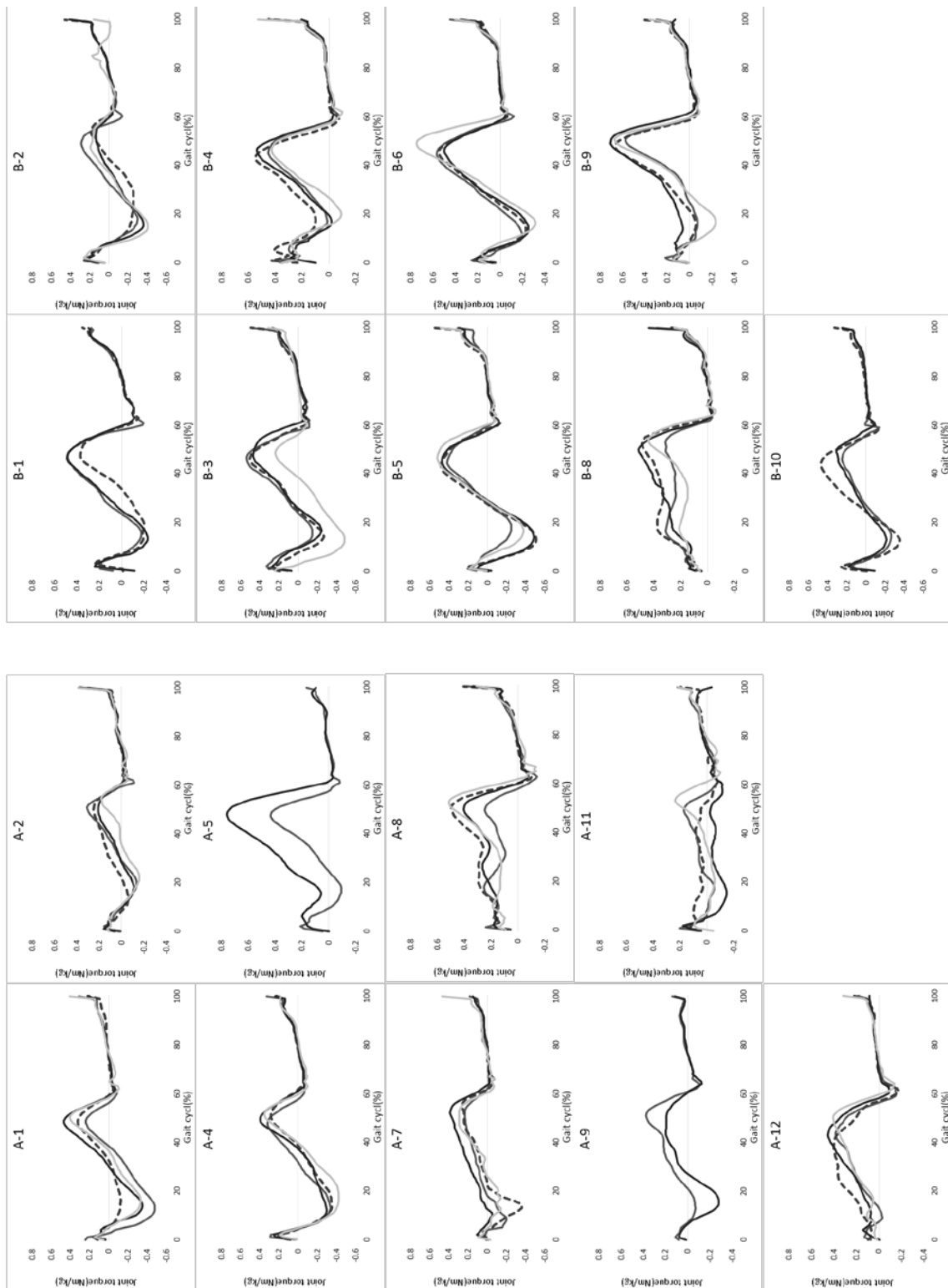


Fig.4-3-4-6 Result of knee joint torque of each subject

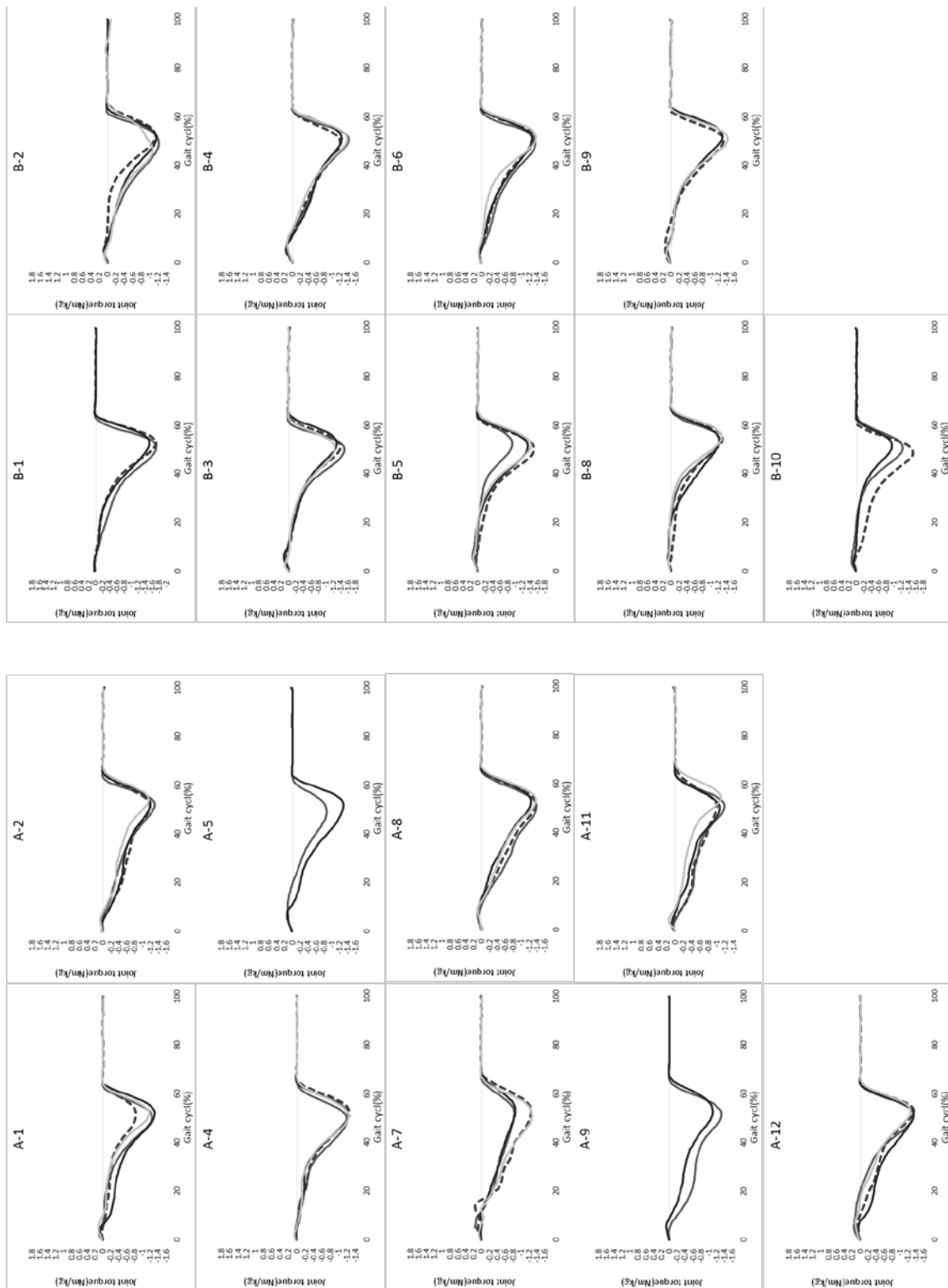


Fig.4-3-4-7 Result of ankle joint torque of each subject

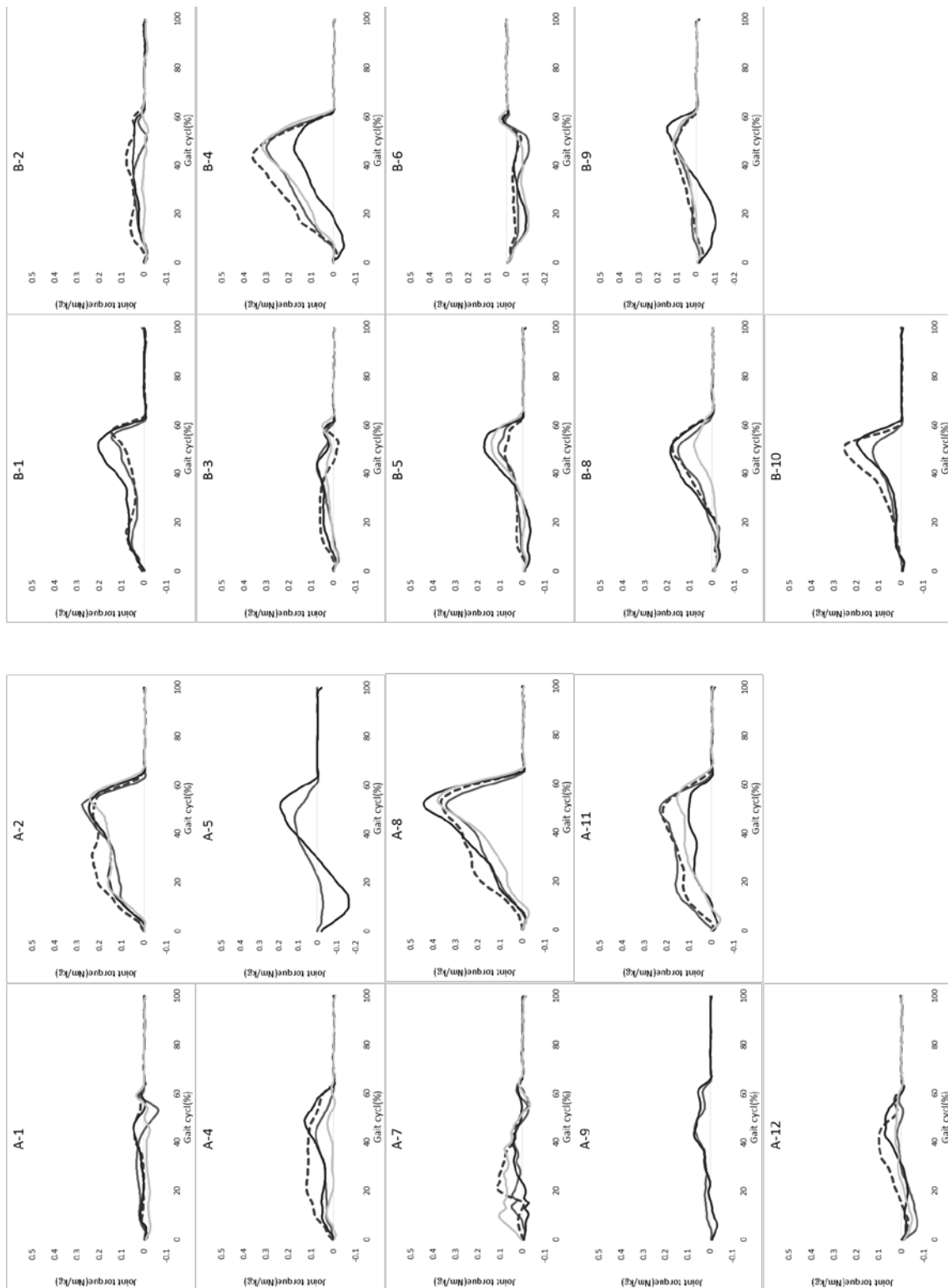


Fig.4-3-4-8 Result of talocrural joint torque of each subject

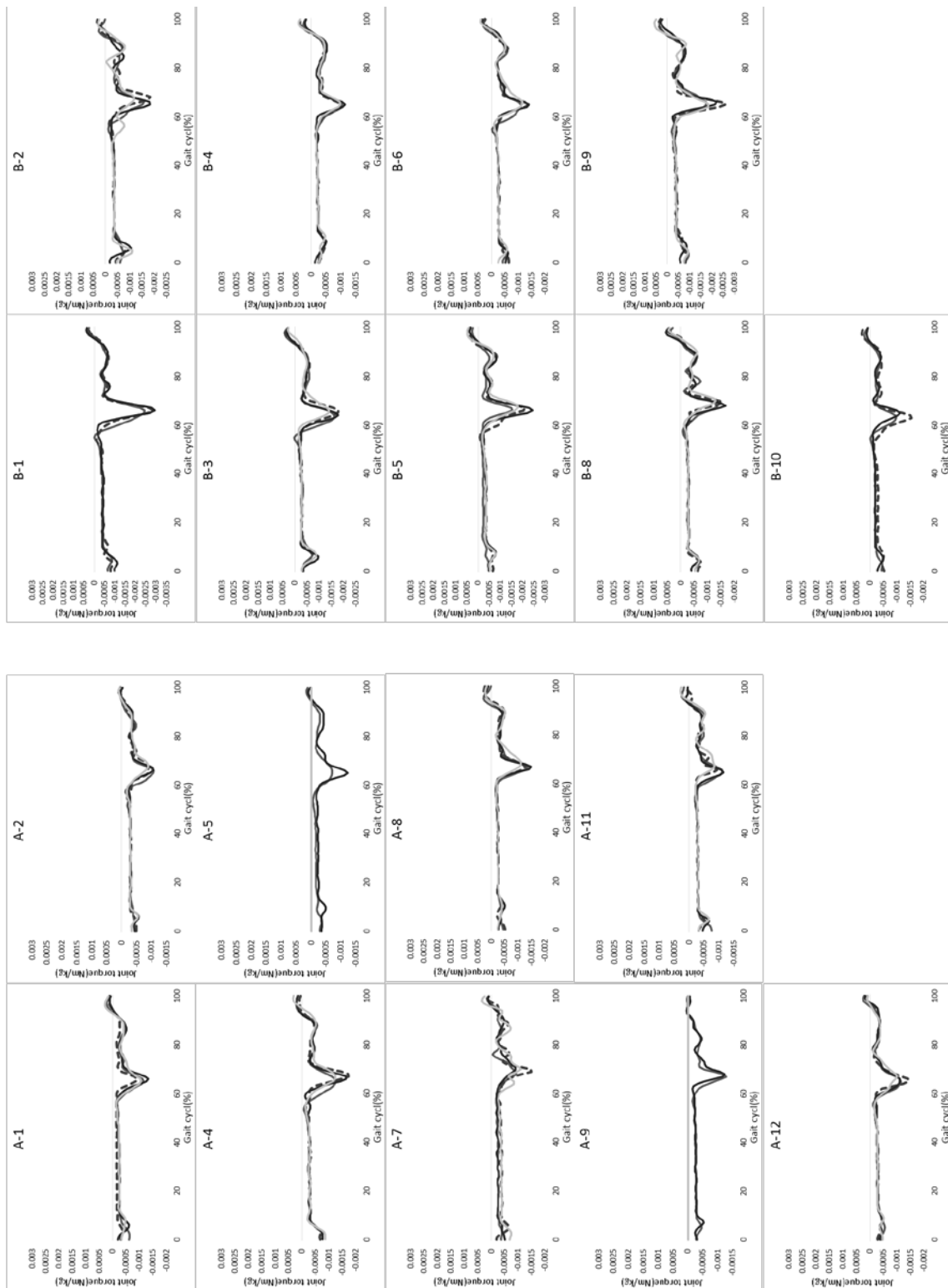


Fig.4-3-4-9 Result of toe joint torque of each subject



#### 4.4 考察

第4章では、第3章の素足歩行のデータをもとに、高齢群と若年群の靴を履用した際の歩容について検討した。その結果、靴を履くことの効果は、世代により異なることが示された。

マーカ軌跡の解析から、両群の体幹の上下・左右振幅について分析した。結果として、高齢群では一部を除いて靴の履用による影響は見られなかったが、若年群では靴履用時に左右振幅が大幅に増加し、また上下振幅についても最小値と最大値の差が広がるなどの効果が見られた。第3章において、体幹の左右振幅増加は左右方向床反力に反映されると指摘したが、若年群では、靴の履用効果により体幹の左右振幅が増加するとともに、立脚相の左右方向床反力も外側へ偏った。第2章では、立位時の安定性の検討し高齢群は若年群と比較し意図的に重心移動をさせられる範囲が極端に狭まっていることを明らかにした。ハイヒールやトーニングシューズのようにソールの形状が特殊な履物に限らず、靴を履くことは一定の不安定さを生じさせると考えられる。若年群においては、不安定さに対してフレキシブルに重心を移動させ、振幅を増加させることで対応しているのではないかと推察した。対して高齢群では、重心移動の能力やバランス能力の衰えにより、柔軟な対応が難しく靴の履用効果が歩行に反映されにくいと考えた。

接地直前の両群のつま先高について、素足歩行と比較して靴を履いたときに上昇する傾向が見られた。特に高齢群では素足時と比較して上昇が大きくなった。これは若年群では素足歩行時にすでに接地前のつま先高が高く維持されていたのに対し、素足歩行のつま先高が低い高齢群では差が大きくなったためと考えられる。しかし、同時期の高齢群の足関節角度は、素足歩行と靴を履用した歩行で大きな差はなく、つま先高が上昇した理由については今後も検証が必要背ある。

関節角度の結果については、第3章では高齢群の股関節角度が若年群と比較し屈曲位であるのは、上体の前傾が原因の一つと指摘した。靴を利用した歩行において、その履用効

果については両群で差があり、高齢群では推進期の角度が増加し、若年群で同時期の角度は減少した。この要因としては、結果の項で述べたようにソールの矯正効果が考えられる。靴を履くとはつまりソールの上に立つことであり、ソールの形状が骨盤傾斜や重心移動のし易さなどに影響を与えた可能性がある。若年群においては、素足歩行時と靴履用時との差は立脚中期から推進期に限られている。これは骨盤傾斜が大幅に変化したというより、靴底の形により踵部と足先の高さに差が生じ、前方への推進時に上体が前に出るような姿勢になったためと考えられる。対して高齢群では、歩行一周全体で素足歩行時と靴履用時の波形に差があり、上体の前傾している高齢者では骨盤の傾斜そのものが変化した可能性が示されている。

膝関節と足関節の角度については、ハイヒールの履用により膝関節の屈曲角度が増すと、足関節はヒールによる固定のため伸展位になることなどが報告されている<sup>2)・3)・4)・5)・6)</sup>。本実験においても、パンプスの履用時には両群で先行研究と同様の結果が得られた。

関節トルクの結果において、素足歩行時との最も大きな差は、両群における推進期の膝関節屈曲トルクの大幅な上昇である。股関節角度の結果において、靴の履用が歩行姿勢や前方への推進のし易さに影響をおよぼす可能性を指摘した。靴の履用により股関節が伸びることで膝関節を柔軟に使いやすくなり、推進力の向上につながったことを示唆している。

若年群において、靴の履用により加速期の足趾関節伸展トルクが低下したが、これは靴の拘束により加速期の踏み切りが小さくなった可能性がある。長谷川ら<sup>8)</sup>は、青年男性を対象に足趾関節運動およびウィンドウメカニズムについて分析した。その結果、足甲を固定する靴は趾中足趾節関節の運動範囲を減少させ、同関節の固定が行われるため踵離地からつま先離地までの関節の伸展が減少するとした。第3章の素足歩行の分析において、若年群は高齢群と比較し加速期の足趾関節トルクが大きく、つま先の踏み切り力が大きいと推察したが、靴履用時の拘束によって強い踏み切りができず、踏み切りが制限されたと考えられる。もともと加速期の足趾関節トルクの小さい高齢群では、靴の履用による大きな変

化はなかった。

高齢群と若年群の靴の履用効果の比較において、足関節角度や足趾関節トルクなど若年群は高齢群と比較し、靴履用の効果が足部に表れやすい傾向が示された。竹内ら<sup>9)・10)</sup>は、高齢者の静止時安定性について検討し、高齢者は安定性を保持するため足関節周囲筋群を包括的に収縮させ足関節を固定すると述べている。加齢により足関節の柔軟性は低下すると考えられ、歩行時にもその影響が表れることで、足部動態に関する項目の結果では、高齢群において靴履用の効果が限定的だったと考えられる。齋藤ら<sup>11)・12)</sup>は足底の摩耗した靴を用いた歩行が歩行に及ぼす影響について、青年男性と高齢男性と対象に分析した。その結果、青年群では摩耗靴の履用により安定性低下を示す項目で変化が認められたが、高齢群では衝撃緩衝性を示す項目で変化があったとした。齋藤らの研究と試料の質が異なっているため比較が難しい点もあるが、本研究においては高齢群において履物の不安定さによる衝撃緩衝性の低下は特に確認できない。むしろ、若年群について股関節トルクで靴履用時に値の増加が認められ、この部分に関しては今後慎重な分析が求められる。安定性の低下については、若年群において靴の履用により体幹の左右振幅増加や左右方向床反力の外側への偏りから、齋藤らと類似した見解が示されたと考える。しかし、これは高齢者が安定性を維持しているというより、若年群は靴履用の不安定さに柔軟に対応した動きができるのに対し、高齢群では安定性や柔軟性の低下から靴の履用効果が反映されないためと言える。

#### 4.5 要約

靴の履用効果について、年代による差を検討することを目的に三次元動作解析装置と床反力計を用いて動態力学的な分析を行った。試料は靴底のフラットな高齢者用シューズ、靴底にやや丸みのあるスニーカー、靴底が球形のトーニングシューズ、3 cm ヒールパンプスの4種類とした。解析項目は上下・左右の最大振幅、つま先高と踵部の上下軌跡、下肢関節角度、床反力、関節トルクである。

主たる結果は以下の通りである。

1. 体幹の左右振幅と左右方向床反力の結果については、若年群では靴履用時に、体幹の振幅増加と、左右方向床反力の外側への増加が示されたのに対して、高齢群では素足歩行時と比較し靴履用時に大きな差がなかった。これは、若年群は不安定さに対して柔軟に重心を動かすことで対応できるが、重心移動能力の劣る高齢者ではこれが困難であるためと考えられる。
2. ソールの矯正効果により、立脚相における両群の股関節角度の差は小さくなった。
3. 靴の履用により、両群で推進期の膝関節屈曲トルクが上昇し、膝関節を使って発揮される推進力が大幅に高まった。これはソールによる上体姿勢の変化が前方への推進を補佐した可能性がある。
4. 若年群では、靴による足部の拘束で加速期の踏み切り力が減少することが示唆された。

## 引用文献

- 1) 土肥麻佐子, 持丸正明, 河内まき子: 高齢者の足部形態特性と靴の履き心地, 人間工学, 37(5), 228-237(2001)
- 2) 石黒圭応, 阿部薫, 近藤優: ヒール高の変化による歩行時の足関節角度の変動 - 立脚相を中心に -, 日本理学療法学会大会, 2008(0), E3P2187-E3P2187(2009)
- 3) 伊藤忠, 永谷元基, 林尊弘, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 林満彦, 太田進, 野々村淳, 松本芳樹, 井上真郷, 馬淵晃好: 健常者におけるハイヒールシューズと裸足の違いによる歩行時の骨盤角度の変動とその影響, 日本理学療法学会大会, 2009(0), C3O1097-C3O1097(2010)
- 4) 岩城大介, 出家正隆, 折田直哉, 島田昇, 細貴幸: ハイヒール歩行が膝関節運動へ及ぼす影響, 日本理学療法学会大会, 2011(0), Ab1083-Ab1083(2012)
- 5) 重枝利佳, 石井慎一郎: ヒール形状の違いが歩行中の膝関節に及ぼす影響, 日本理学療法学会大会, 2007(0), A0514-A0514(2008)
- 6) 平井茜, 青木修, 伴由衣菜, 佐久間香, 向井公一: ハイヒール歩行が立脚初期に膝関節屈曲角度を増大させるメカニズム, 理学療法科学, 30(2), 155-159(2015)
- 7) 川上智恵, 有泉知英子, 永井伸夫: ヒール靴が歩行に及ぼす動態力学的影響, 日本家政学会大会研究発表要旨集, 64, 127(2012)
- 8) 長谷川正哉, 金井秀作, 清水ミシェルアイズマン, 島谷康司, 田中聡, 沖貞明, 大塚彰: 着靴が足趾関節運動およびウィンドラスメカニズムに及ぼす影響について, 形態・機能, 5(2), 75 - 80(2007)
- 9) 竹内弥彦, 下村義弘, 岩永光一, 勝浦哲夫: 重心側方移動時の足圧中心動揺特性と体幹動揺・下腿筋力の関係, 日本生理人類学会誌, 10(1), 23 - 27(2005)
- 10) 竹内弥彦, 下村義弘, 岩永光一, 勝浦哲夫: 高齢者における足圧中心側方最大移動時の下腿筋活動特性, 理学療法科学, 20(4), 253-257(2005)

- 11) 齋藤誠二, 村木里志 : 靴底の摩耗が歩行中の下肢に与える影響, 人間工学, 42(4), 243-250(2006)
- 12) 齋藤誠二, 村木里志, 栢原裕 : 靴底の摩耗が高齢者の歩行中の下肢に与える影響, 人間工学, 43(5), 245-251(2007)

## 第5章

高齢群と若年群の

歩行時下肢筋活動の比較

## 5.1 緒言

第3・4章において、素足時と靴履用時の歩行について、世代による差が明らかになった。加えて、あらゆる動作は筋活動に起因するものであることを考えると両群の歩行時筋活動にも差があると予想できる。

高齢者の歩行能力と筋機能の関係については多くの報告がなされている。小野塚ら<sup>1)</sup>は、筋力と歩行能力の関係について最大歩行速度と下肢筋力を測定し、歩行能力の高い者ほど筋力が強く、特に足底屈筋群の力が優れていると述べている。眞竹ら<sup>2)</sup>は高齢女性33名を対象に歩行速度、筋力・筋力等を測定した。結果として、加齢により膝関節伸展筋群および足関節底屈筋群が衰え、これらの筋群の衰えが膝関節の伸展に影響を及ぼし、歩行能力を低下させると示唆した。その他にも、高齢者の筋力と歩行能力を検討した論文は多く、筋機能が維持されている者ほど歩行能力の評価も高いという見解は様々な報告で一致している<sup>3) 4) 5)</sup>。

高齢者の歩行時筋活動についての報告では、山田ら<sup>6)</sup>は下肢表面筋の筋電図を測定し、若年群では歩行時に必要な時に最小限の筋しか活動していないのに対し、高齢群は歩行中持続的に高い筋活動が見られ、非効率な歩行を行っているとした。山口ら<sup>7)</sup>も、自由歩行において高齢者は若年者より多くの筋活動を必要とし、同一スピードの歩行ではその傾向がさらに強まると述べている。その他の報告においても、高齢者が若年者より多くの筋活動を必要としている、または動作に参画する筋が多くなる、といった傾向が指摘されている<sup>8) 9) 10)</sup>。

動作解析によって得られた結果を踏まえて歩行時筋活動を分析することは、詳細な歩行分析のために有意義であると考えられる。そこで第5章では、高齢群と若年群を対象に、素足歩行時と靴履用歩行時の下肢筋活動について検討する。



## 5.2 歩行時下肢筋活動の測定

### 5.2.1 被験者

被験者は高齢群と若年群の 2 つのグループに分けられる。高齢群は、補助者なしで実験に参加できる 70 歳以上の女性 10 名(以下高齢群)であり、若年群は本学の健康な成人女性 10 名(以下若年群)である。

両群の身体特性を Tab.5-2-1 に示す。表中には、厚生労働省の平成 24 年度「国民健康・栄養調査」の各世代の平均値を示す。本実験の被験者群は、若年群で身長と体重がやや平均を上回るが、比較的各世代の平均値に近い特性の集団であると言える。

Table5-2-1 Physical characteristics of subjects

<b>Elderly</b>					<b>Young</b>				
ID	Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI	ID	Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI
A-1	83	144.5	45.6	21.8	B-12	30	159.1	51.7	20.4
A-2	75	148.8	52.4	32.2	B-13	21	162.2	48.7	18.5
A-4	73	155.1	60.8	25.3	B-14	20	163.4	46.6	17.5
A-5	74	148.2	49.1	22.4	B-15	23	166.7	65.5	23.6
A-7	86	148.7	49.3	33.8	B-16	23	165.0	52.7	19.4
A-8	79	156.8	63.0	25.6	B-17	20	153.6	55.1	23.4
A-10	86	146.5	46.9	21.9	B-18	21	157.2	39.1	15.8
A-11	80	150.2	54.7	38.0	B-19	22	171.8	69.8	23.6
A-12	82	149.6	38.7	17.3	B-20	21	168.5	52.8	18.6
A-13	81	139.4	45.8	23.6	B-21	21	152.1	53.1	23.0
MEAN	79.9	148.8	50.6	26.2	MEAN	22.2	162.0	53.5	20.4
STDEV	4.7	4.9	7.3	6.4	STDEV	2.9	6.4	8.8	2.9

<b>National Health and Nutrition Survey</b>					<b>National Health and Nutrition Survey</b>				
	Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI		Age	Higt (cm)	Wight (kg)	BMI
MEAN	75-79	148.9	51.3	23.1	MEAN	22	157.4	51.1	21.0
STDEV		5.7	8.5		STDEV		5.1	8.3	

### 5.2.2 実験方法

#### 5.2.2.1 測定筋

測定の対象筋は大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋内側、腓腹筋外側とした。

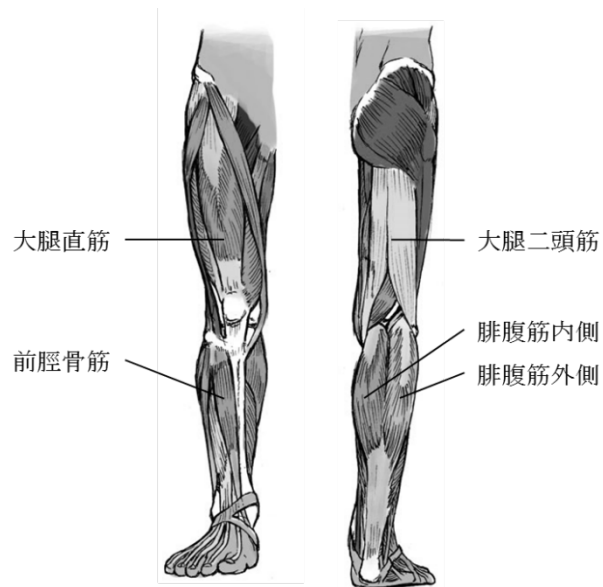


Fig.5-2-1 Measurement position of EMG

#### 5.2.2.2 測定手順

測定にはコードレス筋電計 MQAir(キッセイコムテック株式会社)を用いた。収録ソフトは VitalRecorder2(キッセイコムテック株式会社)である。サンプリング周波数は 1000Hz とした。被験者の身体に電極を貼付し、測定機器を取り付けたあと、被験者には 5~10 秒間立位安静の姿勢を保持してもらった。こちらの合図で被験者は歩行を開始し、再び合図があるまで歩行路上を継続して歩行した。被験者の疲労を考慮し、歩行時間は 30 秒ほどとした。素足と 4 種類の試料について、測定順はランダムとし順番はランダム表を作成しそれに則り行った。



Fig.5-2-2 State of the experiment

#### 5.2.2.3 試料

試料は第 4 章で使用したのと同じ 4 種を用いた。靴の種類は、女性が利用する靴の代表的なものとしてヒール高 3 cmの中ヒールパンプスと、ヒールのない履物のなかから、靴底のフラットな高齢者用シューズ、スポーツ用スニーカー、靴底にバランスボール状のデザインを施したトーニングシューズをとした。いずれの試料も市販されているものの中で一般的な形のものを選んだ。

#### 5.2.2.2 解析

解析に使用したソフトウェアは多用途生体情報解析プログラム BIMTAS II (キッセイコムテック株式会社)である。

被験者が歩行に慣れだした収録半ばから波形の安定している 3 周期分を抜き出し、3 周期の平均値をその被験者の値とした。波形は整流処理の後、筋電図積分値を算出した。歩行一周期を構成する 6 期間ごとに測定した筋電図波形の積分値を求めた。

### 5.2.2.3 統計処理

統計処理には統計解析ソフトエクセル統計を用いた。両群の各測定項目の平均値の検定では Student の t 検定を行い、危険率 5%未満を有意水準とした。また、各試料間の検定には一元配置の分散分析(one-way ANOVA)による多重比較を行った。いずれも危険率 5%未満を有意水準とした。

なお、本実験は本学の倫理委員会の承認を得たものである。承認番号は S13A04 である。

## 5.3 結果

### 5.3.1 素足歩行時の筋活動

筋電図の解析においては、右脚の大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋内側、腓腹筋外側について歩行一周期の 6 つの期間ごとに筋電図積分値を求めた。本実験では高齢被験者の身体的負荷を考慮し、最大随意収縮時の筋活動の測定は行わなかったため、高齢群と若年群との絶対値による比較はできない。したがって、高齢群と若年群それぞれに筋活動の特徴を考察した。

Fig.5-3-1-1 には、素足歩行における高齢群と若年群の 6 期間の筋電図積分値を示した。グラフ中の黄色が高齢群、緑が若年群の結果であり、上段左は大腿直筋、上段右が大腿二頭筋、中段左が前脛骨筋、中段右が腓腹筋内側、下段左は腓腹筋外側の結果である。

大腿直筋の筋活動については、若年群と比較した高齢群の接地期と立脚中期における筋積分値は有意に大きくなった。大腿二頭筋でも、同時期の高齢群の筋積分値は若年群と比較し有意に大きく、このことから高齢群では脚が接地してから前方へ推進していく過程で、大腿部の筋を過剰に働かせていることがうかがえる。これに対して、若年群の大腿直筋と大腿二頭筋では、接地期から推進期における筋活動の増加は高齢群と比較して小さく、若年群では大腿部の筋を過度に働かせることなく前方へ推進していくことができると考えられる。減速期において両群の大腿部の筋活動が高まるのは、接地前に脚を持ち上げるため大腿部の筋が貢献しているためと考えられる。

高齢群の前脛骨筋の筋積分値は、歩行一周期 6 期間すべてにおいて若年群と比較し有意に大きくなった。このことから、高齢群では歩行一周期を通し下腿前面で高い筋活動が起こっていることが示された。

腓腹筋内側・外側については、高齢群では立脚相の接地期、立脚中期、推進期において値の上昇が見られた。これに対して、若年群では立脚中期における筋活動が特に高くなっている。このことは、高齢群では接地から重心移動を経て蹴り出しまでの間に継続的に筋

を働かせているが、若年群では推進時に集中して筋を効率的に働かせていることを示していると考えられる。

筋活動については個人差が大きく平均値のみでの考察は難しい。そこで Fig.5-3-1-2～5-3-1-11 には筋ごとに各被験者のデータを示した。

大腿直筋の結果においては、高齢群では接地期と減速期に高値が示されるパターンが多く、A-1、A-7、A-10、A-12、A-13 の被験者は、立脚相初期の筋活動が他の期間と比較し特に高くなっている。若年群では減速期に立期間と比較してとりわけ高い筋活動が見られる者がおり、B-14、B-18、B-19 がこれに当てはまる。高齢群では、立脚相初期に他の期間と比較し高値を示す者がいたが、若年群では立脚相初期の値が他期間より極端に高い者は少ない。B-12 は推進期に高い筋活動が起こっていた。

大腿二頭筋の筋活動については、一つ目のパターンとして A-5、A-10、A-13、B-12、B-17、B-19、B-20 のように立脚相の初期と減速期に高い筋活動が起こる者がいる。もう一つは A-1、A-4、A-7、A-8、B-13、B-14、B-16、B-18 のように、立脚・遊脚相の半ばで一度値が低下する、もしくは推進・加速期などで値が上昇するなど、6 期間で値が上下するパターンである。そのほか A-2、A-12、B-15 などのように 1 極端に値の高い 1 期間があるパターンの者もいた。

前脛骨筋は足関節背屈・内反に作用する働きを持つ。そのため、つま先の上昇する減速期と接地期、踏切後の加速期などで活動が高まる。若年群では B-13、B-14、B-16、B-17、B-19 について、接地期、加速期、減速期で値が大幅に上昇し、高い筋活動が起こっている。高齢群でも A-1、A-2、A-4、A-5 のように接地期、加速期、減速期で高い筋活動が起こる者もいたが、A-10 や A-11 のように平坦なパターンを示す者もいた。

腓腹筋内側においては、若年群では全ての被験者が立脚中期に歩行一周期中で最も高い活動を示した。高齢群では A-1、A-7、A-10、A-12 などは立脚中期以外の期間で最高値を示している。腓腹筋外側については、腓腹筋内側と比較して若年群でも立脚中期における

値の上昇がやや穏やかである。また A-1、A-7、A-8、A-12、B-12、B-16 は推進期に最も高い筋活動が起こっている。

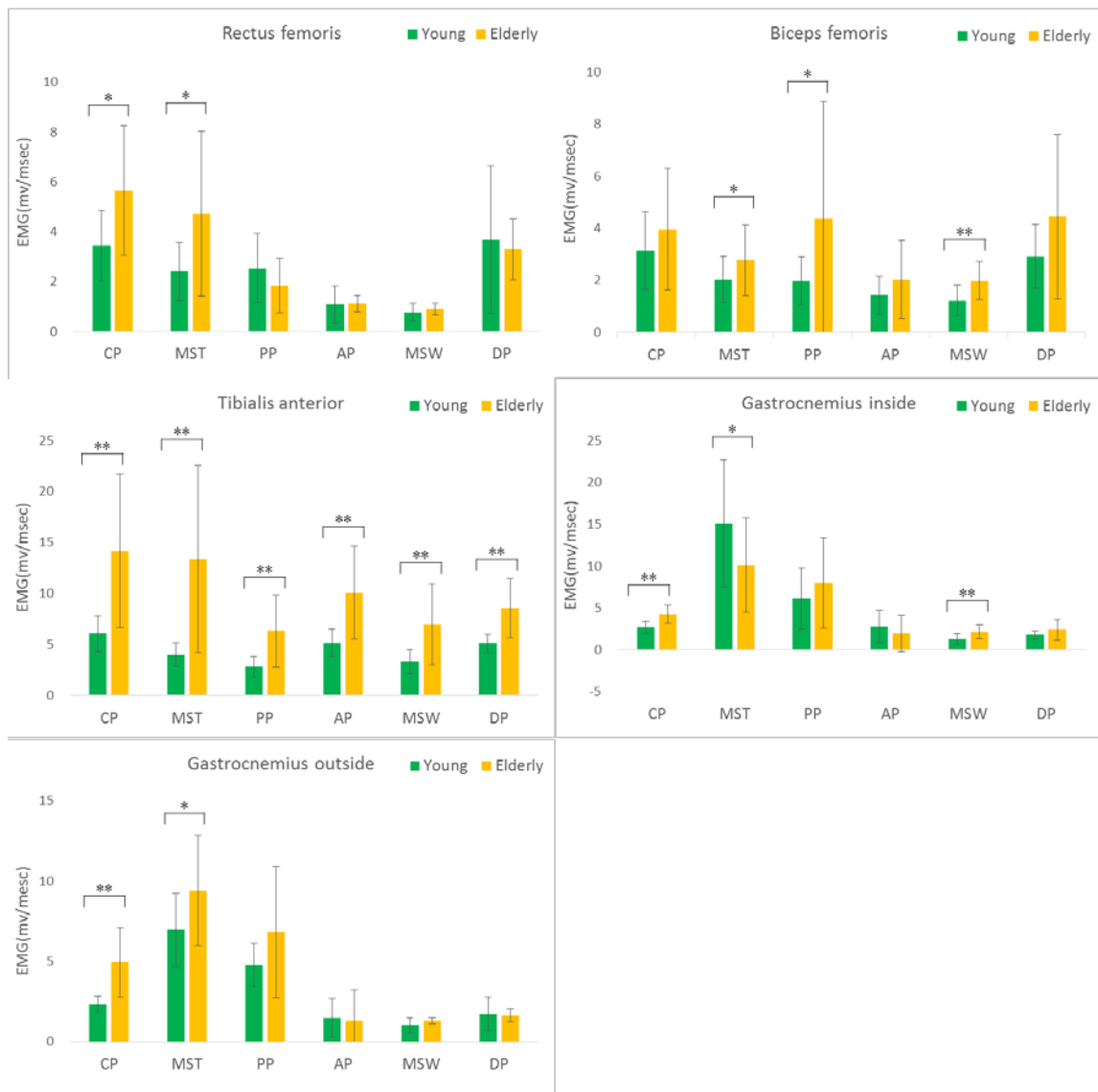


Fig.5-3-1-1 Integrated EMG value of right lower legs in 6 period during one gait cycle on bare foot (Elderly n=10, Young n=10)



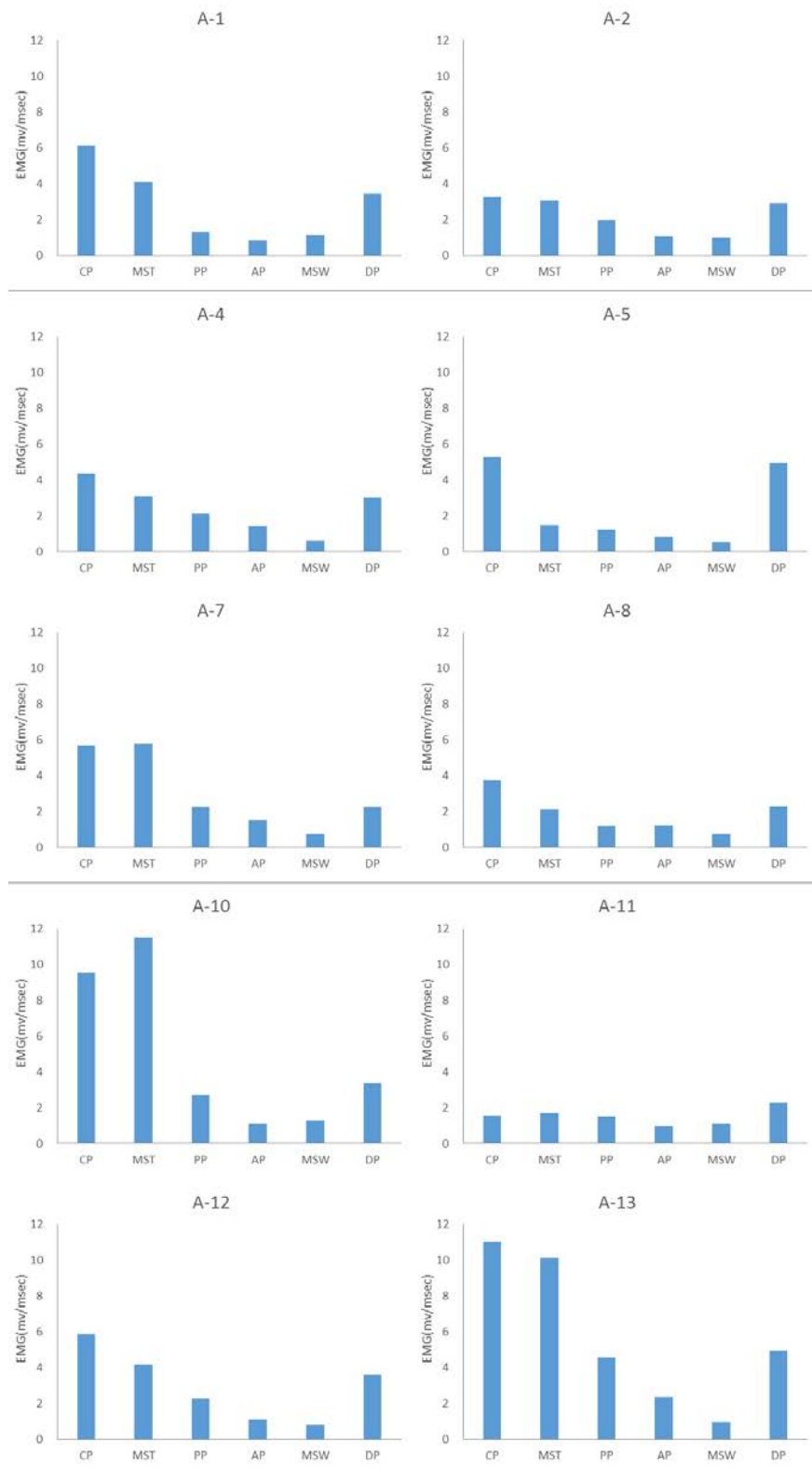


Fig.5-3-1-2 Result of the rectus femoris of each subject in the elderly group

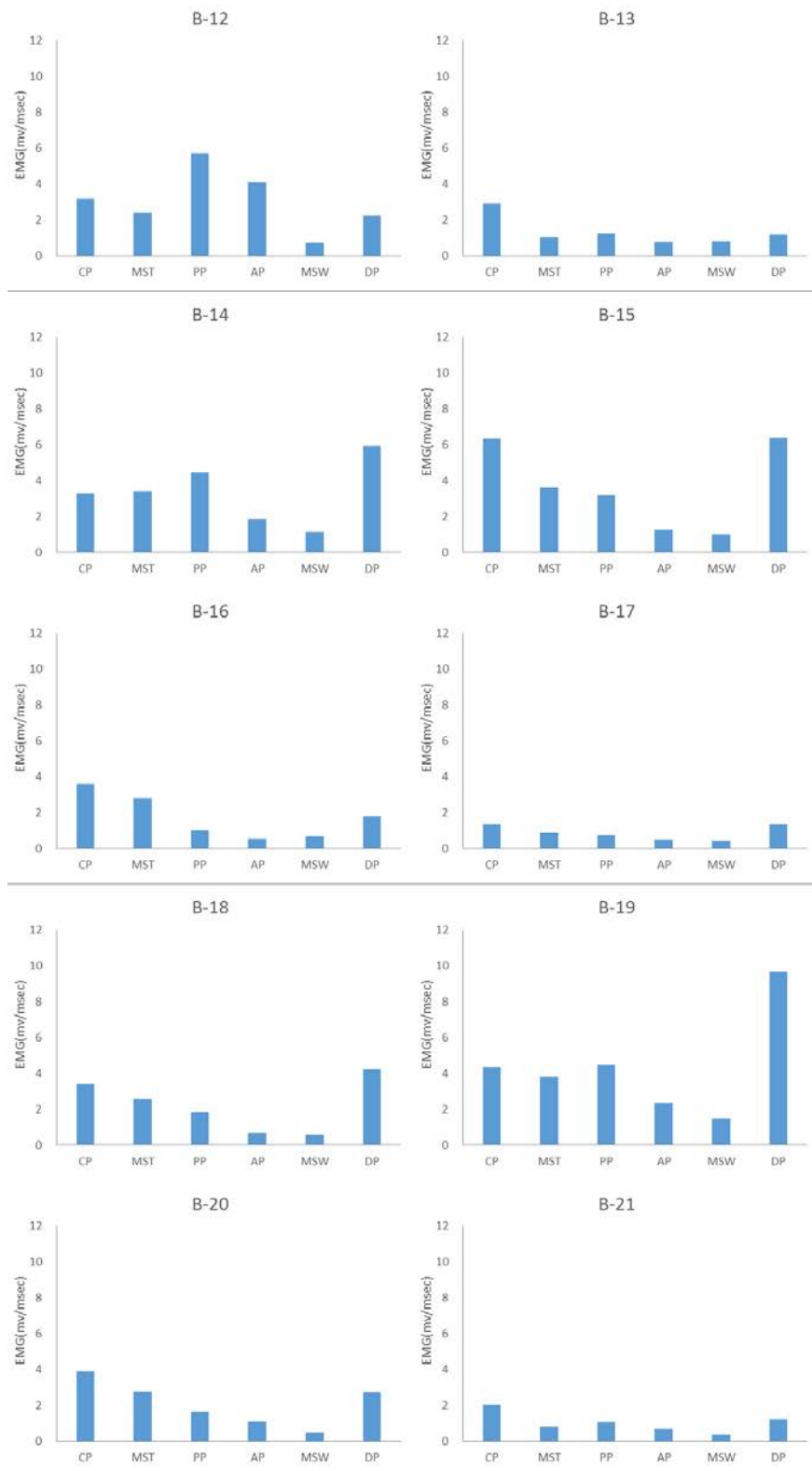


Fig.5-3-1-3 Result of the rectus femoris of each subject in the young group

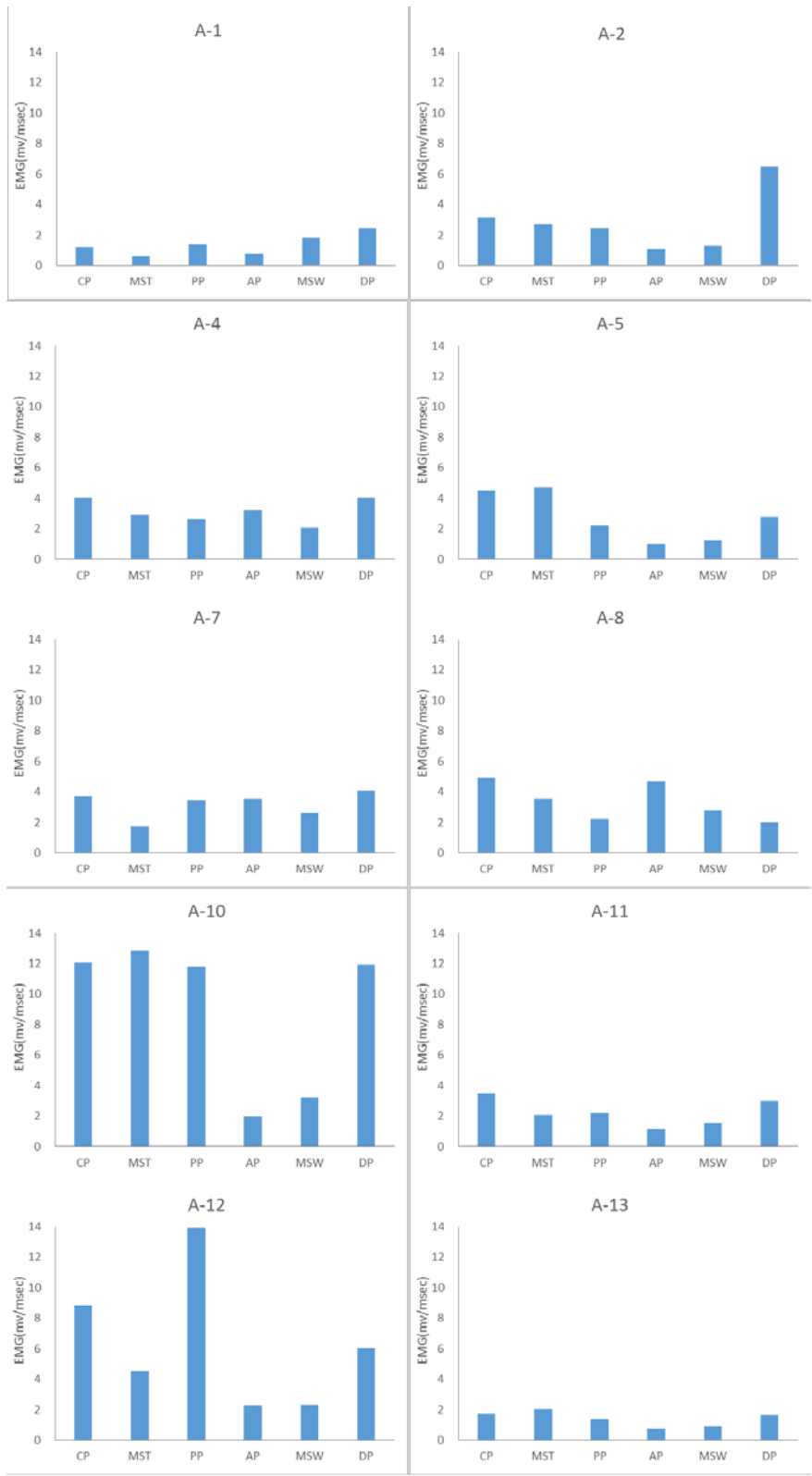


Fig.5-3-1-4 Result of the biceps femoris of each subject in the elderly group

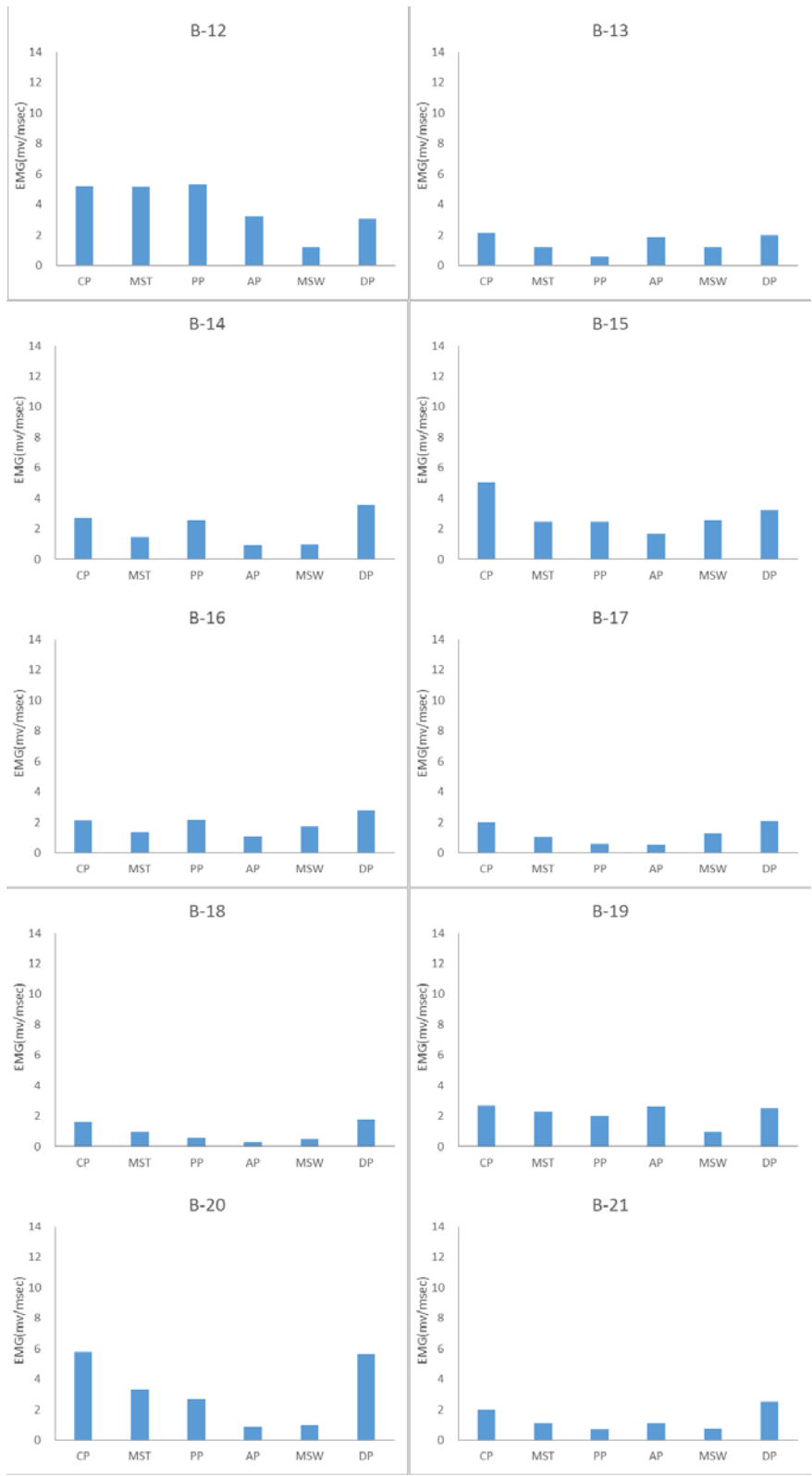


Fig.5-3-1-5 Result of the biceps femoris of each subject in the young group

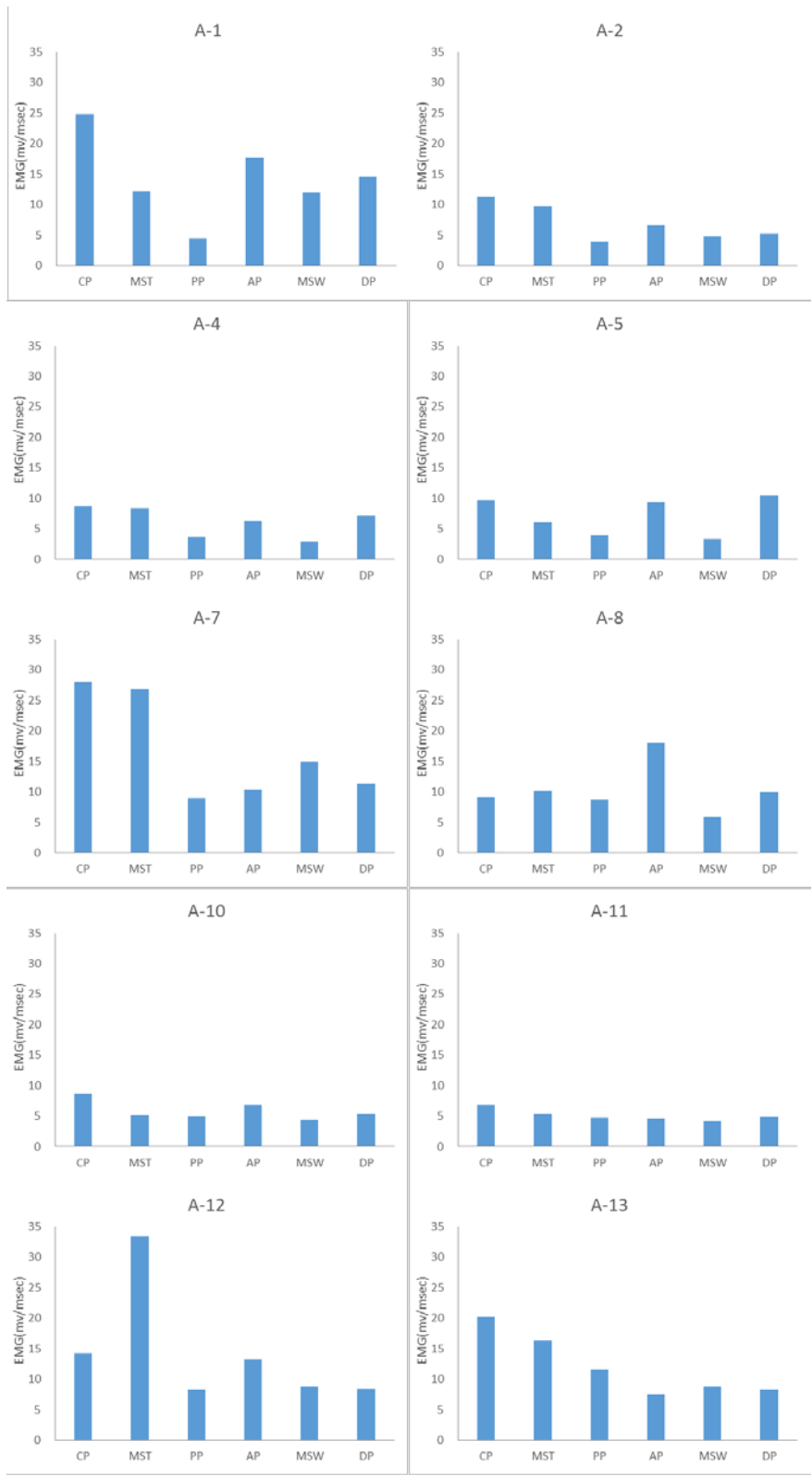


Fig.5-3-1-6 Result of the tibialis anterior of each subject in the elderly group

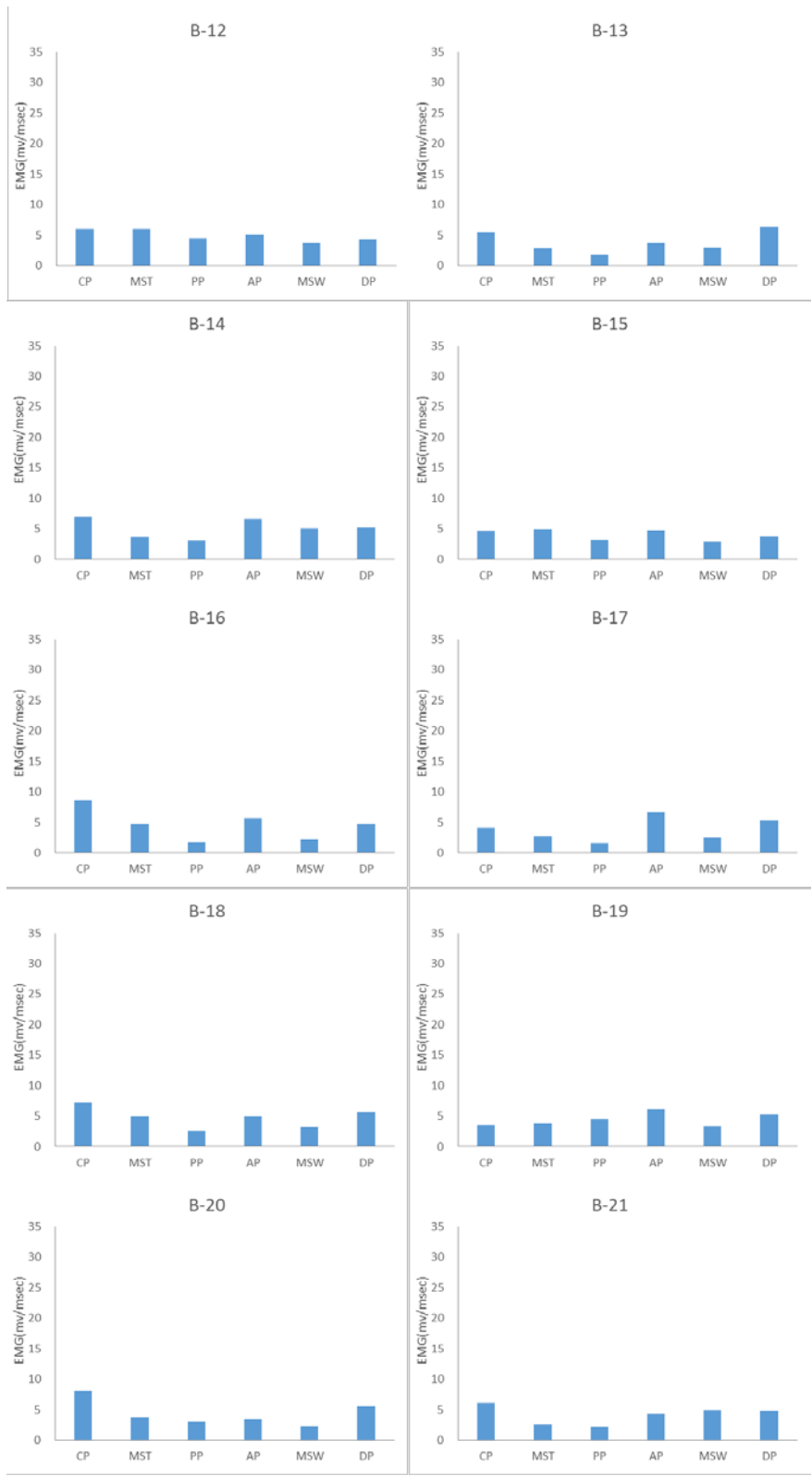


Fig.5-3-1-7 Result of the tibialis anterior of each subject in the young group

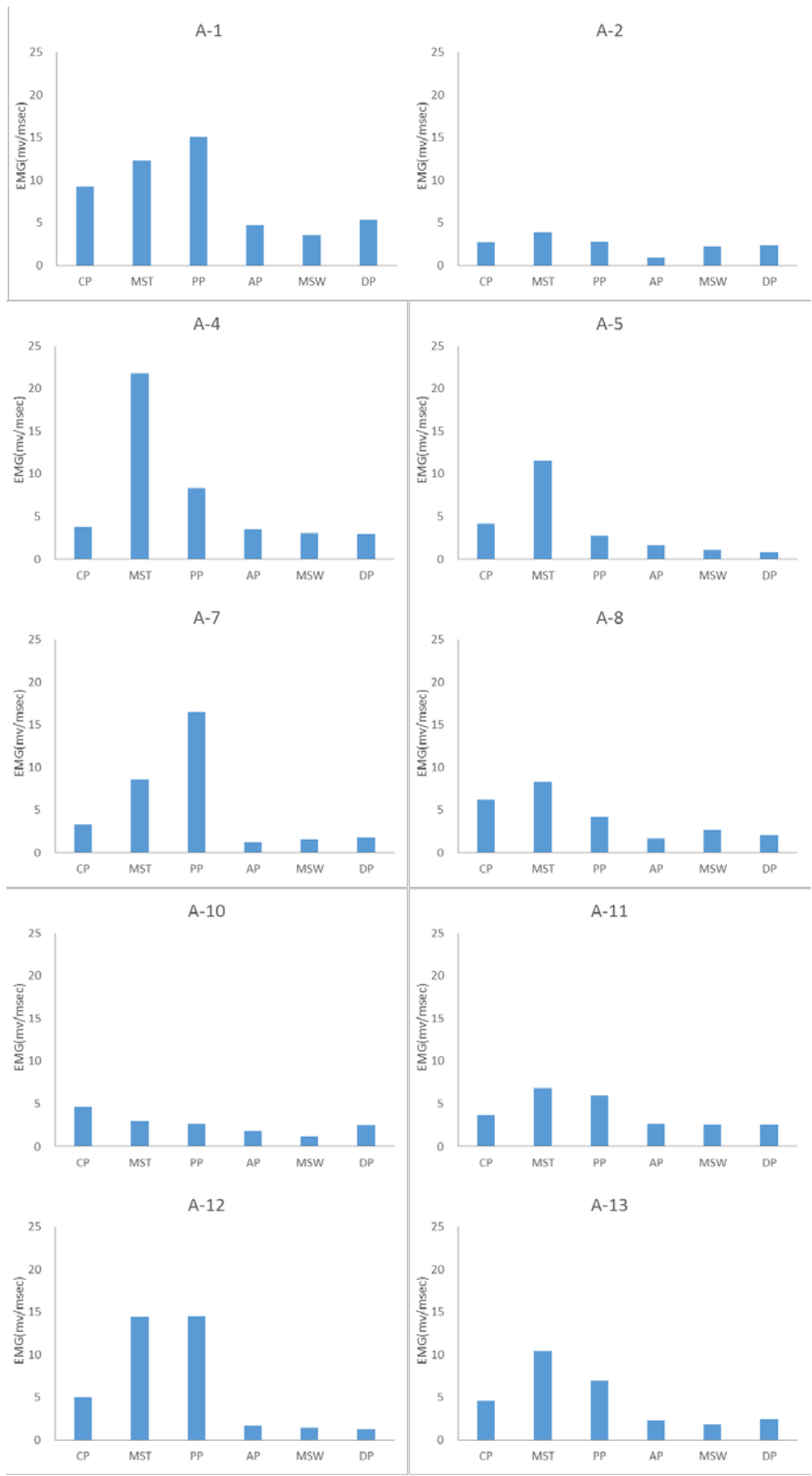


Fig.5-3-1-8 Result of the gastrocnemius inside of each subject in the elderly group

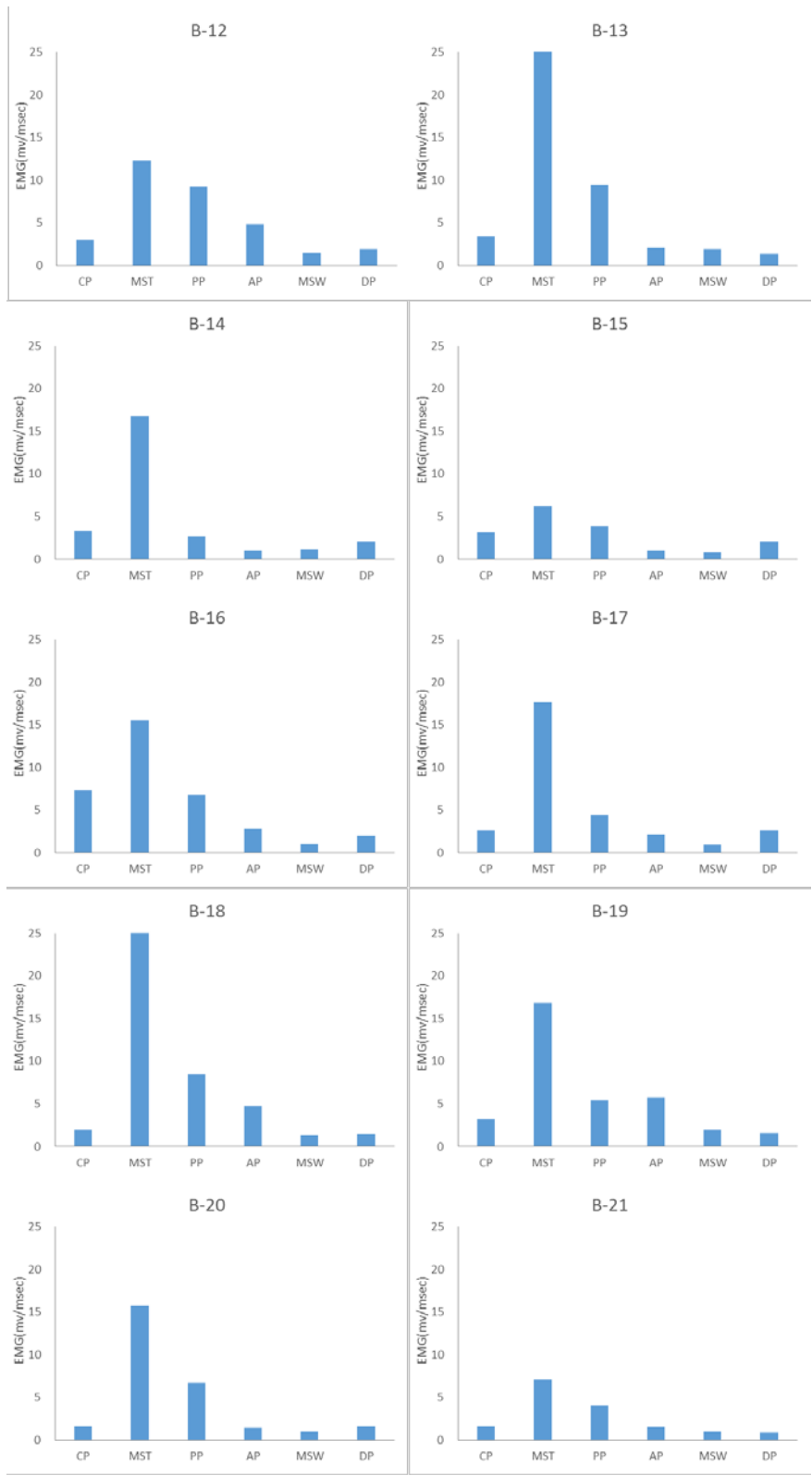


Fig.5-3-1-9 Result of the gastrocnemius inside of each subject in the young group



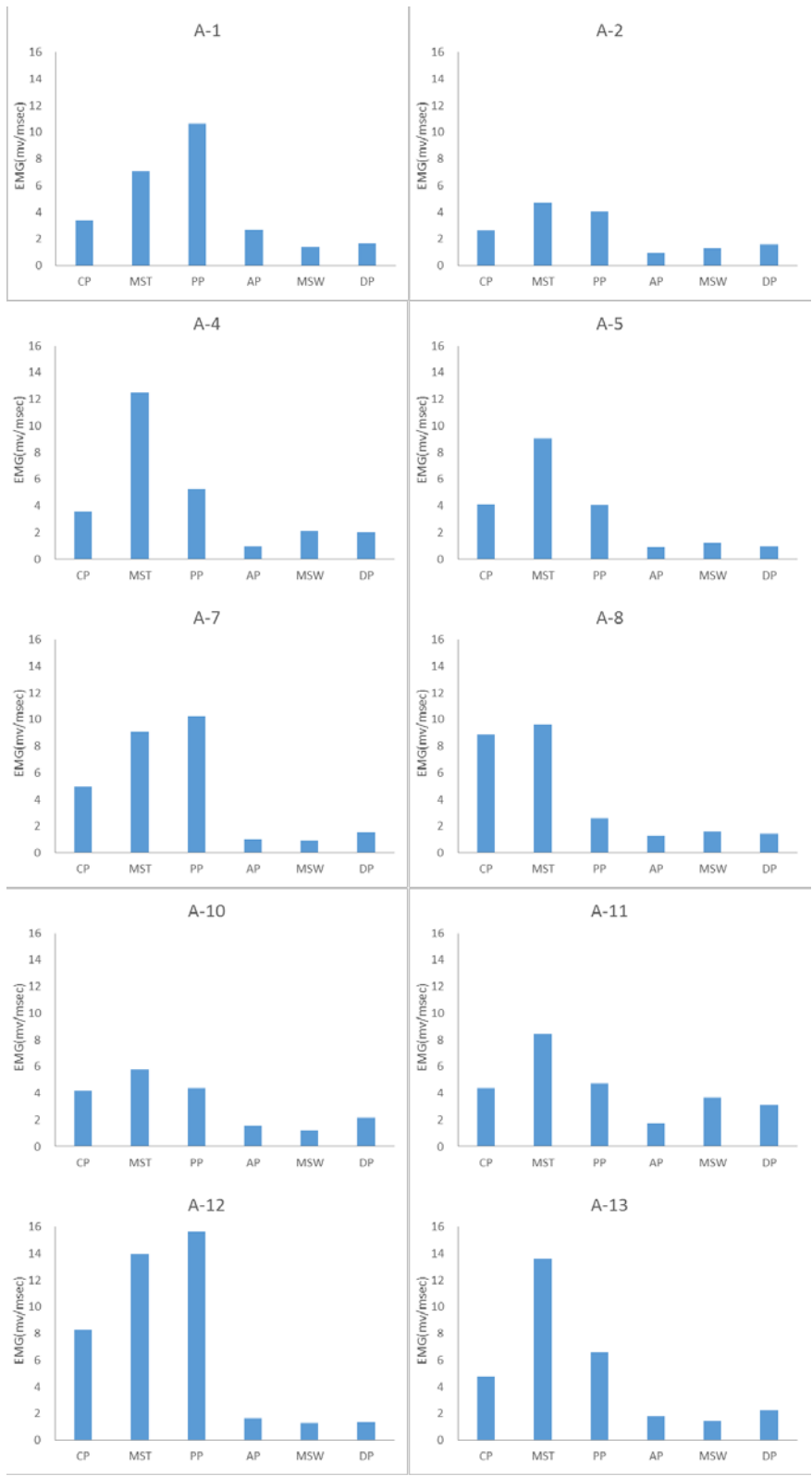


Fig.5-3-1-10 Result of the gastrocnemius outside of each subject in the elderly group

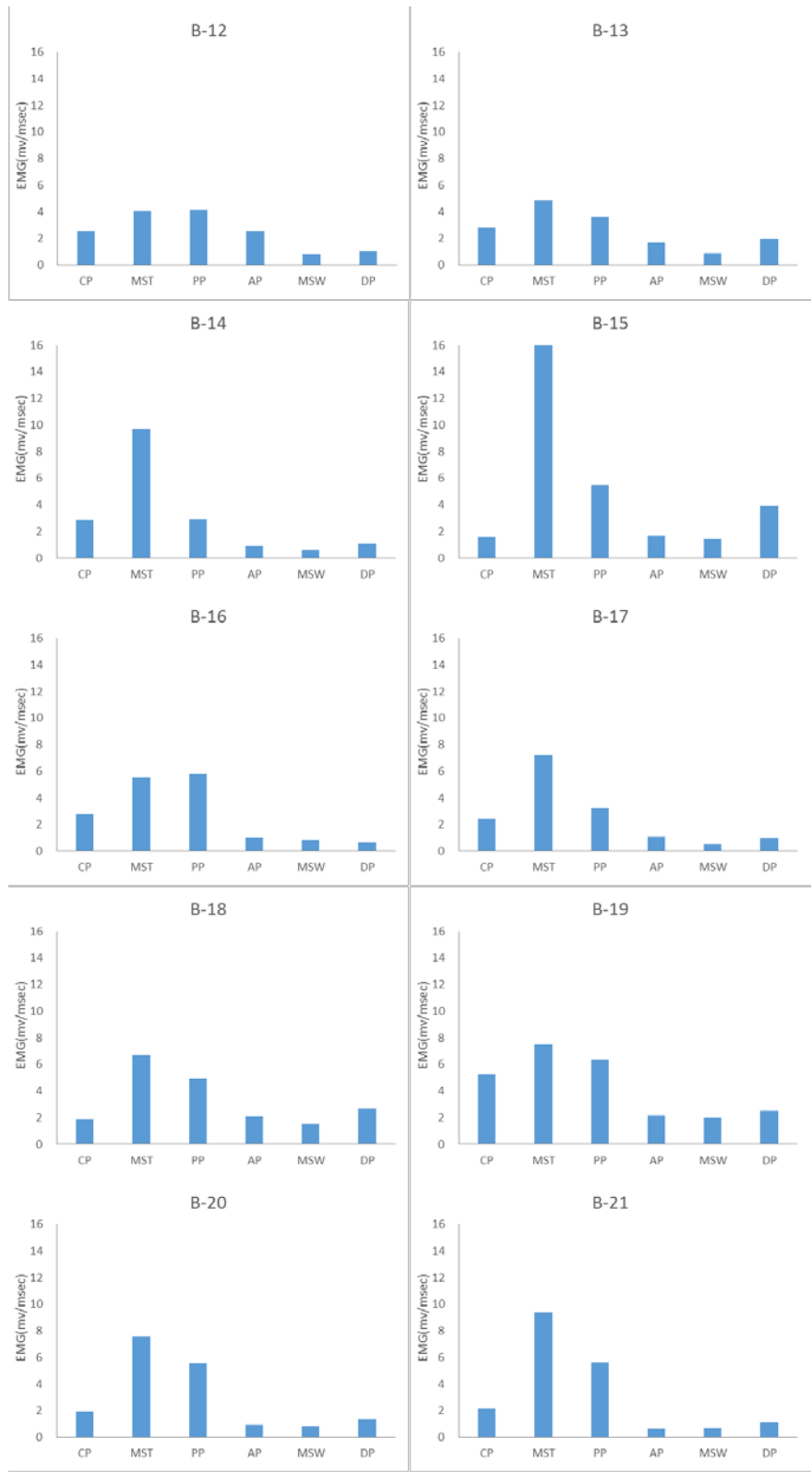


Fig.5-3-1-11 Result of the gastrocnemius outside of each subject in the young group

### 2.3.2 靴履用時の筋活動

Fig.5-3-2-1～4 には、両群の各試料履用時の筋活動の結果を示した。グラフは、素足歩行時の筋積分値を 0 としたとき、靴利用時に何%の筋積分値の増減が起こっているかを示した。素足時の結果と同様に、上段左が大腿直筋、上段右が大腿二頭筋、中段左が前脛骨筋、中段右が腓腹筋内側、下段左が腓腹筋外側の結果である。

世代による靴履用時の影響の現れ方に最も差が見られたのは前脛骨筋の筋活動である。高齢者用シューズ、トーニングシューズ、パンプス履用時に、高齢群では歩行一周期を通して素足時と比較し筋積分値が減少する傾向が見られたが、若年群では素足時より増加する傾向が見られ、両群の間には有意な差があった。素足時の結果において、高齢群の前脛骨筋の筋活動は若年群と比較し高くなっていたが、靴の利用により過剰な筋負荷が抑えられたと考えられる。第 4 章の動態解析の結果から、若年群は靴の不安定さに柔軟にバランスを取ることで対応できると考察したが、若年群で前脛骨筋の筋活動が増加したのは、不安定さへの対処によるものと推察する。

Fig.5-3-2-5～14 には、各被験者の靴履用時のデータを示した。

今回、靴の種類による差については被験者間の差が大きいため明言することが難しい。本実験では靴底の形状の違いやヒールの有無などから試料を選定した。しかし、高齢者の履用を考慮しパンプスのヒール高を中ヒール程度に抑えたこと、ヒールなしの試料では靴底の形状には違いはあったが靴底の厚みには極端な差がないこと、などから試料の特性が筋活動には反映されにくかった可能性がある。また、履物の影響の表れ方については、個人の歩容特徴、日常生活で用いている靴、試料への慣れなどによって左右される。したがって、これらの条件を統制し、試料間の検討につなげていくことが今後の課題である。

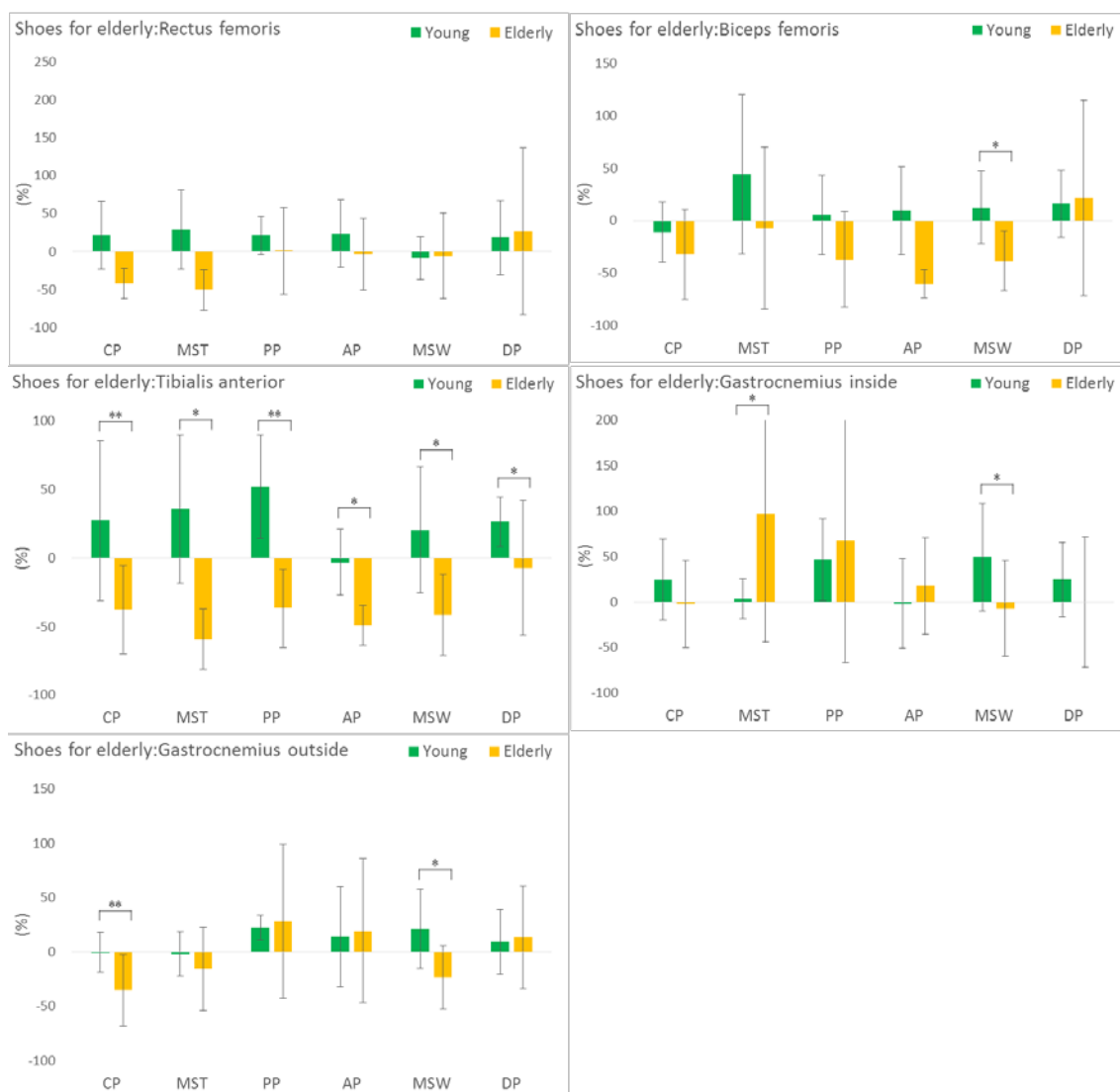


Fig.5-3-2-1 Percentage of EMG at wearing Shoes for elderly based on EMG at barefoot  
(Elderly n=10, Young n=10) \* : P<0.05, \*\* : P<0.01

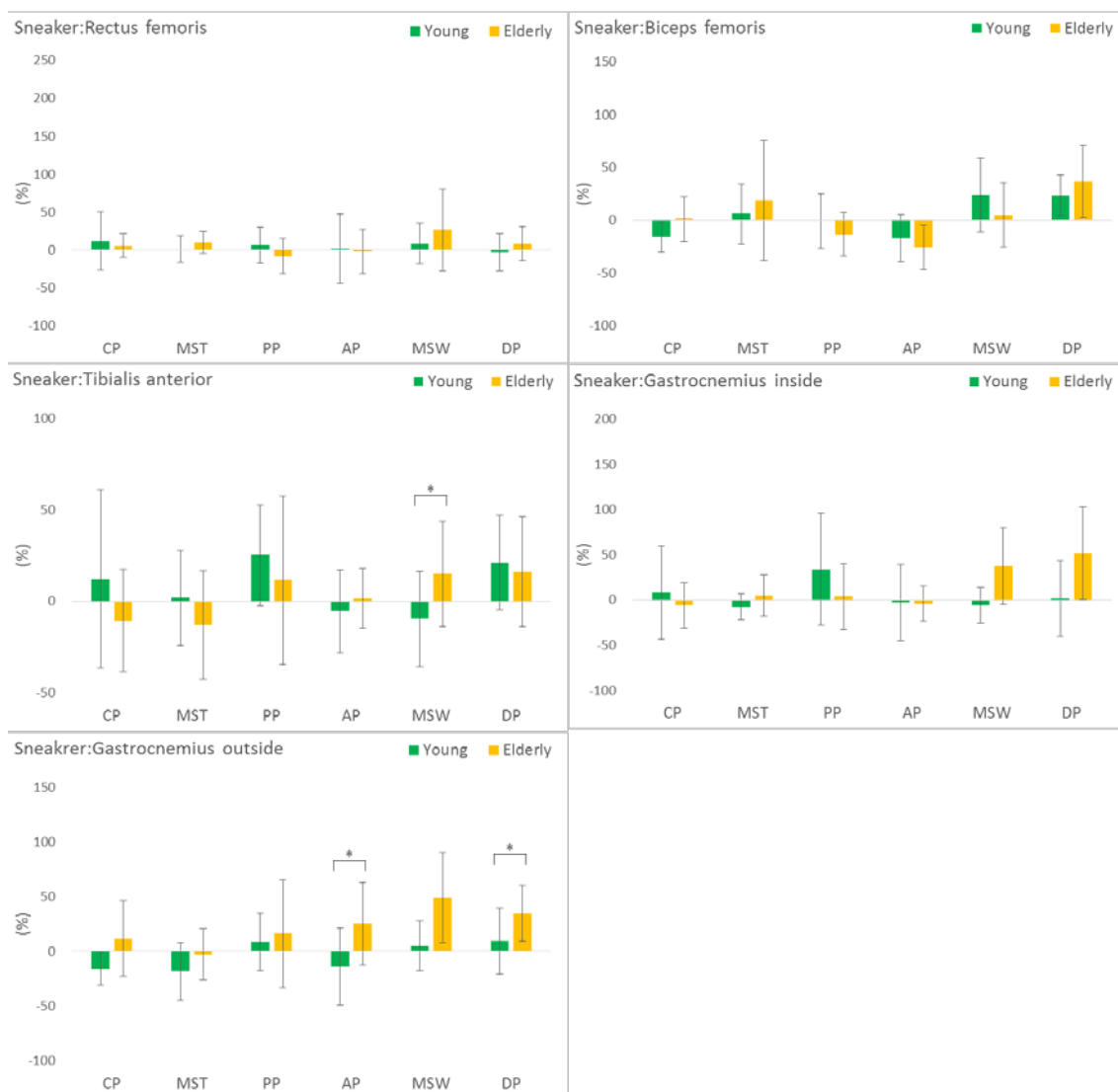


Fig.5-3-2-2 Percentage of EMG at wearing Sneaker based on EMG at barefoot (Elderly n=10, Young n=10) \* : P<0.05、\*\* : P<0.01



Fig.5-3-2-3 Percentage of EMG at wearing Toning shoes based on EMG at barefoot (Elderly n=10, Young n=10) \* : P<0.05、\*\* : P<0.01

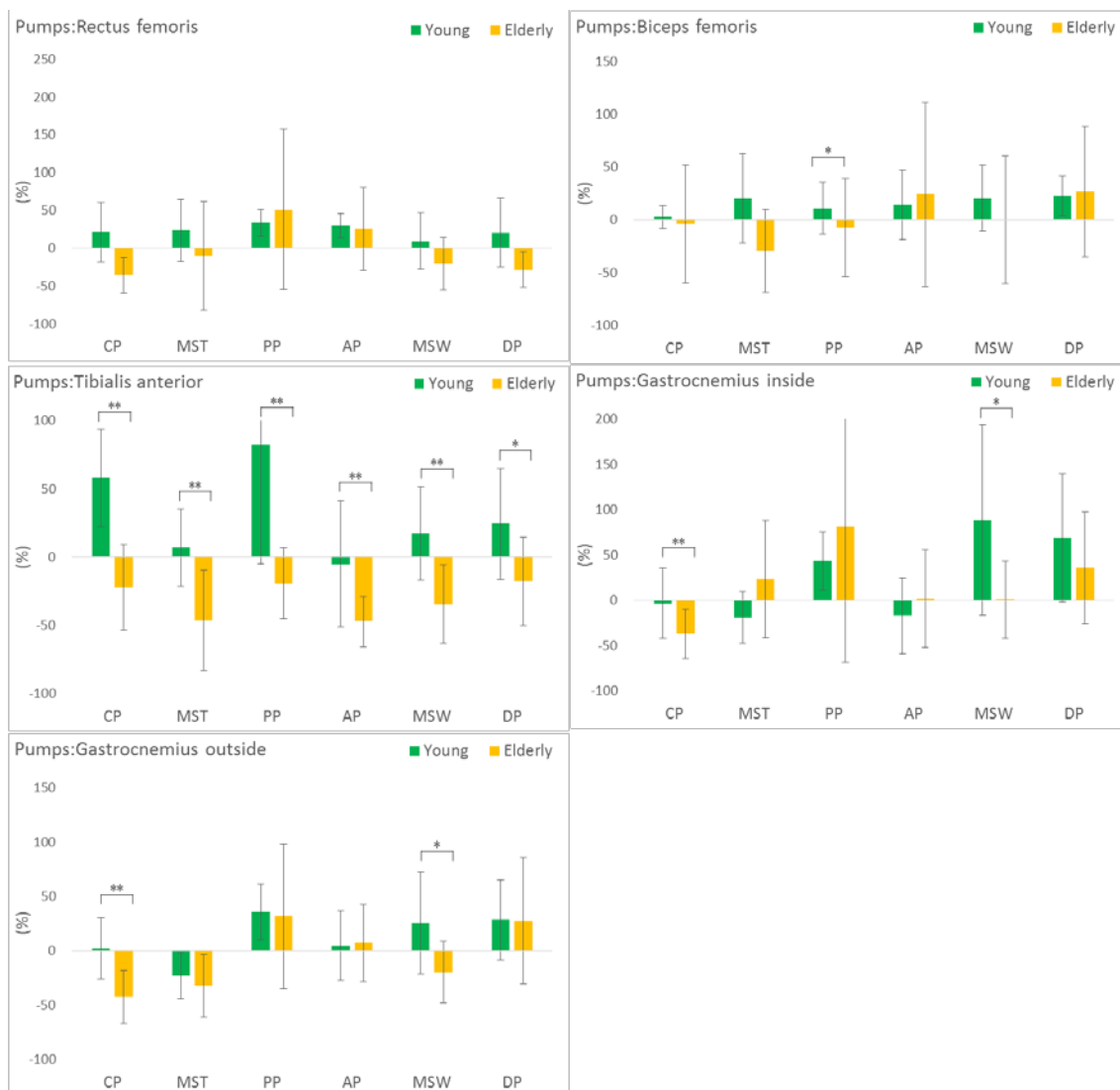


Fig.5-3-2-4 Percentage of EMG at wearing Pumps based on EMG at barefoot (Elderly n=10, Young n=10) \* : P<0.05、\*\* : P<0.01

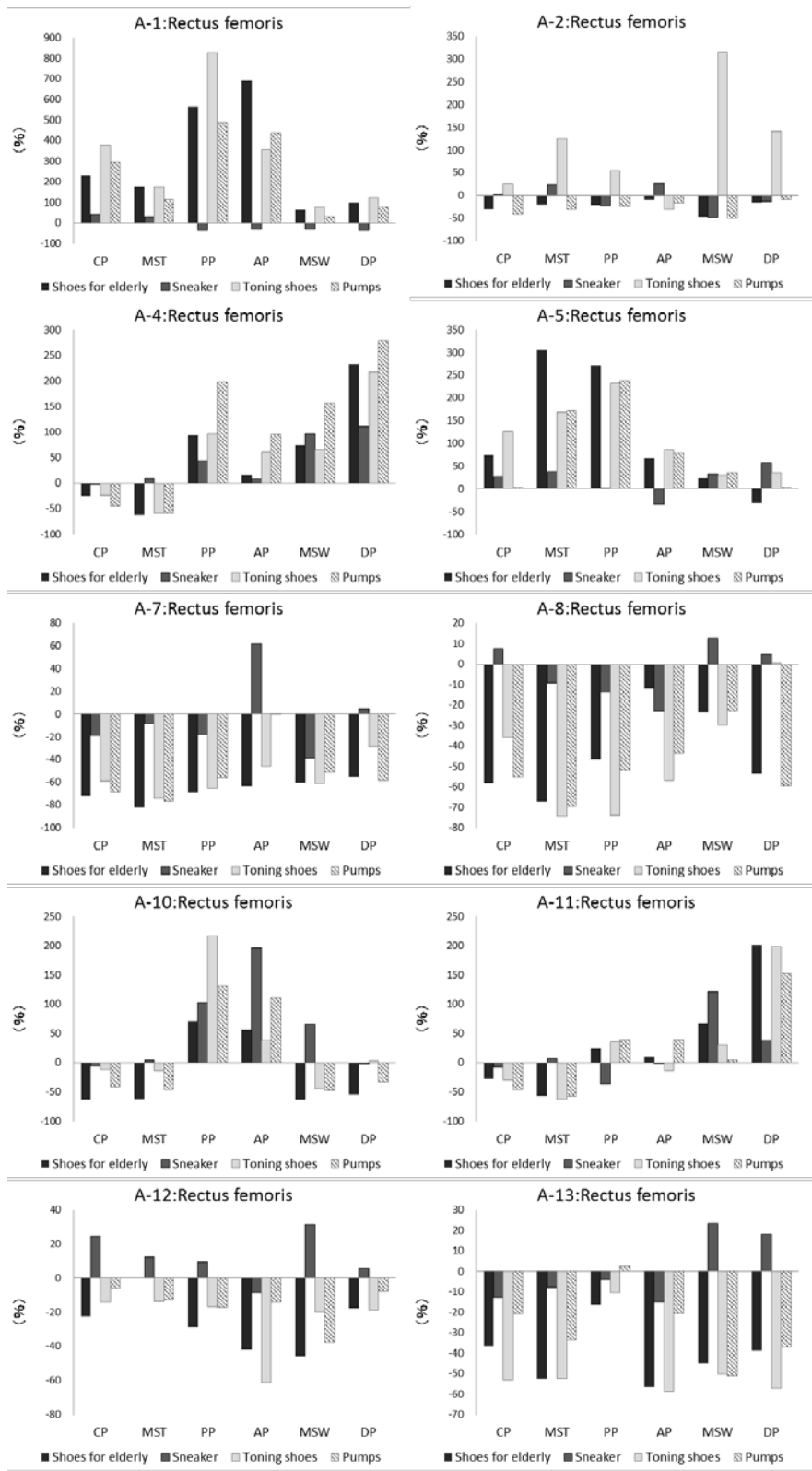


Fig.5-3-2-5 Result of the rectus femoris of each subject in the elderly group



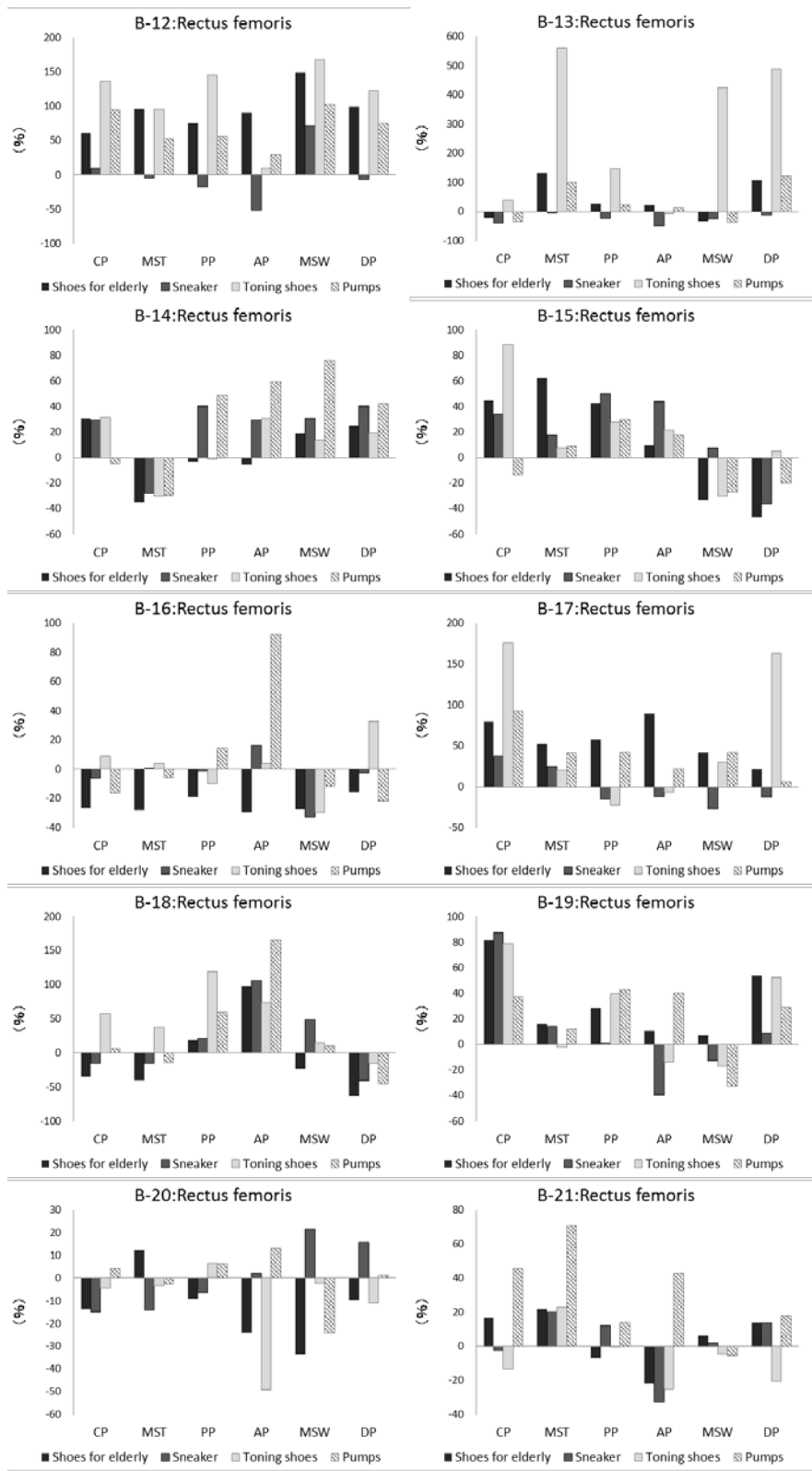


Fig.5-3-2-6 Result of the rectus femoris of each subject in the young group

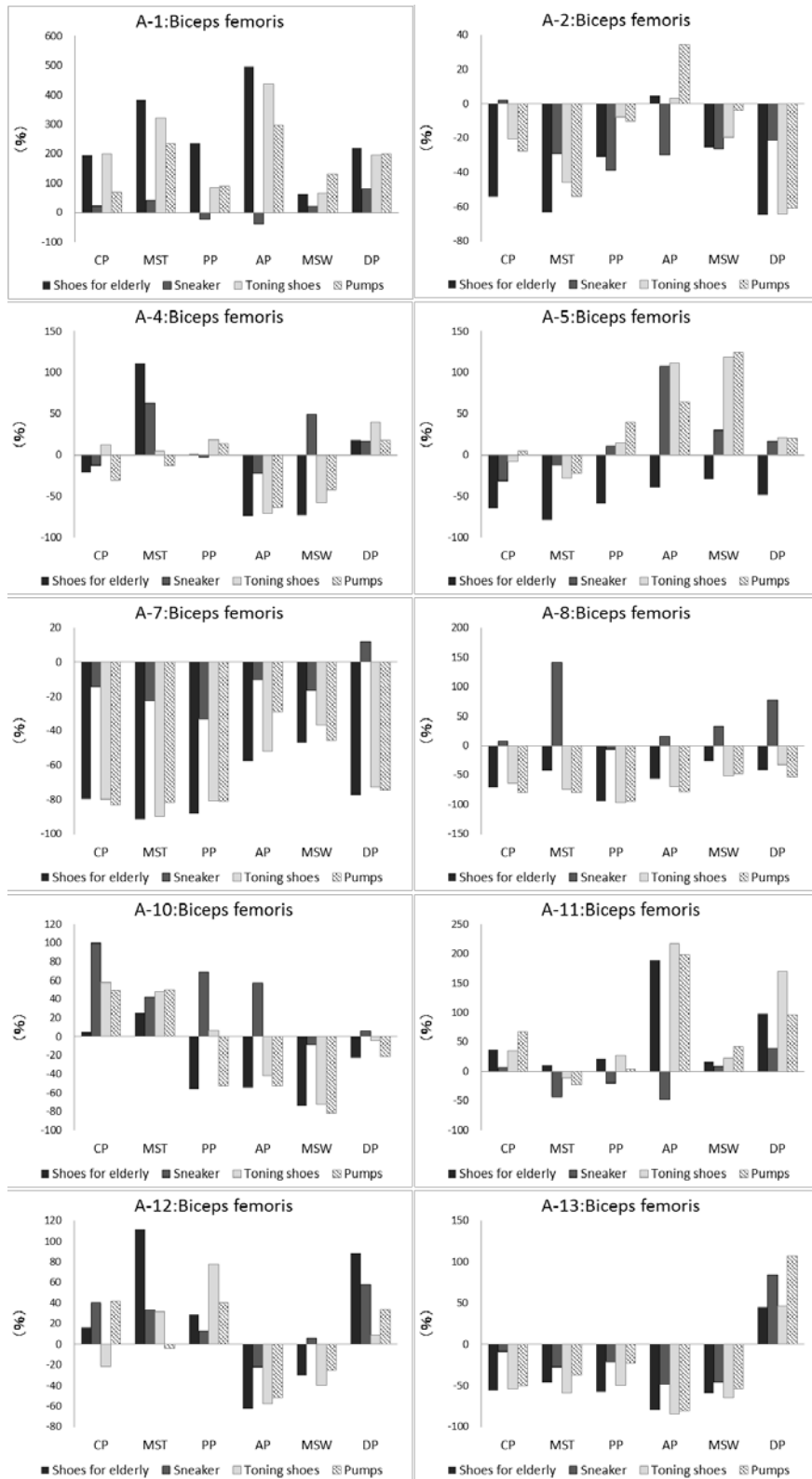


Fig.5-3-2-7 Result of the biceps femoris of each subject in the elderly group

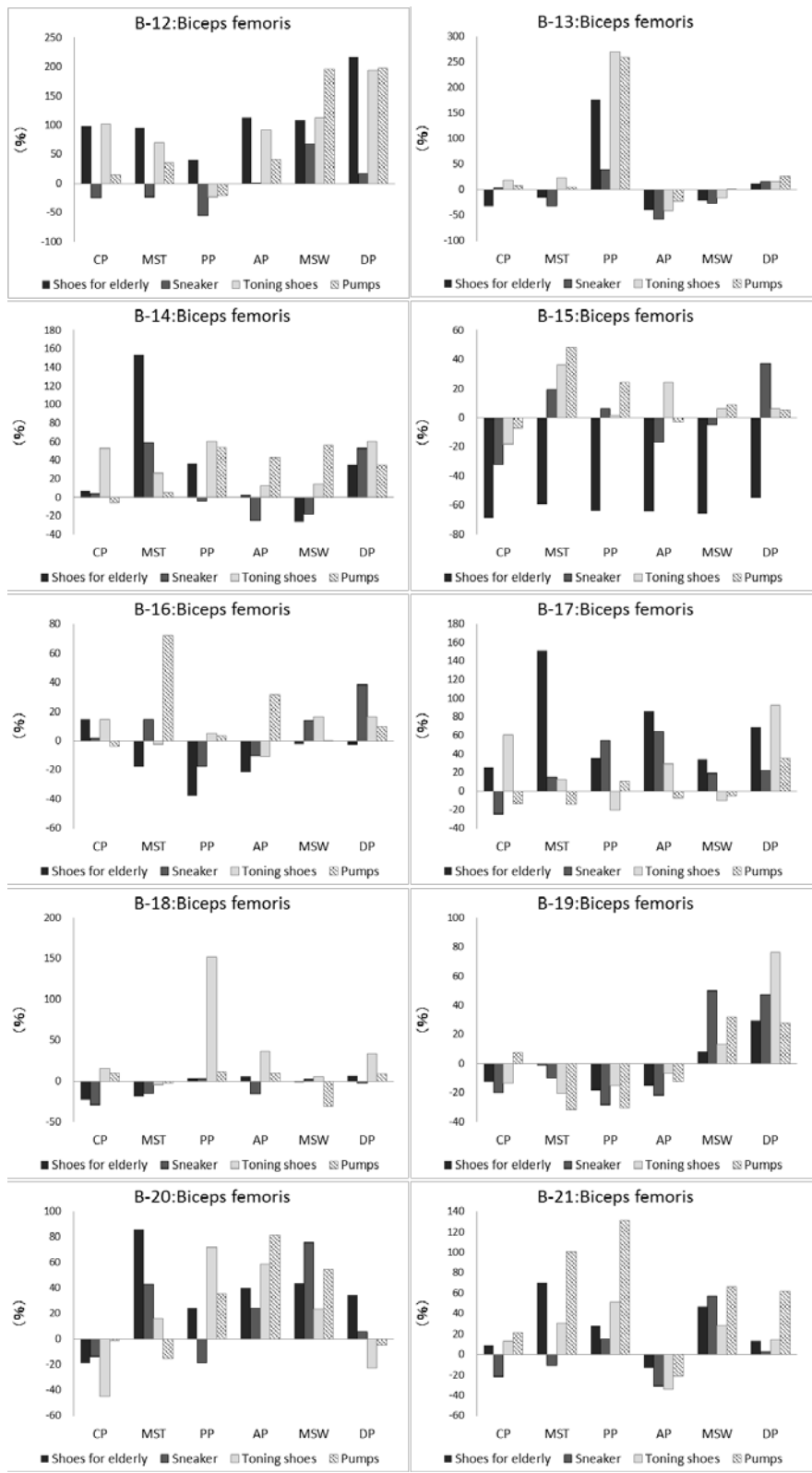


Fig.5-3-2-8 Result of the biceps femoris of each subject in the young group

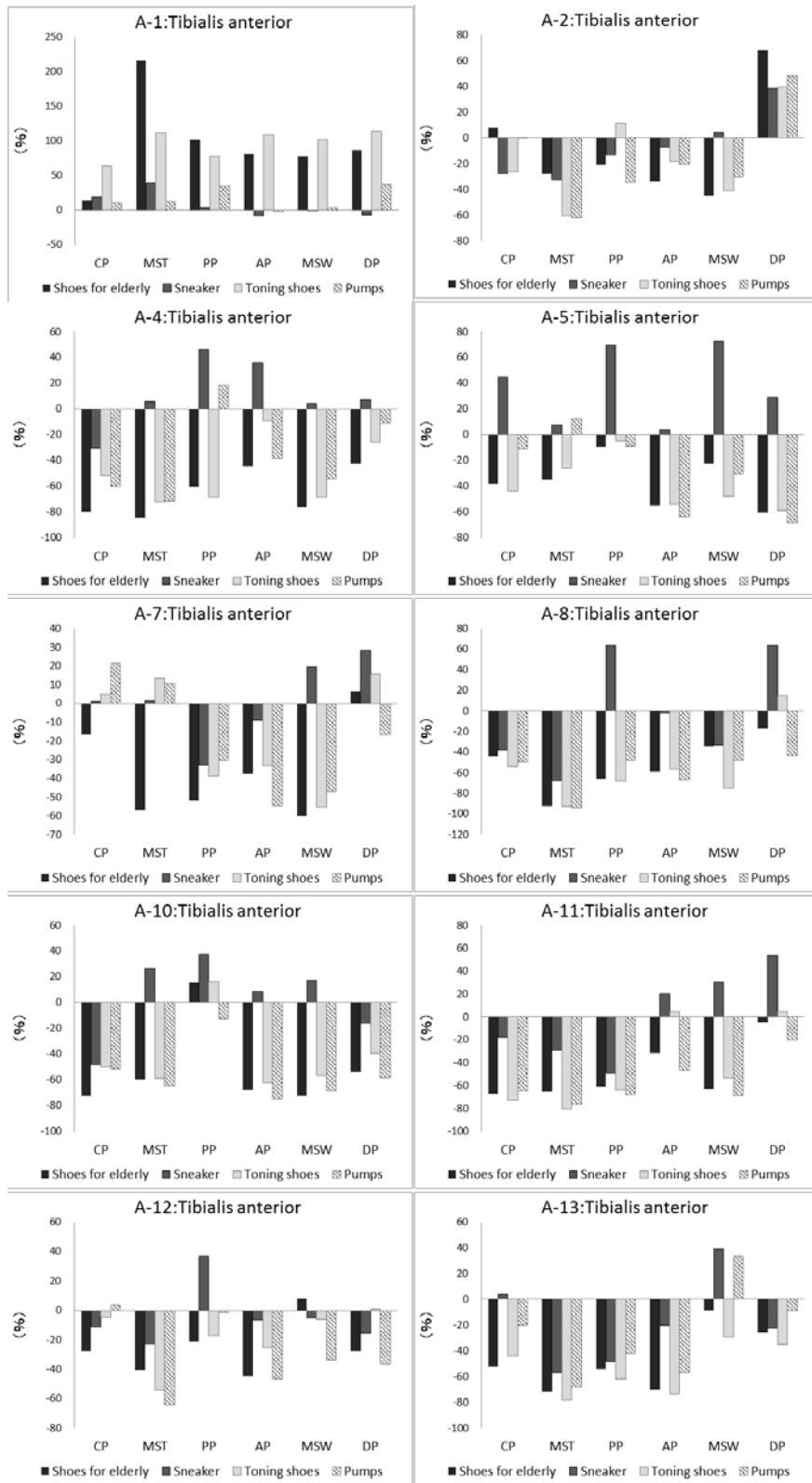


Fig.5-3-2-9 Result of the tibialis anterior of each subject in the elderly group

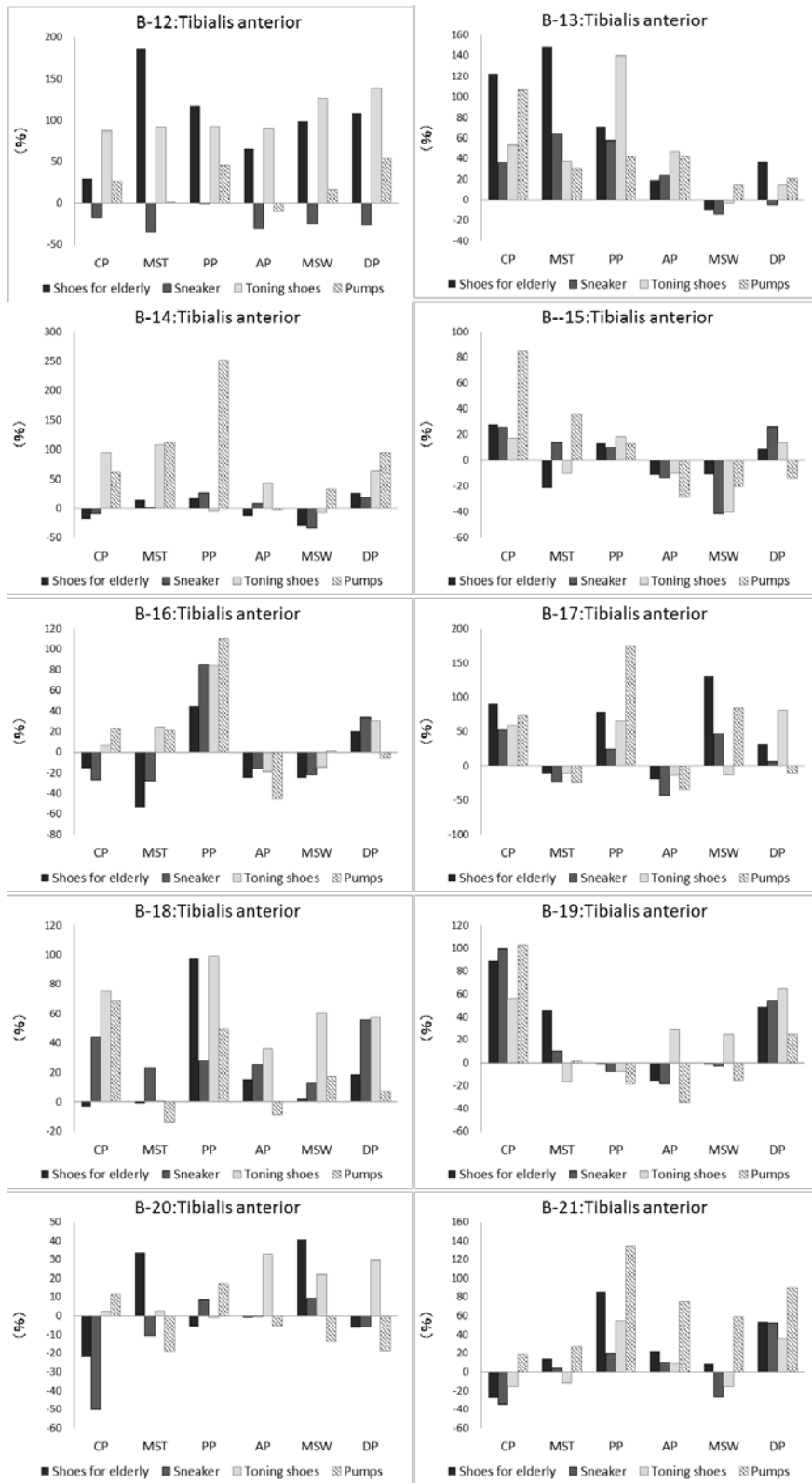


Fig.5-3-2-10 Result of the tibialis anterior of each subject in the young group

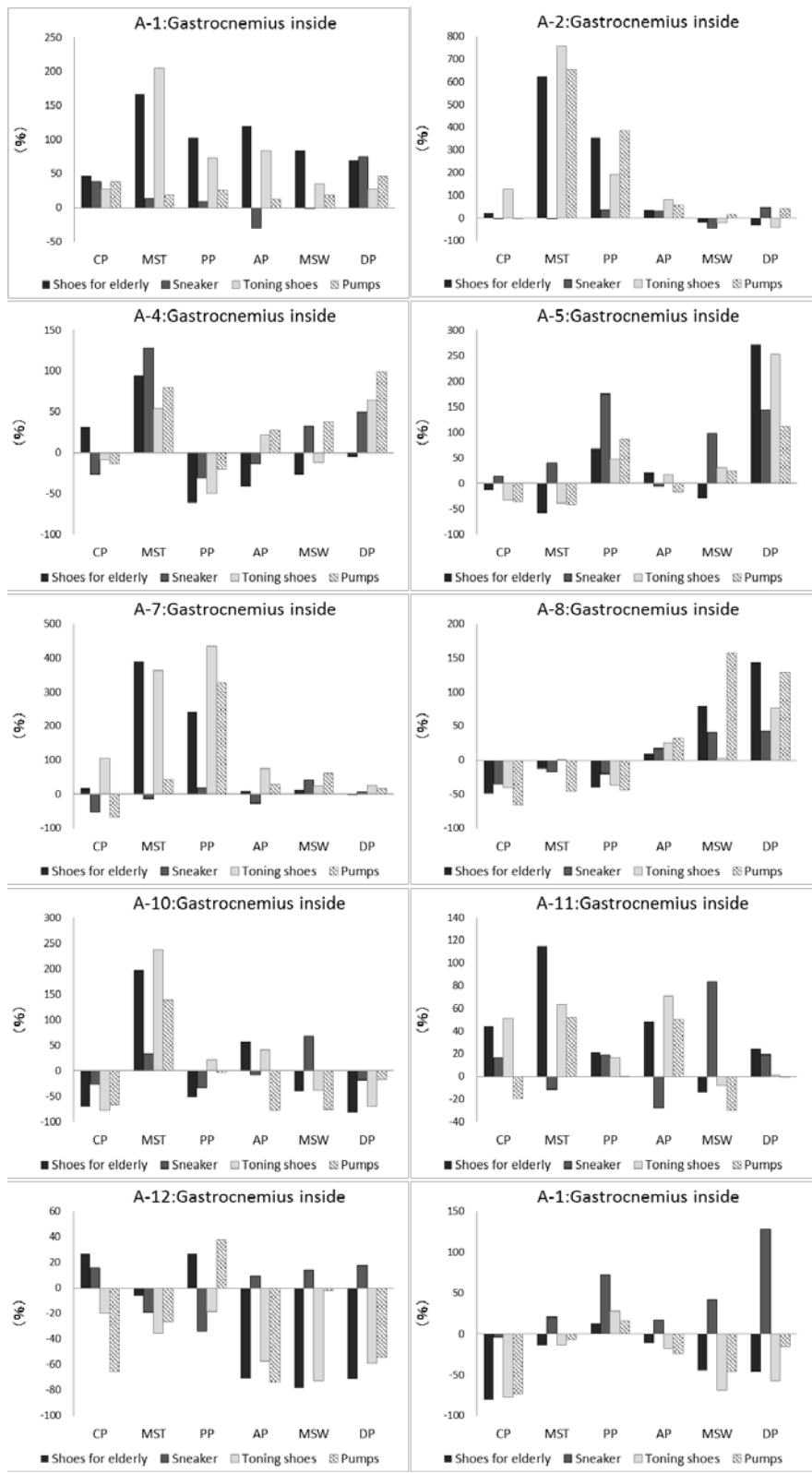


Fig.5-3-2-11 Result of the gastrocnemius inside of each subject in the elderly group

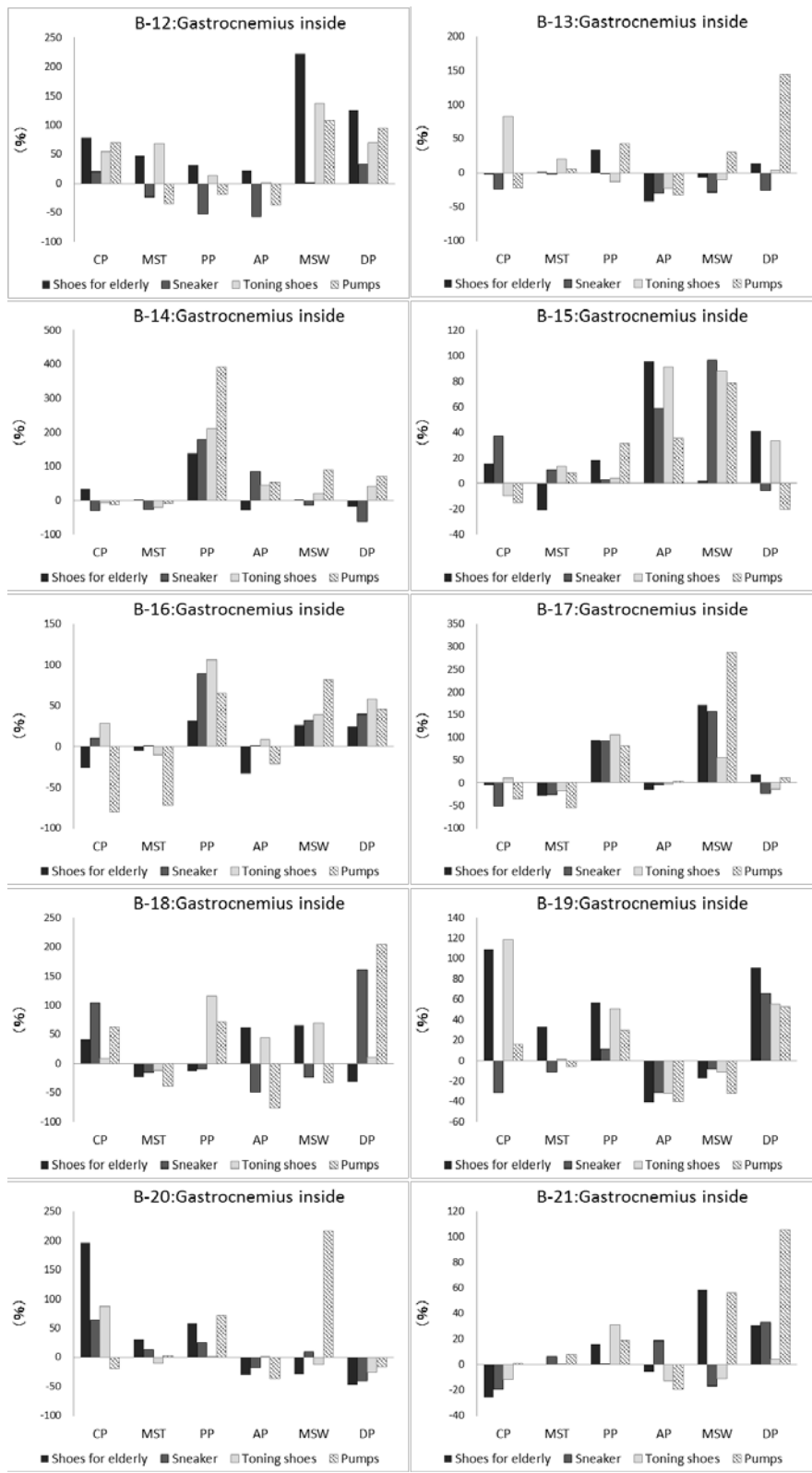


Fig.5-3-2-12 Result of the gastrocnemius inside of each subject in the young group

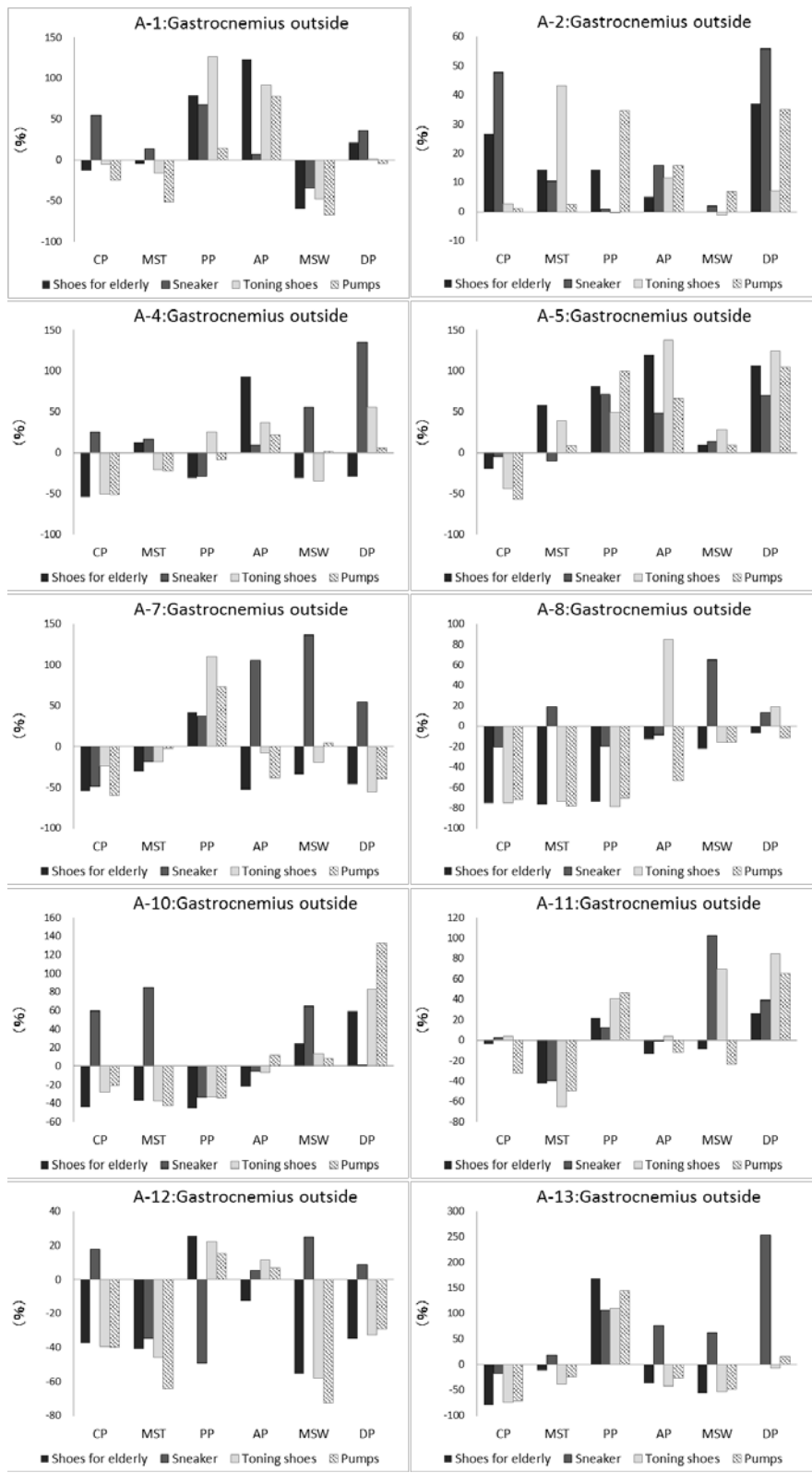


Fig.5-3-2-13 Result of the gastrocnemius outside of each subject in the elderly group



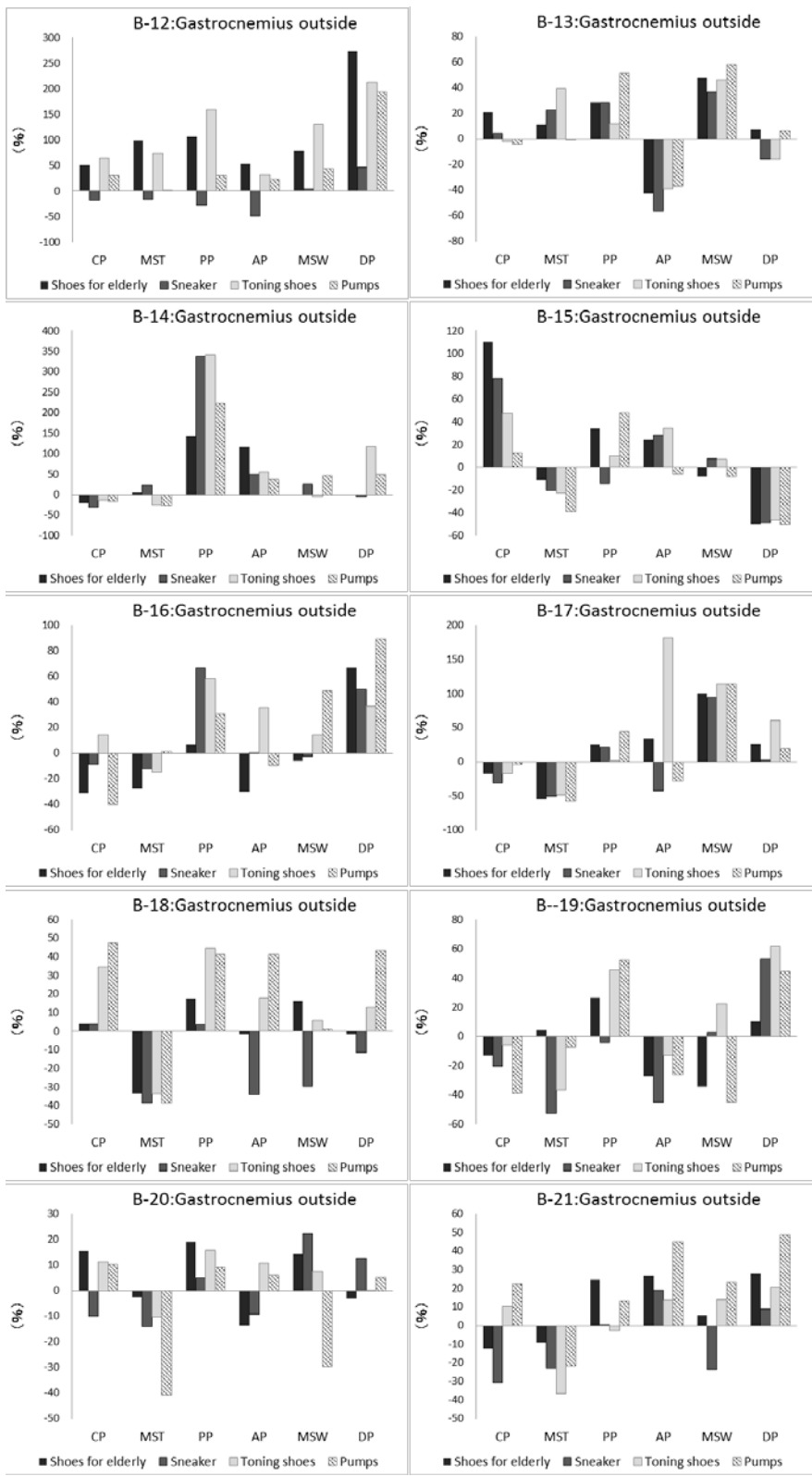


Fig.5-3-2-14 Result of the gastrocnemius outside of each subject in the young group

#### 5.4 考察

高齢者の歩行時筋活動の特徴として、若者が歩行時に必要な時に最小限の筋活動をしているのに対して、高齢者は歩行中持続的に高い筋活動が見られることや、高齢者においては動作に参画する筋が多くなるといったことが指摘されている<sup>6) 8) 9) 10)</sup>。今回の結果において、若年群と比較した高齢群の素足歩行の筋活動の特徴として、大腿部筋群で接地から推進にかけて高い筋活動が起こっていること、前脛骨筋活動が歩行一周期を通して高いこと、腓腹筋活動が接地から蹴り出しまでの長い期間で高くなることが示された。これらのことは、先行研究の見解を支持するとともに、若年群では必要な時期に集中して筋を働かせているのに対して、高齢群ではより長期間筋を働かせて非効率な歩行をしていることを示している。

歩行中の力学的エネルギーに着目すると、位置エネルギーと運動エネルギーが対象的に変化し全力学的エネルギーは一定に保たれる。このエネルギーの交換率を%Rといい、重心上昇と加速に必要な仕事をすべて筋活動に依存した場合%Rは0になり、重力の利用によりエネルギー変換が効率的に行われるほど値は高くなる。多くの研究で、高齢者はこの%Rが低下すると指摘されている<sup>11) 12) 13)</sup>ことは第3章において述べた。今回、高齢群において持続的な筋活動が起こったことは、高齢者は歩行の位置エネルギーより筋による運動エネルギーを多く利用するという先行研究の見解が筋電図の結果からも読み取れたと考える。

第3章の素足歩行の動態解析では、高齢群の関節角度が若年群と比較して屈曲位であることが示された。立脚相において高齢群は若年群と比較しもともと膝関節が屈曲位であることは、推進期において屈曲方向にトルクが発揮されない要因の一つであるとした。これらのことを踏まえると、上体が前傾して膝の曲がった高齢群では、接地において身体上部を屈曲位から伸展させようと大きなトルクが発揮され、大腿部の筋活動が大きくなる。加えて、姿勢を保持するために立脚相の下肢の筋活動は高くなり、膝関節を柔軟に使った推進が行えず膝関節屈曲トルクの低下を引き起こす、という一連の流れが考えられる。第4

章において、靴履用時の歩行を動態力学的に解析した結果、若年群では左右振幅と左右方向床反力が靴の履用により増加したが、高齢群では変化がないという違いが示された。この要因は、高齢群では重心移動の能力が低下しており靴の不安定さに振幅を増加させることで対応できないためとした。また第4章において、竹内ら<sup>14)</sup>は若年群では安定性保持のため足関節周囲筋群において選択的な筋収縮をしているが、高齢群では足関節周囲筋群を包括的に収縮させ足関節を固定させるという見解を引用した。

歩行時の筋活動については、高齢群では素足時にすでに高い筋活動が起こり筋は緊張状態にある。靴の履用で関節角度をはじめとする歩容が変化したことで、過剰な筋負荷が抑えられたと考える。若年群で素足歩行時と比較し筋活動が高まったことについて、トーニングシューズやパンプスなどの安定性が低い靴や、高齢者用シューズのように柔らかい素材を用いたホールド力の低い靴では、若年群では不安定さに対して筋活動を効率的に高め対応できるためと考える。靴履用時に若年群の左右方向の振幅および床反力増加したが、これは効率的な筋活動が柔軟な重心移動を可能にしているためと推察する。

## 5.5 要約

高齢群と若年群を対象に、表面筋電計を用いて両群の素足歩行と靴履用時時の歩行の下肢筋活動を分析した。測定部位は大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋内側、腓腹筋外側の5部位である。試料は、靴底のフラットな高齢者用シューズ、靴底にやや丸みのあるスニーカー、靴底が球形のトーニングシューズ、3 cmヒールパンプスの4種類である。

素足歩行における高齢群と若年群の歩行一周期の筋活動の特徴として、以下のことが示された。

1. 高齢群の大腿部の筋は、接地から推進までの間に高い筋活動が起こっているのに対して、同時期の若年群の大腿部筋活動は高齢群ほどの大幅な上昇はない。
2. 高齢群の前脛骨筋の筋積分値は、大腿部筋の値と比較して2倍近い高い筋活動が歩行一周期を通して起こっている。対して、若年群の前脛骨筋の筋積分値は歩行一周期を通して大腿部筋群と同程度である。
3. 高齢群の腓腹筋では、接地して重心を移動し蹴りだすまでの間に持続的な筋活動が起こっている。若年群のでは、重心移動時に手中して筋活動が活発になり、限られた期間に効率的に筋を働かせている。

また、両群の靴を履用した歩行における筋活動の特徴として、以下のことが明らかになった。

1. 筋活動におよぼす靴の履用効果は、両群ともに大腿部よりも下腿筋群でより表れやすい。
2. 素足歩行時にすでに高い筋活動を示す高齢群では、靴の履用により過剰な筋負荷が抑えられた。
3. 若年群では、靴履用時に筋活動が増加する傾向が見られ、靴の特徴に合わせて筋活動を調整しバランスを保っていることが示された。

## 引用文献

- 1) 小野塚直子, 杉本諭, 篠塚敏雄, 瀬戸一秀: 高齢者の歩行自立度に対する下肢筋力および最大歩行速度の影響, 理学療法科学, 31(2), 523(2004)
- 2) 眞竹昭宏, 三浦由紀子, 福元清剛: 中高年女性の下肢筋群の筋量および筋力と歩行速度との関係, 山口県立大学看護学部紀要, 11, 1-6(2007)
- 3) 田井中幸司, 青木純一郎: 高齢女性の歩行速度の低下と体力, 体力科学, 51(2), 245-251(2002)
- 4) 古西勇, 押木利英子, 小林量作, 黒川幸雄, 山崎直美, 矢澤由佳里, 長谷川琴江, 関清美, 長岡輝之, 立石学, 山本智章: 高齢女性における健脚度と膝伸展筋力の横断的調査, 新潟医療福祉学会誌, 3(2), 117-122(2003)
- 5) 岩瀬弘明, 村田伸, 阿波邦彦: 高齢患者の歩行パラメーターと下肢筋力および ADL 能力との関連-最速歩行と最大低速歩行時の比較-, 理学療法科学, 28(3), 347 - 350(2013)
- 6) 山田道広, 伊藤元, 岩崎富子, 徳田哲男, 田中繁, 尾賀幹: 老人の歩行 - 筋活動と関節角度による分析 - 臨床理学療法, : 社団法人日本理学療法士協会機関紙, 7(2), 72-74(1980)
- 7) 山口立雄, 柳川和優, 中増美歩, 磨井祥夫, 渡部和彦: 筋放電パターンによる青年と高齢者の歩行動作の比較, 日本体育学会大会号, 50, 656(1999)
- 8) 西島吉典, 加藤達雄, 中川宏, 吉澤正, 宮下充正: 中高齢者にみられる平地歩行中の歩容ならびに筋活動特性, ウォーキング研究, 9, 89 - 94(2005)
- 9) 井川達也, 勝平純司, 山本澄子: 高齢者の歩行・階段昇降動作時における主動作筋および拮抗筋筋活動についての筋電図学的分析, 理学療法科学, 28(1), 35 - 38(2013)
- 10) 島田裕之, 石渡喜一, 金子文成, 古名丈人, 鈴木隆雄: 長時間歩行時の下肢筋の活動状態: [<sup>18</sup>F]fluorodeoxyglucose を用いた Positron Emission Tomography による検討, 理学療法科学, 35(6), 271 - 278(2008)

- 11) 森本 剛史, 淵本隆文, 金子公宥, 木村みさか: 中高年の自由歩行における「振子効率」とパワー, 日本体育学会大会号, 44A, 379(1993)
- 12) 淵本隆文, 田中ひかる, 金子公宥: 高齢女性の歩行運動におけるパワーと効率・振子モデルの力学的効率を中心に-, 日本体育学会大会号, 48, 21 - 28(1997)
- 13) 田中ひかる, 淵本隆文, 木村みさか, 金子公宥: 高齢者の歩行運動における振子モデルのエネルギー変換率, 体力科学, 52(5), 621-630(2003)
- 14) 竹内弥彦, 下村義弘, 岩永光一, 勝浦哲夫: 高齢者における足圧中心側方最大移動時の下腿筋活動特性, 理学療法科学, 20(4), 253-257(2005)

# 第6章

## 総括

日本は高齢社会を迎え、高齢者の安全で活動的な生活実現のための研究、高齢者の活動を補助するアパレル製品の研究は喫緊の課題である。従来、高齢者の歩行研究は様々な視点から多数行われてきたが、近年では三次元動作解析装置を用いて、時間的・空間的・力学的なパラメータを複合的に分析する動態力学的手法が主流となっている。これらの研究では、主として下肢の主要な3関節である股・膝・足関節が対象として取り上げられているが、距腿・足趾など足部の関節についての報告はほとんど見られない。また、履物の履用効果については、若年者を対象としたものが中心であり、高齢者を対象とした報告は少ない。

本研究では、高齢者の歩行特性を明らかにするため、距腿関節および足趾関節を含めた下肢関節トルクの分析を試みた。また、高齢女性と若年女性を対象に、両群の歩行特性とそれに及ぼす履物の影響について、三次元動作解析と筋電図解析により複合的に検討することを目的とした。

本論文は6章より構成され、各章の概要は以下のとおりである。

第1章「序論」では、本研究の目的、研究背景および論文の構成について記述した。

第2章「高齢者の筋厚・平衡機能にみる身体機能の変化」では、高齢群と若年群を対象に、タニタ身長体重計による身体組成の測定と、超音波測定装置を用いて大腿前面、大腿後面、下腿前面、下腿後面の4か所の筋・脂肪厚の測定を行った。また、重心動揺計による測定値をもとに姿勢安定度評価指数(Index of Postural Stability, 以下IPS)を算出し、両群の静止時の平衡機能について検討した。

身体組成の測定から、加齢による脂肪量の増加と筋肉量の低下が示された。また筋厚の測定において、高齢群の大腿部筋厚は若年群と比較して小さく、加齢による筋厚の低下が示された。さらに、高齢群のIPSは若年群と比較し有意に小さくなった。この要因は、高齢群における前後・左右方向への最大重心移動能力の低下と、それに伴う安定限界面積の



減少であることが明らかになった。IPS と筋厚とのあいだに有意差はなかったものの、加齢による静止時の重心移動能力の低下が示された。

第 3 章「高齢群と若年群の素足歩行についての三次元動作解析による比較」では、三次元動作解析装置と床反力計を用いて、両群の素足歩行の動態解析を行った。解析項目は上下・左右の最大振幅、つま先高と踵部の上下軌跡、下肢関節角度、床反力、関節トルクである。

結果、高齢群の体幹部マーカの左右振幅は若年群と比較して大きく、第 2 章で示された高齢群の安定性の低下が歩行時のバランスにも反映されたと考えられる。関節角度については、高齢群の股関節角度は若年群と比較し屈曲位にあり、これは上体の前傾によるものと考えられた。立脚相における高齢群の膝関節角度も若年者と比較し屈曲していた。一方、接地期における高齢群の足関節は、若年群と比較して伸展位にあり、いわゆる“すり足”状態の歩行が示唆された。また、蹴り出しにおいて高齢群は足関節を伸ばしきれず、踵部が低下し、蹴り出し動作が小さいことが示された。関節トルクについては、接地期における高齢群の股関節伸展・回内トルクは若年群と比較して高くなり、高齢群では接地時に股関節が屈曲しているため上体を起こすために伸展方向に大きな力がかかっていることが示唆された。立脚中期の体重の前方移動が見られる時期に、若年群では膝関節屈曲トルクが大きく上昇し、膝を柔軟に使った推進がなされているのに対し、高齢群では膝関節の可動域が小さいことで値の上昇が見られなかった。蹴り出しが行われる加速期において、高齢群の足趾関節伸展トルクは若年群と比較し有意に小さくなり、足先を伸ばして蹴り出す動きが小さくなり、足趾関節で発揮される推進力の低下が示された。これらのことを総合すると、高齢群では立脚相で上体が前傾し膝関節が屈曲することにより、接地時に股関節にかかる負荷が増加し、膝関節を柔軟に使った推進ができない。さらに、足関節の柔軟性が低下して蹴り出しの動作が小さくなることで、つま先での蹴り出しもしにくくなるというように、関節の可動と関節トルクの結果は互いに関連があることが示された。

第4章「高齢群と若年群における靴の履用効果の比較」では、靴の履用効果について、年代による差を検討することを目的に三次元動作解析装置と床反力計を用いて動態力学的な分析を行った。試料は靴底のフラットな高齢者用シューズ、靴底にやや丸みのあるスニーカー、靴底が球形のトーニングシューズ、3 cmヒールパンプスの4種類とした。解析項目は上下・左右の最大振幅、つま先高と踵部の上下軌跡、下肢関節角度、床反力、関節トルクである。

結果、若年群では靴履用時に体幹の左右振幅と左右方向床反力が大幅に増加したのに対して、高齢群では素足歩行時と比較して靴履用時に大きな差はなかった。これは、若年群は不安定さに対して柔軟に重心を移動させることで対応できるが、重心移動能力の劣る高齢者ではこれが困難であるためと考えられる。関節角度については、立脚相における両群の股関節角度の差が小さくなり、ソールの矯正効果により両群の骨盤傾斜や上体姿勢が変化と考えられる。関節トルクについては、靴の履用により両群で推進期の膝関節屈曲トルクが上昇した。靴を履くことで膝関節を柔軟に使うことができるようになり、膝で発揮される力が大幅に高まったと考える。若年群では靴の履用により足部が拘束され、蹴り出しにおける足趾の推進力が減少することが示唆された。

第5章「高齢群と若年群の歩行時下肢筋活動の比較」では、高齢群と若年群を対象に、表面筋電計を用いて両群の素足歩行と靴履用時時の歩行の下肢筋活動を分析した。測定部位は大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋内側、腓腹筋外側の5部位である。試料は、第4章と共通の高齢者用シューズ、スニーカー、トーニングシューズ、3 cmヒールパンプスの4種類である。

結果、素足歩行時、高齢群の大腿部の筋は、接地から推進までの間に高い筋活動が起こっているのに対して、若年群では高齢群ほどの大幅な上昇はない。また、高齢群の前脛骨筋積分値は、若年群と比較し歩行一周期を通して有意に大きくなった。さらに、高齢群の腓腹筋では接地して重心を移動し蹴りだすまでの間に持続的な筋活動が起こっているのに

対し、若年群では重心移動時に集中した筋活動を示し、効率的に筋を働かせていることがうかがえる。第 3 章において、高齢群の関節が若年群と比較してもともと屈曲位であるため、推進期に発揮される屈曲トルクも小さいとした。素足歩行において、若年群が膝を柔軟に使い推進しているのに対し、高齢群では姿勢を保持し筋の力で推進しているため下肢筋活動が継続して起こっていると考えられる。

両群の靴を履用した歩行についてみると、靴の履用効果は、両群ともに大腿部よりも下腿筋群で示されている。素足歩行時に筋が緊張状態にある高齢群では、靴を履用することで関節可動域が拡大し、位置エネルギーの利用効率が上がる。それに伴い、筋の過剰な緊張が緩和された。若年群では靴履用時に筋活動が増加する傾向を示し、靴の特徴に合わせて筋活動を調整していることが示された。第 4 章において、重心移動能力に優れている若年群は、靴の不安定さに振幅を増加させて対応しているが、重心移動能力の劣る高齢群ではそれが困難である傾向が認められた。高齢群の重心移動能力が劣る要因の一つとして、下腿筋の継続した緊張があると考えられる。

第 6 章「総括」では、各章で得られた結果をまとめ将来への課題・展望について述べた。

以上、本論文では、高齢群と若年群の歩行特性と、両群の靴の履用効果について、三次元動作解析装置と表面筋電計を用いて複合的に検討した。

ここで、歩行一周期の流れに沿って今回示された両群の素足歩行の特徴についてまとめたい。歩行一周期は、支持脚の踵が床面に接地してから足底全体が床面につくまでの立脚相接地期から始まる。このとき、高齢群のつま先高は、足関節の柔軟性低下により若年群と比較して低くなる。いわゆる“すり足”状態で接地していることが示された。また、上体が前傾している高齢群では、接地直後に上体を立て直そうと股関節伸展トルクが上昇し、大腿部の筋活動が高まる。若年群では高齢群と比較して足趾関節伸展トルクが高くなり、これはつま先を高く上げて接地している状態から踏み込んでいくためと考えられた。

足底が接地してからは上体を前方に推進させていく立脚中期に入る。高齢群では上体の前傾を受けて股関節が若年群より屈曲し、大腿部の筋活動も高いまま維持されている。また、高齢群の膝関節は若年群と比較して屈曲位にあり、さらに、高齢群の体幹部は左右への振幅が大きくなり、これは高齢群の下腿筋が緊張していることや重心移動能力が低下していることによると考えられる。若年群の左右振幅は大幅な増加は見られない。また、若年群では上体の推進に合わせて腓腹筋活動が大幅に高まる。

続く推進期では、接地していた踵が離れ蹴り出しの動作に入る。このとき高齢群では、もともとの膝関節の屈曲が大きいことを受けて、膝関節屈曲トルクが発揮されない。それを補うように下肢筋では継続して筋活動が高くなる。若年群では、膝関節を柔軟に使えるため、この時期の膝関節屈曲トルクは大きく上昇している。

つま先が床面から離れて蹴り出しが終了する頃からは遊脚相の加速期に入る。この時期に、高齢群の足趾関節で発揮される力は若年群より小さく、つま先で踏み切る力が弱いことが示された。また、足関節の柔軟性の低下により、高齢群の蹴り出し動作そのものも若年群のそれより小さくなる。

遊脚中期には、脚は空中にあって前方へと運ばれていく。このとき高齢群の股関節と足関節は若年群より伸展しており、前方へ足を振り出すまでに高く脚を上げられないことを示唆している。

歩行一周期最後の減速期では、接地に向け足部が前方に振り出される。この時期の高齢群のつま先高は若年群と比較して低くなった。これは接地期において示された、高齢群がすり足で接地している特徴と一致している。

両群ともに共通していた靴の履用効果は、減速期におけるつま先高の上昇と、推進期における膝関節屈曲トルクの上昇である。加えて、素足歩行では異なっていた両群の股関節角度の波形が、靴履用時には近似したものになった。これらは、ソールの矯正効果により骨盤傾斜や上体姿勢が変化し、上体を前方へ推進させやすくなったことが要因と考えられ

る。高齢者が適切な履物を利用することは、つまずき防止や推進の補助などの効果が期待できる。靴を履いたときに両群で異なる傾向が示された項目は、左右方向の振幅および床反力、下腿筋活動であった。これらにおいて、両群で靴の履用効果が異なった要因は、高齢群の下腿筋の緊張や重心移動能力の低下であると考えられる。

今回、試料の選定には、高齢者が履用し易いことが考慮されたため、比較的靴構造が近似した対象が選定され、靴の種類による歩行特性の差を十分に検証することができなかった。加えて、高齢群では個々のばらつきが大きかった。加齢によって姿勢や歩容の個人差は大きくなるため、そうした個人の歩容と各履物の相性についても今後検討が必要である。今後は、本研究で得られた結果を基礎として、高齢者のバランス感覚低下の補償に向けた機能的な履物の開発・設計に関する研究が求められる。

## 謝辞

本論文の終わりに際して、研究の遂行ならびに本論文の作成において始終大変丁寧なご指導および校閲を賜りました文化学園大学大学院生活環境学研究科名誉教授田村照子先生に、心より深く感謝の意を表します。研究では苦しく辛いこともありましたが、そのたびに適切なアドバイスと優しい助言により、本日まで研究に邁進することが出来ました。また、研究以外のことにおいても相談に乗ってもらい、心に響く言葉をたくさんいただきました。先生のもことで、研究の意義や学問の楽しさ、そして人としての生き方について学べたことは、私にとって大きな財産となりました。心からの感謝を申し上げます。

学部から修士の長い期間にわたり、卒業論文、修士論文とご指導いただきました永井伸夫教授にも深く感謝申し上げます。

また、本論文の審査をお引き受けくださり有益な御助言をくださいました首都大学東京の長谷和徳教授、投稿論文並びに本論文の英訳にあたりたいへんなお力添えをいただきました本学ロバート・ヒックリング先生には深く感謝申し上げます。

論文執筆にあたり、有益な御助言を賜りました機能デザイン学研究室の斎藤嘉代教授、小柴朋子教授、佐藤真理子教授、須田理恵准教授、松井有子助教、李恩真副手、張静風副手にも感謝申し上げます。また、たいへんお世話になりました有泉知英子助教、直井美佳元副手、高野祐里元副手、石田聡美元副手にも合わせて感謝申し上げます。

研究の遂行にあたりまして、ご協力いただきました渋谷区シルバー人材センターの皆様、学生被験者の皆様には厚く御礼申し上げます。

大学院生としての生活をともに過ごし支えていただいた朴敬淳さん、傳法谷郁乃さん、宋セイさん、瀬尾香さん、徐賢敏さん、竹瀟瀟さん、危キキさん、伊豆奈緒美さん、坂東茜さん、神谷典子さん、在学中にお世話になりました修了生の皆様に感謝の意を表します。皆様のおかげでとても楽しい大学院生活をおくることができました。

最後に、長い学生生活を温かく見守り支え通づけてくれた両親、兄弟に深い感謝の意を表します。