

片脚着地時に見られた下肢 kinematics の性差

小笠原一生¹⁾ 宮 永 豊²⁾ 白 木 仁³⁾ 向井直樹³⁾
 竹村雅裕³⁾ 八十島 崇¹⁾ 宮川俊平³⁾

GENDER DIFFERENCES OF LOWER EXTREMITY KINEMATICS
DURING SINGLE LEG LANDING

ISSEI OGASAWARA, YUTAKA MIYANAGA, HITOSHI SHIRAKI, NAOKI MUKAI,
 MASAHIRO TAKEMURA, TAKASHI YASOJIMA and SHUMPEI MIYAKAWA

Abstract

The higher anterior cruciate ligament (ACL) injury rate of females is one of the most severe athletic-related problems today. The purpose of this study is to compare the lower extremity kinematics between male and female during single leg landing.

Six male and four female healthy subjects participated in this study. They jumped from a 32 cm high box and landed with the dominant leg. The landing action was filmed with three video cameras. The knee flexion, knee valgus/varus, and hip adduction/abduction angle and angle velocity were calculated.

In female subjects, the knee flexion angle and hip adduction angle were greater compared to males. Also, the knee valgus velocity and hip adduction velocity were higher in females.

Our results suggest that knee valgus kinematics may be related to hip adduction. It is important to evaluate hip kinematics when considering knee kinematics to prevent knee ligament injuries.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2006, 55 : 403~412)

key word : single leg landing, kinematics, knee valgus, hip adduction, knee ligament injury

I. 緒 言

女性の前十字靱帯 (Anterior Cruciate Ligament : ACL) 損傷率が男性に比べて高いことが多くの研究により報告されてきた。National Collegiate Athletic Association の統計¹⁾によると、1989年から1993年のサッカーにおける女性の ACL 損傷率(傷害発生件数/1000被曝回数)は31%であり、男性の13%に対して有意に高かった。また、バスケットボールでは、女性は29%であり、男性7%に対して約4倍の ACL 損傷率を示した。

女性がこのように高い ACL 損傷率を示す原因は多岐にわたる。女性に特有な広い骨盤幅や大きな股関節内旋可動域といった解剖学的特徴やホルモン動態が関連するという報告がある²⁾。さらに近年、女性の動作(kinematics)が、その高い ACL 損傷率に関与しているとの指摘があり、注目されている。つまり、着地やカッティングといった減速動作において、女性が ACL 損傷の危険性が高い kinematics を呈するという指摘である。これらの指摘は、McLean et al. や Hewett et al. の研究により、減速動作中の男女の kinematics を比較することでな

¹⁾ 独立行政法人 産業技術総合研究所
 人間福祉医工学研究部門 身体適応支援工学グループ
 〒305-8566 茨城県つくば市東1-1-1

²⁾ 独立行政法人 物質・材料研究機構
 生体材料研究センター
 〒305-0044 茨城県つくば市並木1-1

³⁾ 筑波大学 人間総合科学研究科
 〒305-8577 茨城県つくば市天王台1-1-1

Agency of Industrial Science and Technology Human Science
 and Biomedical Engineering Physical Fitness Technology
 Group, 1-1-1 Higashi, Tsukuba, Ibaraki, 305-8566 Japan
 National Institute for Materials Science Biomaterials, 1-1
 Namiki, Tsukuba, Ibaraki, 305-0044 Japan

University of Tsukuba, Graduate School of Comprehensive
 Sciences, Tennodai, Tsukuba, Ibaraki, 305-8577 Japan

れており^{3~13)}, それらの多くは共通して, 女性は減速動作時に男性に比べて膝関節がより伸展位であったことを報告している^{7,8,12)}.

これまでの報告は主に膝関節屈曲角度という矢状面上の kinematics に注目している. しかし, 実際に ACL 損傷が生じた場面では膝関節外反や股関節内転といった前額面上の kinematics が観察されている^{14~16)}. また, 男女の kinematics を前額面二次元, あるいは三次元的に解析した報告によると, 膝関節に加えて股関節の前額面上の関節運動におい

ても性差が示されたとするものがある^{5,13)}. したがって, ACL 損傷のメカニズムを検討することを念頭において男女の kinematics を比較する場合, 膝関節だけでなく, 股関節の前額面上の運動も含めて比較する必要があると思われる.

そこで本研究は, 下肢に既往のない成人男女を対象に片脚着地動作を運動学的に解析し, 男女の動作の特徴を前額面上の運動に注目して評価することで, kinematics の性差を検討することを目的とした.

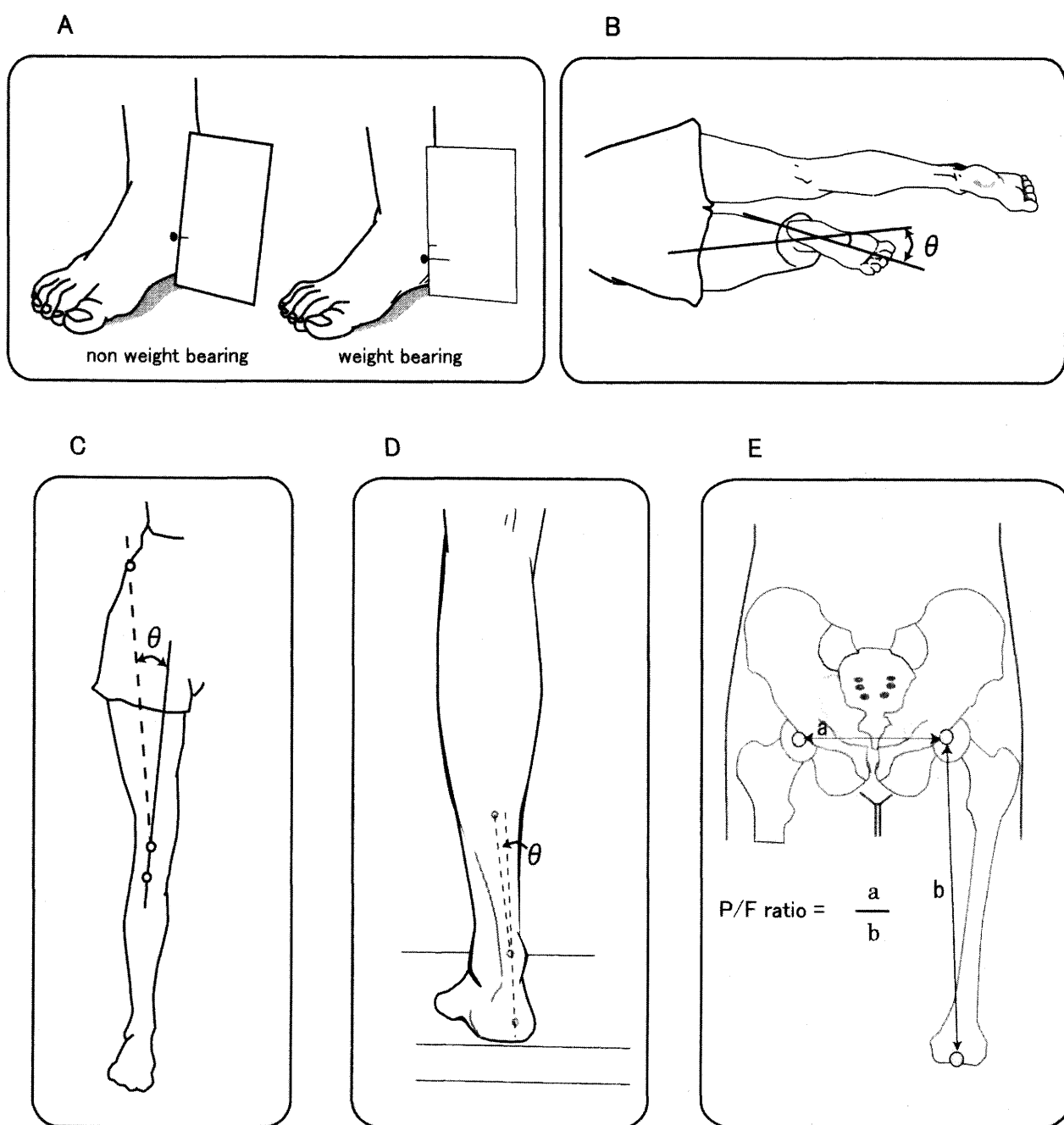


Fig. 1-1. Anatomical Screening¹¹⁾. A : Navicular drop, B : Tight Foot Angle, C : Q-angle, D : Leg-Heel Alignment, E : P/F ratio.

Ⅱ. 方 法

A. 対 象

被験者は膝関節、股関節に既往のない健康成人10名(男性6名, 女性4名)とした。被験者の膝関節の可動域は正常で拘縮等も認められなかった。また, 前額面でのアライメント異常はなく, 異常動揺性もなかった。被験者の選抜に際し, 解剖学的特徴の影響を最小限にするため Bonci¹⁷⁾の方法を参考に解剖学的スクリーニングを行った。スクリーニングの項目および結果を Fig. 1-1, Table 1-1 にそれぞれ示す。被験者には筑波大学人間総合科学研究科研究倫理委員会の承認を得た実験計画書および同意書を用いて研究の目的や内容を説明し, 実験への協力の同意を得た。

B. 測定方法

実験試技は, 32 cm の高さの台から落下し, 片脚で着地するものとした。着地する箇所にはフットスイッチを設置し, contact の瞬間を特定できるようにした。

着地脚は利き脚とし, 反対側の脚の位置は利き脚よりも後ろにするよう指示した。利き脚はボールを蹴る際に用いる脚と定義した。なお, 着地後に姿勢を崩した試技や反対側の脚を着いた試技, および体幹が回旋した試技は失敗とし, 成功試技を最低5試技行った時点で実験を終了した。

試技は3台のデジタルビデオカメラ(ソニー社

製; DCR-TRV17)を用いて撮影した。撮影速度は毎秒60コマとした。

C. kinematics データの測定および算出方法

1. 身体計測点および三次元座標の算出

各カメラの映像より, Frame-Dias2(DKH 社製)を用いて, 利き脚の足関節中心(Ankle), 膝蓋骨(Patella), 膝関節中心(Knee), 左右の大転子(Greater trochanter: GT), および左右の上前腸骨棘(Anterior superior iliac spine: ASIS)を60 Hzでデジタイズした。デジタイズで得られた二次元座標はDLT法を用いて三次元座標に変換した。三次元座標はデジタイズによるノイズを減ずるため, 2次のButterworth Filter(6 Hz)を用いて平滑化した。三次元座標 ASIS および GT から, 臨床歩行分析研究会の推定法¹⁸⁾を用いて股関節中心(Hip Center: HC)を推定した。

なお, 以降の数式を表記するにあたり, ベクトルや三次元座標を表す際は太文字のアルファベットで表し, その元を添え字のついた小文字で表記するものとした。また ASIS や GT のように左右あるものに関しては, 利き側を dominant, 非利き側を non-dominant として, それぞれ d および nd の添え字をつけて区別した。

2. 関節角度の算出

三次元座標をもとに, 以下のベクトルを定義した。HC から Knee へ向かうベクトルを v_{Thigh} とした。HC から Patella へ向かうベクトルを

Table 1-1. Physical and anatomical properties of subjects.

	sex	age (years)	height (cm)	weight (kg)	fat (%)	BMI	dominant side	P/F ratio	Q-Angle (deg)	Leg-Heel (deg)	Navicular drop (cm)	Thigh Foot Angle (deg)	Hip ROM (deg)						
													ex	flex	add	abd	ext-rot	int-rot	SLR
a	m	28	177	91	24.7	29.0	R	0.5	15	13	0.7	10	10	120	15	35	25	40	75
b	m	23	173	67	14.3	22.4	R	0.5	15	10	0.7	5	10	130	15	45	45	25	80
c	m	34	172	73	19.6	24.5	R	0.5	8	13	0.7	5	5	105	15	50	40	20	80
d	m	32	187	80	19.9	22.9	R	0.4	12	10	0.5	15	10	130	10	50	50	25	90
e	m	22	162	58	16.0	22.2	R	0.5	12	15	0.8	10	20	130	15	40	35	30	75
f	m	23	164	62	20.7	22.9	R	0.5	15	15	0.6	10	15	125	15	45	50	15	95
g	f	24	159	52	26.2	20.5	R	0.5	13	15	0.6	10	15	130	15	35	45	40	80
h	f	24	157	42	18.3	17.0	R	0.7	10	15	0.8	15	25	145	20	60	45	45	140
i	f	22	160	48	23.3	18.6	L	0.4	15	10	0.5	10	25	130	20	40	40	45	100
j	f	24	167	64	28.1	23.1	R	0.5	15	10	0.6	10	15	135	15	50	40	50	110
Average		25.6	167.7	63.6	21.1	22.3		0.5	13.0	12.6	0.7	10	15	128	16	45	42	34	93
SD		4.1	9.0	14.2	4.2	3.1		0.1	2.4	2.2	0.1	3.2	6.3	9.8	2.7	7.4	7.1	11.4	19.3

Male average	27.0	172.5*	71.7*	19.2	24.0*			0.5	12.8	12.7	0.7	9.2	12	123	14	44	41	26	83
SD	5.1	9.2	12.3	3.7	2.6			0.0	2.8	2.3	0.1	3.8	5.2	9.8	2.0	5.8	9.7	8.6	8.2
Female average	23.5	160.6	51.3	24.0	19.8			0.5	13.3	12.5	0.6	11.3	20*	135	18	46	*43	45	108
SD	1.0	4.1	9.4	4.3	2.6			0.1	2.4	2.9	0.1	2.5	5.8	7.1	2.9	11.1	2.9	4.1	25.0

*denotes significant difference between Male and Female ($p < 0.05$)

vThigh2 とした. Knee から Ankle へ向かうベクトルを vLeg とした. ASISd から ASISnd へ向かうベクトルを vPelvis とした.

1) 膝関節屈曲/伸展角度 (θ_{fe})

膝関節屈曲/伸展角度 (θ_{fe}) は vThigh と vLeg の成す角度とした. (Fig. 1-2)

ただし, θ_{fe} の増加は膝関節の屈曲角度の増加を表す.

2) 膝関節外反/内反角度 (θ_{vv})

膝関節外反/内反角度 (θ_{vv}) は, 2つのベクトル vThigh と vThigh2 で規定される平面と vLeg が成す角度とした (Fig. 1-3). ただし $\theta_{vv} > 0$ の場合を外反, $\theta_{vv} = 0$ の場合を中間位, $\theta_{vv} < 0$ の場合を内反とした.

3) 股関節内転/外転角度 (θ_{aa})

静止座標系の XZ 平面 (被験者の前額面) に, vPelvis および vThigh を投影し, それぞれを vPelvis', vThigh' とした. 両ベクトルの成す角度を算出し, 90° から引いた値を股関節内転/外転角度 (θ_{aa}) とした (Fig. 1-4). ただし $\theta_{aa} > 0$ の場合を内転, $\theta_{aa} = 0$ の場合を中間位, $\theta_{aa} < 0$ の場合を外転とした.

4) 関節角速度の算出

各関節の角速度は角度データを時間微分することにより求めた.

3. 試技の期分けと分析対象範囲

被験者の足部がフットスイッチに触れた瞬間を

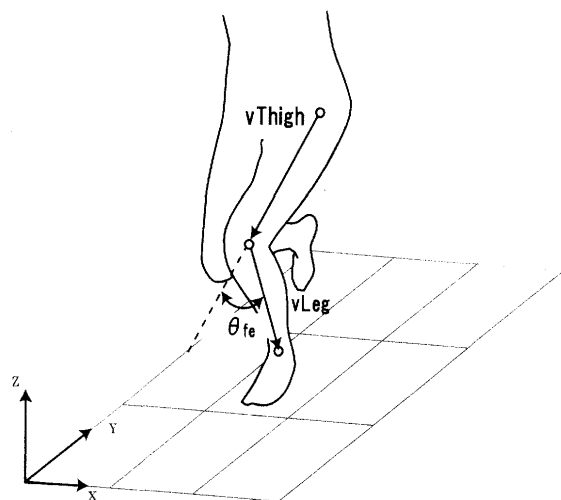


Fig. 1-2. The definition of the knee flexion/extension angle. The angle denoted by θ_{fe} between vectors vLeg and vThigh was defined as the knee flexion/extension angle. Larger value of θ_{fe} corresponds to flexion of the knee joint.

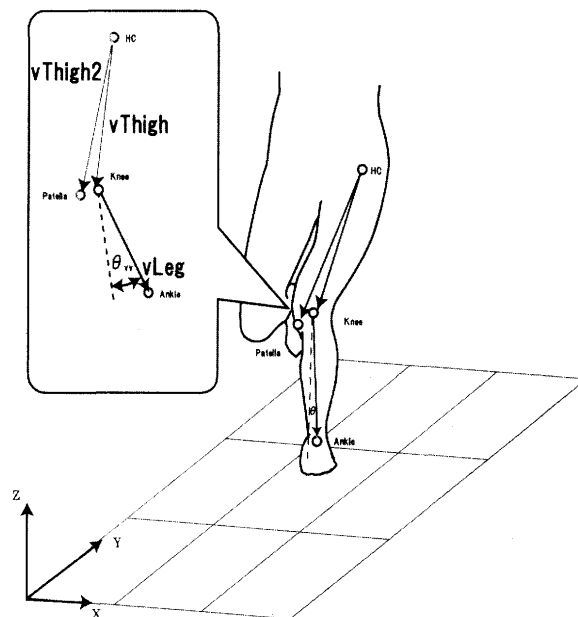


Fig. 1-3. The definition of the knee valgus/varus angle. The knee valgus/varus angle θ_{vv} was defined as the angle between vector vLeg and the plane spanned by vectors vThigh and vThigh2. Positive and negative value of θ_{vv} represents valgus and varus angle of the knee joint, respectively.

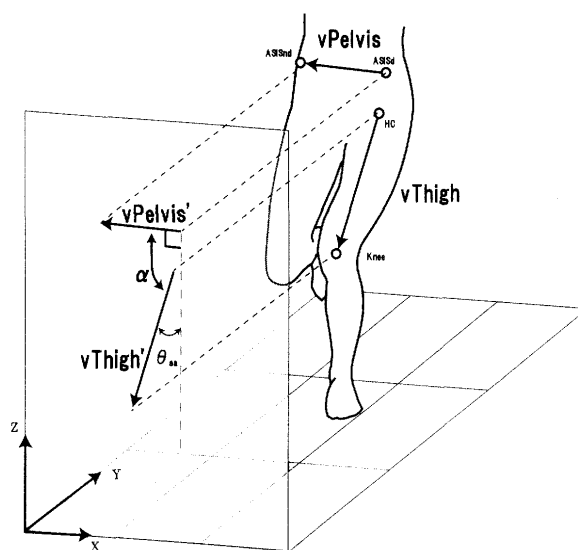


Fig. 1-4. The definition of the hip adduction/abduction angle. The vectors vPelvis' and vThigh' represent vPelvis and vThigh reflected on the X-Z plane, respectively. Let α be an angle between vectors vThigh' and vPelvis'. The hip adduction/abduction angle θ_{aa} was defined by $(90 - \alpha)$. Positive value of θ_{aa} represents hip adduction, and negative value hip abduction.

contact とした. その上で contact 前 160 msec から contact 後 400 msec を分析対象範囲とした.

D. 統計処理

解剖学的スクリーニングの結果は, 男女間に対応

のないt検定を用いた。また、男女間で関節角度、関節角速度を比較するため、繰り返しのある二元配置の分散分析を行った。その結果、男女間に有意差が認められた項目についてはさらに Tukey-Kramer テストを行った。有意水準は5%未満とした。

Ⅲ. 結 果

Table 1-1 は解剖学的スクリーニングの結果を示したものである。身長、体重、BMI は男性が女性に比べて有意に高値を示した($p < 0.05$)。股関節可

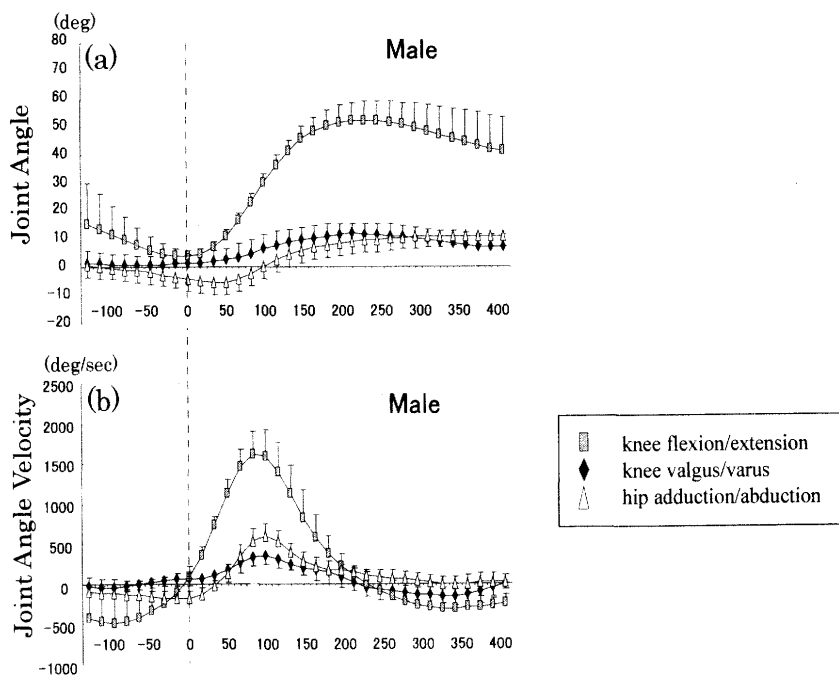


Fig. 2-1. (a) Mean male joint angle as a function of time. (b) Mean male joint angle velocity as a function of time. In each panel, open box, solid diamond, and open triangle show knee flexion/extension angle, knee valgus/varus angle and hip adduction/abduction angles, respectively. The vertical dashed line indicates the timing of foot contact.

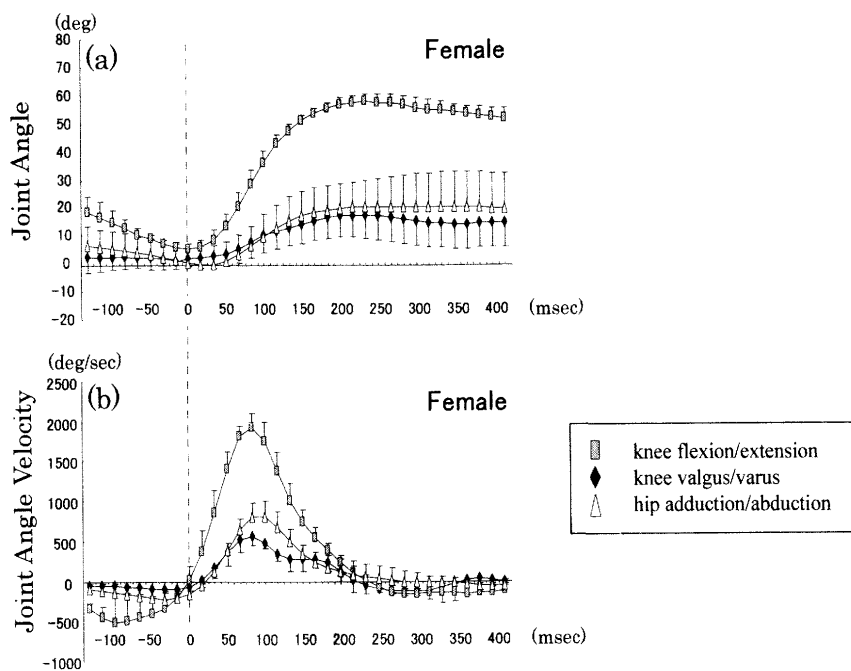


Fig. 2-2. (a) Mean female joint angle as a function of time. (b) Mean female joint angle velocity as a function of time. In each panel, open box, solid diamond, and open triangle show knee flexion/extension angle, knee valgus/varus angle and hip adduction/abduction angles, respectively. The vertical dashed line indicates the timing of foot contact.

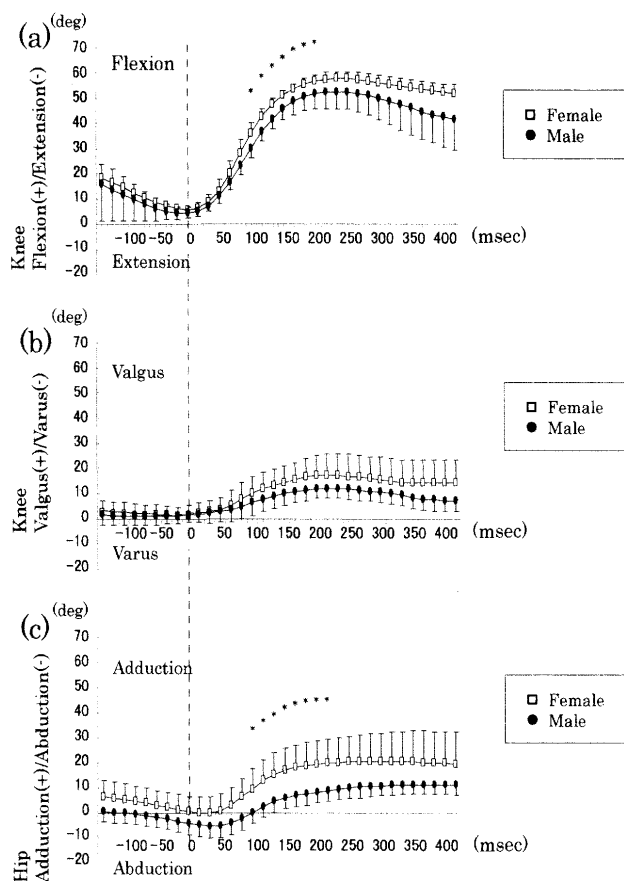


Fig. 2-3. The gender comparison of joint angle. (a) Knee flexion/extension angle as a function of time. (b) Knee valgus/varus angle as a function of time. (c) Hip adduction/abduction angle as a function of time. In each panel, open box and solid circle show female and male, respectively. The vertical dashed line indicates the timing of foot contact. Female knee flexion angle and hip adduction angle increased significantly ($p < 0.05$) than those of male counterparts after foot contact.

動域の伸展および内旋において女性が男性に比べて有意に高値を示した($p < 0.05$). ACL 損傷発生に関係するとされる下肢アライメントの各項目¹⁷⁾, Q-Angle, Leg-Heel Alignment, Navicular Drop, Thigh Foot Angle (Fig. 1-1) に男女間で有意差がなかったため, この10名のデータを採用するものとした。

Fig. 2-1 および Fig. 2-2 は, 男女の関節角度および関節角速度の平均を示したものである。また, Fig. 2-3 および Fig. 2-4 には関節ごとの角度および角速度の男女比較を示した。

膝関節は男女とも膝関節が徐々に伸展しながら contact を迎え, contact 後に屈曲した。また, contact 後には膝関節外反が生じた。統計検定の結果, 女性の膝関節屈曲角度, 角速度は男性に比べて有意

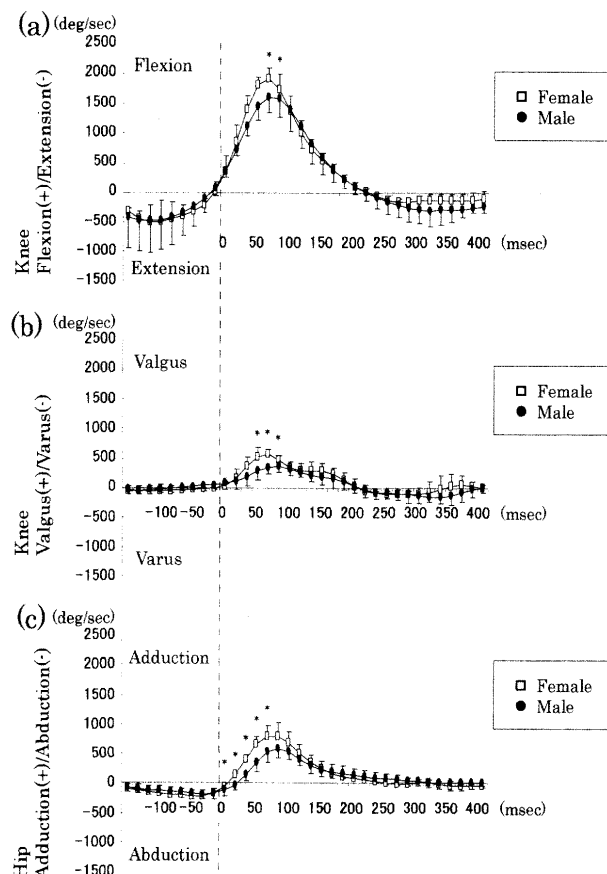


Fig. 2-4. The gender comparison of joint angle velocity. (a) Knee flexion angle velocity as a function of time. (b) Knee valgus/varus angle velocity as a function of time. (c) Hip adduction/abduction angle velocity as a function of time. In each panel, open box and solid circle show female and male, respectively. The vertical dashed line indicates the timing of foot contact. Female knee flexion, valgus and hip adduction angle velocities increased significantly ($p < 0.05$) than those of male counterparts after foot contact.

に増大しており (Fig. 2-3-a, Fig. 2-4-a) ($p < 0.05$), 加えて膝外反方向の角速度も有意に増大した (Fig. 2-4-b) ($p < 0.05$). 膝関節外反角度には男女間で有意差が生じなかった。これらにより, 女性の膝関節は男性に比べて着地の際に深く急激に屈曲し, 急激に外反したことが示された。

股関節は男女とも contact 前の局面では外転方向に運動していたが, 男性は外転位であったのに対し, 女性は内転位であった (Fig. 2-1-a, Fig. 2-2-a)。そして contact 後の局面では男女とも股関節内転が生じたが, 男性は contact 後約 100 msec ほど股関節外転位を保った後に内転したのに対し, 女性は contact 後に股関節が外転位にあった時期がほとんどなく, 直後に内転した。統計検定の結果, 女性の

股関節内転角度、角速度は男性に比べて有意に増大した (Fig. 2-3-c, Fig. 2-4-c) ($P < 0.05$). これにより、女性の股関節は男性に比べて着地の際に大きく急激な内転を呈したことが示された。

Ⅳ. 考 察

すべての被験者の片脚着地動作で股関節内転と膝関節外反を伴う膝関節の屈曲が観察された。着地は落下中に増加した位置エネルギーの制動であり、そのために膝関節を屈曲させる着地姿勢は広く一般に見られるものである。Decker et al.³⁾が着地動作において膝関節は下肢の中で最も衝撃緩衝に貢献する関節と報告していることから、着地時に膝関節を屈曲させた姿勢をとることの合目的性が伺える。

contact 前の局面は、膝関節は徐々に伸展しながら contact を迎え、また股関節も徐々に外転しながら contact を迎えた (Fig. 2-1-a, Fig. 2-2-a). この角度変化は、衝撃緩衝に適した関節角度を作り出すためと考えられる。これに対し膝関節外反では contact 前の変化が見られず、contact 後に外反角度が増加した (Fig. 2-1-a, Fig. 2-2-a). 膝関節周囲には内外反に作用する筋が存在しないことから、膝関節外反は急激に高まった荷重負荷による受動的な角度変化であると考えられた。よって、膝関節外反は他の膝関節屈曲伸展および股関節内外転とは、性質の異なる角度変化であったと言える。

本研究では、その膝関節外反角度に男女間で有意な差は生じなかった (Fig. 2-3-b). しかし膝関節外反の角速度では、女性が男性に比べて有意に増大しており、女性の膝関節外反は急激であったということが示された (Fig. 2-4-b). 先行研究では、着地時に女性の膝関節外反角度が男性よりも増大するという報告がなされているが^{5,6)}、本研究では被験者の安全を考えて落下の距離を32センチと低めに設定したため、外反角度の男女差示すに至らなかったものと推察された。

一方、本研究で注目した股関節の kinematics であるが、ここでは男女間で特徴的な差異を示すことができた。股関節内転角度 (Fig. 2-3-c), 股関節内転角速度 (Fig. 2-4-c) とともに、contact 後に女性が男性に比べて有意に増大し、女性の股関節内転は大きく急激であるということが示された。さらに詳細には、男女の特徴は contact 後のみならず contact 前

の局面から観察された。Fig. 2-3-c が示すように、contact 前の局面で、男性の股関節は外転位であったのに対し、女性は内転位であった。男女とも contact が近づくと徐々に股関節が外転したが、女性の股関節が外転位になることはなかった。contact 後の局面では、男性は約 100 msec の間、外転位を保持した後に内転したのに対し、女性は contact 直後に内転した。Fig. 2-3-b が示すように、男女の膝関節外反角度が増加し始めた時期がほぼ同時であることから、男性は膝関節外反からやや遅れて股関節内転が生じ、一方女性は膝関節外反と股関節内転が同調して生じたことが示された。

以上のような男女の特徴が観察された中で、注視すべきは膝関節外反角速度の差異と股関節 kinematics の関連であろう。今回女性は、着地後の膝関節外反が男性に比べて急激であったことが示されたが、この理由として、膝関節外反に股関節の kinematics が関連しているということが考えられた。つまり、女性の膝関節外反の角速度が増大した要因として、女性の股関節が contact 前から内転位であったこと、および contact 直後の股関節内転が膝関節外反と同調したことが関与しているということである。片脚着地で生じる膝関節外反は、足部が地面に固定された状態で膝関節が正中方向へ偏位することに起因する。このとき股関節では内転が伴う。今回の結果では、男性の場合は contact 直後に股関節外転位を保った時期があったために、膝関節が正中方向への偏位するのを抑制し、膝関節外反の速度を軽減することができたと考えられた。それに対して女性は、contact 直後に股関節が内転し、さらに内転角度が大きかったため、膝関節の正中方向への偏位に拮抗することができず、膝関節外反角速度の増大につながったと考えられた。

膝関節外反と股関節内転の関連を報告した先行研究には Zeller et al.¹³⁾によるものがある。Zeller et al. は男性 9 名、女性 9 名を対象に片脚スクワット時の下肢 kinematics を三次元解析した。その結果、女性は男性に比べて股関節内転角度と膝関節外反角度が有意に増大した。さらに、女性の股関節はスクワット下降期、上昇期を通じて常に男性よりも内転位にあった。この特徴は本研究の女性の股関節の kinematics (Fig. 2-3-c) と類似したものである。Zeller et al. はこの結果から、女性の膝関節外反の増大

は股関節内転が関与したものであると考え、膝関節外反位を回避するためには股関節を内転させないことが重要であると報告した。本研究とは試技が異なるが、contact 直後に股関節が内転しなかった男性は膝関節外反角速度が抑制されたことから、今回の結果は Zeller et al. の見解を支持するものである。

ACL に直接ストレスを与える関節肢位は膝関節外反であるが^{19,20)}、今回の結果から、その膝関節外反に関与するものとして、着地時の股関節内転が示唆された。女性で股関節内転が増大した理由は股関節内転可動域や骨盤幅といった解剖学的特徴の関与が考えられるが、この点については本研究とは異なる調査にて検討が必要であろう。

男女の下肢 kinematics を比較することで、膝関節だけでなく股関節の運動に差異を示すことができたことは本研究の重要な点である。ACL 損傷の予防を目的としたスポーツ動作の評価を行う際には、膝関節の肢位のみならず、股関節の kinematics にも注目する必要があると考えられた。

V. ま と め

本研究は片脚着地動作における男女間の kinematics の相違に注目し、以下の結果を得た。

1. 女性は男性に比べて contact 後の膝関節屈曲、股関節内転角度が有意に増大した。
2. 女性は男性に比べて contact 後の膝関節屈曲、膝関節外反、股関節内転角速度が有意に増大した。
3. 男性の股関節は contact 前に外転位にあり、contact 後も約 100 msec 外転位を保持した後内転した。一方、女性の股関節は contact 直後に内転した。

謝 辞

本研究を終えるにあたり、終始ご指導いただきました筑波大学人間科学研究科宮川俊平教授に甚大なる謝意を表します。また、本研究の開始当初に多大なるアドバイスをいただきました筑波大学 宮永豊 名誉教授には、厳しくも温かく常に気にかけていただき、感謝の言葉もございません。筑波大学人間科学研究科白木仁助教授には実験器具と施設を提供していただきました。筑波大学トレーニングクリニックおよび筑波大学スポーツ医学研究室内の皆様には強力な後押しをいただきました。ここに感謝の意を表します。

(受理日 平成18年4月24日)

文 献

- 1) Edwards, R. G., & Lippold, O. C. J. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J. Physiol. (Lond.)*, (1956), **132**, 677-681.
- 2) Bigland-Ritchie, B. R., Dawson, N. J., Johansson, R. S., & Lippold, O. C. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *J. Physiol. (Lond.)*, (1986), **379**, 451-459.
- 3) Marsden, C. D., Meadows, J. C. & Merton, P. A. "Muscular wisdom" that minimizes fatigue during prolonged effort in man.: peaks rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. In., Desmedt, J. E., *Motor Control Mechanisms in Health and Disease.*, Raven Press, New York, (1983), 169-211.
- 4) Enoka, R. M., & Stuart, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.*, (1992), **72**, 1631-1648.
- 5) 田巻弘之, 北田耕司, 倉田 博, 等尺性収縮の持続による下腿三頭筋の活動交代, 体力科学, (1995), **44**, 457-464.
Tamaki, H., Kitada, K., & Kurata, H. Changes in activity in triceps surae muscles during prolonged isometric contractions. *Phys. Fitness Sports Med.*, (1995), **44**, 457-464. (in Japanese)
- 6) Tamaki, H., Kitada, K., Akamine, T., Murata, F., Sakou, T., Kurata, H. Alternate activity in the synergistic muscles during prolonged low-level contractions. *J. Appl. Physiol.*, (1998), **84**, 1943-1951.
- 7) Kouzaki, M., Shinohara, M., Masani, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *J. Appl. Physiol.*, (2002), **93**, 675-684.
- 8) Sirin, A. V., & Patla, A. E. Myoelectric changes in the triceps surae muscles under sustained contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1987), **56**, 238-244.
- 9) Mclean, L., & Goudy, N. Neuromuscular response to sustained low-level muscle activation: within- and between-synergist substitution in the triceps surae muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (2004), **91**, 204-216.
- 10) Semmler, J. G., Kutzscher, D. V., & Enoka, R. M. Gender differences in the fatigability of human skeletal muscle. *J. Neurophysiol.*, (1999), **82**, 3590-3593.
- 11) Sjøgaard, G., Kiens, B., Jørgensen K., & Saltin, B. Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta. Physiol. Scand.*, (1986), **128**, 475-484.
- 12) 田巻弘之, 荻田 太, 竹倉弘明, 齊藤和人, 倉田 博, 芝山秀太郎, 北田耕司, 中澤公孝, 静的筋収縮持続時の生理的振戦による筋放電活動並びに循環系応答の変化, 日本生理学雑誌, (2003), **65**(12), 397-405.
- 13) Kouzaki, M., Shinohara, M., Masani, K., Tachi, M., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. Local blood circulation

- among knee extensor synergists in relation to alternate muscle activity during low-level sustained contraction. *J. Appl. Physiol.*, (2003), **95**, 49-56.
- 14) Tamaki, H., Kitada, K., Akamine, T., Sakou, T., & Kurata, H. Electromyogram patterns during plantar flexions at various angular velocities and knee angles in human triceps surae muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1997), **75**, 1-6.
 - 15) 田巻弘之, 北田耕司, 桐本 光, 我妻 玲, 荻田 太, 竹倉宏明, 芝山秀太郎, 異なる負荷強度での等尺性収縮時の協働筋の活動様式, *日本人類生理学雑誌*, (2004), **9**, 7-12.
 - 16) Rådegran, G. Ultrasound Doppler estimates of femoral artery blood flow during dynamic knee extensor exercise in humans. *J. Appl. Physiol.*, (1997), **83**, 1383-1388.
 - 17) Poulton, E. C., Human manual control. In *Handbook of Physiology*, American Physiological Society, Maryland, (1981), 1337-1389.
 - 18) Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, (1984), **7**, 691-699.
 - 19) Gandevia, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol. Rev.*, (2001), **81**, 1725-1789.
 - 20) Hunter, S. K., Duchateau, J. & Enoka, R. M. Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. *Exerc. Sport. Sci. Rev.*, (2004), **32**, 44-49.
 - 21) 桐本 光, 田巻弘之, 河野 眞, 作業療法, (2005), **24**, 362.
 - 22) Garland, S. J. & Kaufman, M. P. Role of muscle afferents in the inhibition of motoneurons during fatigue. In., Gandevia, S. C., *Fatigue*, Plenum Press, New York, (1995), 271-278.
 - 23) Löscher, W. N., Cresswell, A. G., & Thorstensson, A. Excitatory drive to the alpha-motoneuron pool during a fatiguing submaximal contraction in man. *J. Physiol. (Lond.)*, (1996), **491**, 271-280.
 - 24) Löscher, W. N., Cresswell, A. G., & Thorstensson, A. Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of the triceps surae. *Exp. Brain. Res.*, (1996), **108**, 305-314.
 - 25) Macefield, G., Hagbarth, K. E., Gorman, R., Gandevia, S. C., & Burke, D. Decline in spindle support to alpha-motoneurons during sustained voluntary contractions. *J. Physiol. (Lond.)*, (1991), **440**, 497-512.
 - 26) Sjøgaard, G., Savard, G., & Juel, C. Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1988), **57**, 327-335.
 - 27) Crenshaw, A. G., Karlsson, S., Gerdle, B., & Fridén, J. Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta. Physiol. Scand.*, (1997), **160**, 353-361.
 - 28) Griffin, L., Garland, S. J., Ivanova, T., & Hughson, R. L. Blood flow in the triceps brachii muscle in humans during sustained submaximal isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (2001), **84**, 432-437.