

III. 健常者における傾斜面でのリバウンドジャンプ の負荷特性－伸張負荷強度の相違に着目して－ (研究課題1-1)

1. 目的

伸張－短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle; SSC) 運動は、反動動作によって主働筋群に大きな強制伸張を与え、即座に短縮性の筋活動に切り換えることによって、爆発的なパワー発揮ができる運動様式である。SSC運動によって爆発的なパワー発揮ができる理由として、予備緊張によって筋を活性化させ、短縮局面の開始時点における力の立ち上がりを速くできること (Bobbert et al., 1996; 高松ら, 1991; van Ingen Schenau; 1984) , 直列弾性要素に貯蔵した弾性エネルギーを短縮局面において効果的に再利用できること (Komi and Bosco, 1978; Asmussen and Bonde-Petersen, 1974) , 筋を伸張させることによって伸張反射を誘発し、筋stiffnessを高められること (Melvill Jones and Watt, 1971b) などがあげられる。これらはいずれも、伸張局面前の筋のタイミングよい活性化と伸張局面から短縮局面への素早い移行 (Bosco and Komi, 1979b) , および筋の伸張速度および筋長の変化に大きく依存しているとみられている (Aura and Komi, 1986; Cavagna et al., 1968) 。

SSC運動による爆発的なパワー発揮が要求される競技者は、この能力を高めるためにプライオメトリックトレーニングを重視している。その代表的なト

トレーニング手段はドロップジャンプであるが、なかでも足底屈筋群のSSC運動によって爆発的にパワーを発揮するリバウンド型一回ドロップジャンプ（Rebound Drop Jump; RDJ）は、トレーニング運動としてのみでなくテスト運動としてもよく用いられている（岡子ら、1993）。RDJにおいてSSC運動の有効性を最大限に機能させるためには、足底屈筋群の伸張負荷の強度、すなわち伸張量や伸張速度をできるだけ大きくすることが重要である（Gollhofer et al., 1992）。傾斜面、特に上向き斜面でのRDJは、足底屈筋群の伸張量や伸張速度を大きくすることによってSSC運動の有効性を最大限に機能させることができると可能性を備えた跳運動であると考えられる。

SSC運動において筋が発揮した張力は、腱や韌帯を通して外部に伝達される。このために、筋とそれに直列に付着している腱を1つの複合体として仮定し、SSC運動中の筋-腱複合体の動態を明らかにすること、特に、RDJにおいて主働的な役割をする腓腹筋-アキレス腱複合体（Gastrocnemius Muscle - Achilles Tendon Complex; MTC）の動態を明らかにすることは、筋の発揮張力や腱の弾性特性、あるいはさまざまな動きの条件下での神経筋活動を理解するための重要な情報を与えてくれるであろう（Gollhofer et al., 1992）。

そこで本研究では、傾斜面でのRDJにおけるMTCの動態および下肢関節の仕事を、30cm (RDJ30) および50cm (RDJ50) の台高を用いて検討した。平地面では約50cmの台高によって最大跳躍高が得られる（Jody and Russell, 1985）。これを至適伸張負荷の強度とした場合、傾斜面ではそれより低い台高によっても有効な伸張負荷の強度を得ることができるのでないかと推測される。また、台高を高くしないこと、膝曲げ動作を浅くすることなどの条件を満たしたRDJ30が、パリスティックなSSC運動の遂行能力を最も適切に評価することの

できる跳躍方法であるとみなされている（高松ら、1989）。これが30cmの台高を用いた理由である。

2. 方法

(1) 被験者

本研究には、男子健常者9名（年齢：25.0±3.8歳、身長：1.74±0.04m、体重：74.0±8.3kg、下腿長：0.40±0.03m）が参加した。本研究で用いた健常者は、以前、運動競技部に所属した経験のある体育を専攻する大学院生であり、専門的な跳躍トレーニングを行った経験はなかった。実験を開始するにあたり、全ての被験者に本研究の目的、方法および実験に伴う危険性などを十分に説明し、実験参加に対する同意を得た。なお、各被験者におけるRDJの熟練度には、それぞれ個人差があったために、事前に試技に関する練習を十分に行つた。

(2) 実験運動

図1に、実験装置の配置を示した。被験者には、RDJを、フォースプラットフォーム（KistlerAG、9281type、600×400×100mm）の上に置いた傾斜ボックス（Angle-box）上で裸足で行わせた。それぞれの傾斜条件でのRDJを遂行する際には、できるだけ傾斜ボックスの中心部分に着地するように指示を与え、身体の前後移動が大きいことなど、実験条件を満たさなかった場合には再度行わせた。

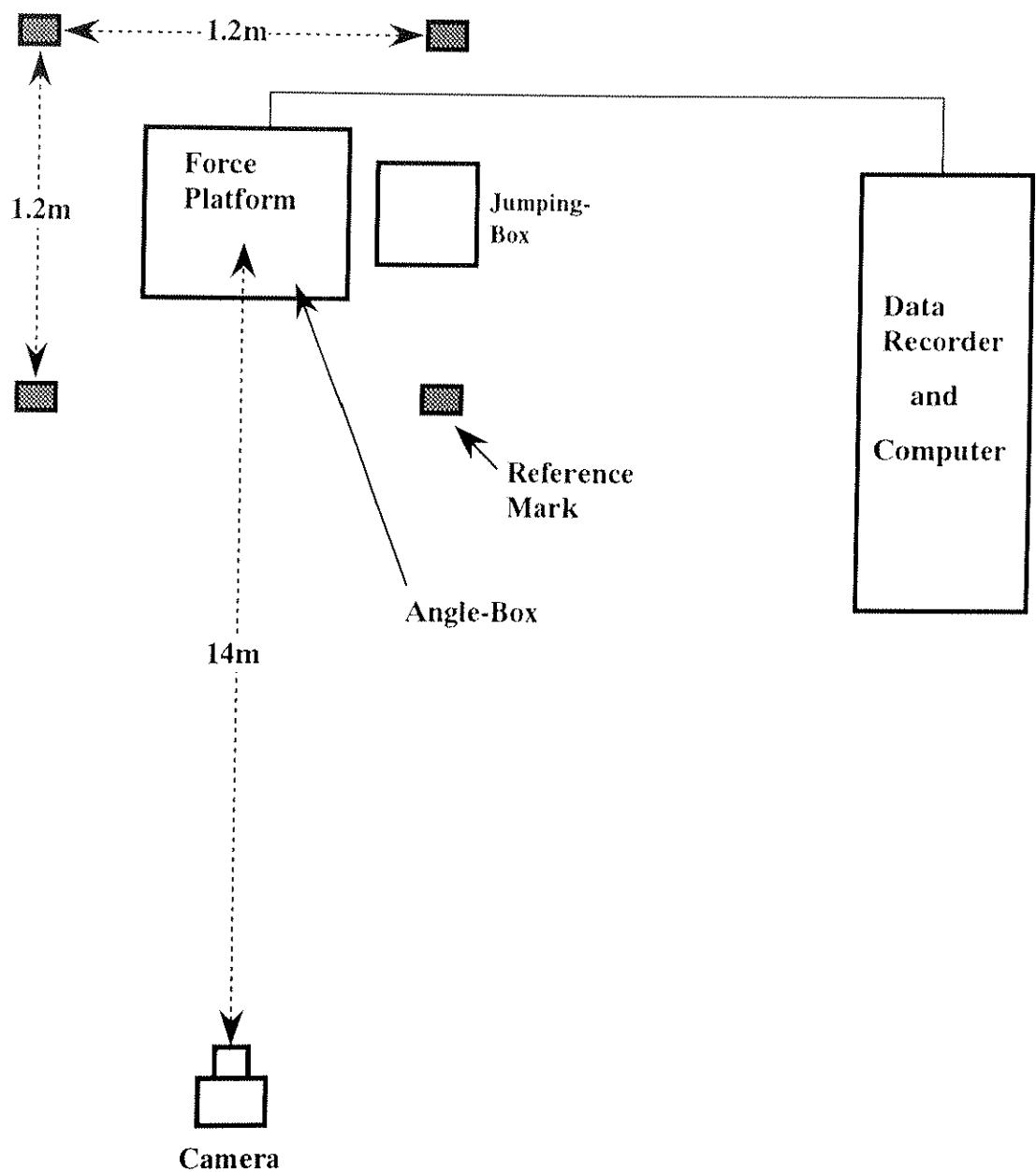


Figure 1 Experimental setup.

1) 台高

台高には、30cmおよび50cmの2種類を用いた。30cmおよび50cmの台高は、ドロップジャンプにおける跳躍動作の研究および実際のトレーニング現場において頻繁に用いられているものである。特に、台高を高くしないこと、膝曲げ動作を浅くすることなどの条件を満たしたRDJ30が、パリスティックなSSC運動の遂行能力を最も適切に評価することのできる跳躍方法であるとみなされている（高松ら、1989）。

台高は、傾斜ボックスの中心から30cmおよび50cmになるように設定した。なお、この台とフォースプラットフォーム間の距離は、跳躍動作に影響を及ぼさない範囲内で、各被験者に自由に設定させた。

2) 踏切中の膝関節角度

ドロップジャンプを遂行するにあたって、膝関節角度は、跳躍高および踏切時間などの跳躍パフォーマンスに影響を与えるために、一定にする必要性がある。そこで本実験では、着地してすぐに跳び上がるRDJを行わせた（図2）。このために、被験者には、踏切中の重心の最下時点における膝関節角度が 110° から 130° の範囲内になるように指示をした（図子ら、1993）。この範囲内で膝関節角度を維持するためには、着地による伸張負荷の衝撃をできるだけ素早く受け止め、引き続く短縮局面への素早い切り替えが要求されるので、最もパリスティックな跳躍動作になると考えられる。

3) 着地面の傾斜角度

着地面の傾斜角度には、被験者の跳び降りる方向からみて、上向き斜面8度（Uphill type 8 degree; U8）、下向き斜面8度（Downhill type 8 degree; D8）および平地面（Level; L）の3種類を用いた。傾斜角度は、予備実験の結果にもとづ

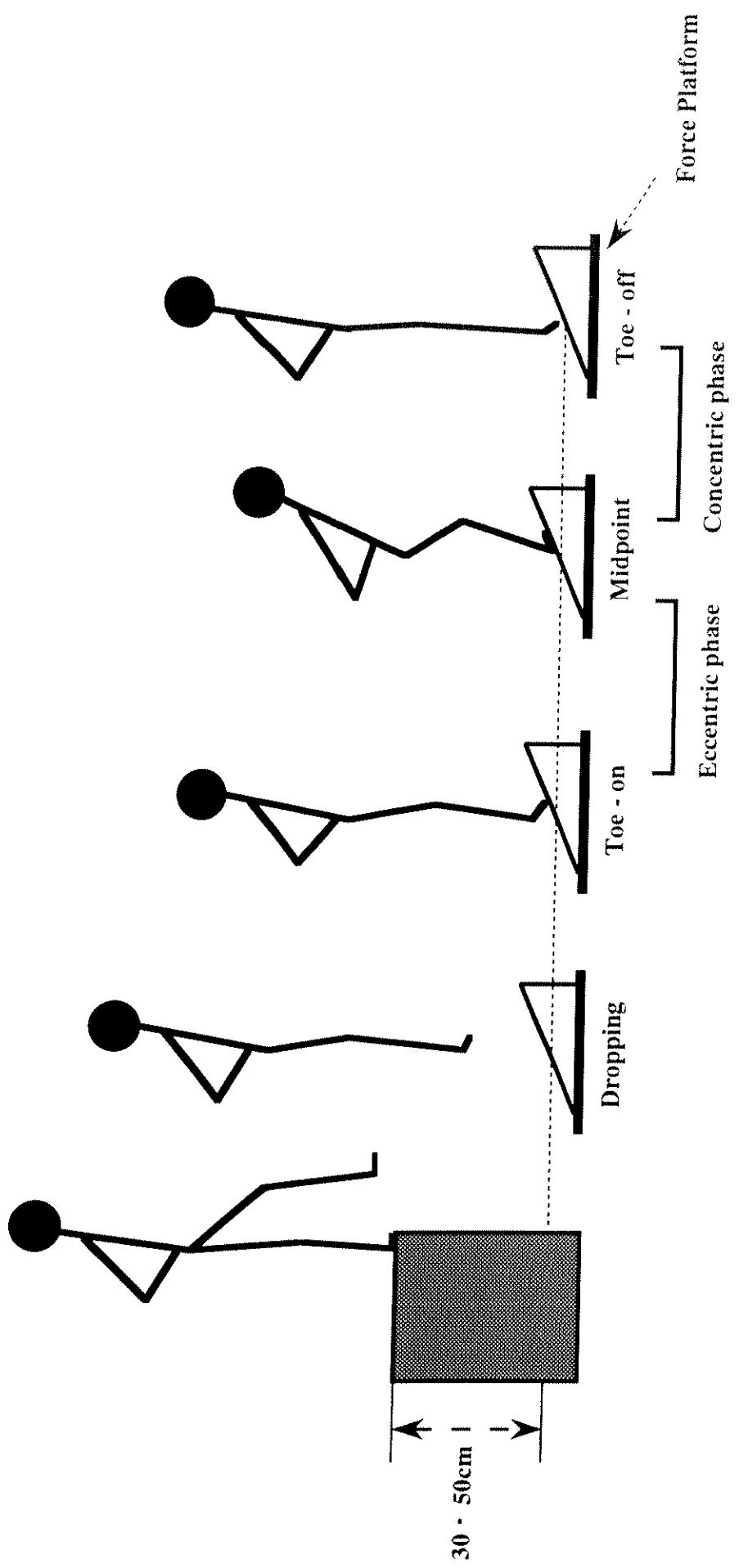


Figure 2 Rebound drop jump under uphill type condition.

き、足関節等への安全性に最も注意を配り設定した。

4) 試技順序

各台高における着地面の傾斜角度の試技順序は、全ての被験者においてランダムに行わせた。RDJ30およびRDJ50ともに数回の試技を行わせ、そのなかで最も跳躍高の高かった試技を分析対象とした。なお、試技間には疲労の影響をなくすために十分な休息をとらせた。

(3) 分析項目および分析方法

1) 跳躍高および踏切時間

地面反力のデータをもとにして、踏切時間および滞空時間を求めた。踏切時間は、垂直方向の地面反力が、着地によって基線から急に立ち上がり始めた時点から、離地によって基線の水準へ低下した時点までの時間とした。滞空時間は、上述の離地時点から、再び着地によって垂直方向の地面反力が基線から急に立ち上がり始めた時点までの時間として定義した。

上述の方法によって定義された滞空時間を用いて、跳躍高を算出した。跳躍高は、以下の式に滞空時間を代入することによって求めた (Asmussen and Bonde-Petersen, 1974)。

$$RDJh = \frac{1}{8} \cdot g \cdot RDJta^2$$

RDJh : 跳躍高 (m)

RDJta : 滞空時間 (s)

g : 重力加速度 (9.81m/s²)

2) 関節角度

画像解析のデータをもとにして、踏切局面における股、膝および足関節の角

度変位を求めた。関節角度の定義は、図3に示した。股関節角度は外脛骨点と大転子点および大転子点と肩峰を結ぶ線分がなす角度、膝関節角度は大転子点と外脛骨点および外脛骨点と外果点を結ぶ線分がなす角度、足関節角度は外脛骨点と外果点および外果点と外中足点を結ぶ線分がなす角度として定義した。

被験者の左側方14mの地点に設置した高速度ビデオカメラ（Nac社製、HSV-400）を用いて、跳躍動作を毎秒200コマで撮影した。また、画像上の距離を実長換算するために、距離較正用のマークをフォースプラットフォームの周囲に置いた。

各被験者の試技について、画像上の身体計測点（図4；頭頂部、耳、胸骨上縁点、肩峰点、肘、手首、中手骨、大転子、膝、足首、かかと、母子球、つま先）および較正マークの2次元座標を、1コマおきに読み取った。次に、得られた身体計測点の座標値を較正マークをもとにして実長換算した。

Wells and Winter (1980) の方法にもとづいて、身体の各分析点の座標成分ごとに実長換算したデータの最適遮断周波数を決定し、Butterworth Low-Pass Digital Filterを用いて平滑化を行った。なお、決定された身体の各分析点の最適遮断周波数は、1~7Hzの範囲内であった。平滑化した座標データを用いて、股、膝および足関節の角度を算出した。

3) 地面反力

地面反力（Ground Reaction Force; GRF）の測定は、フォースプラットフォームを用いて行った。フォースプラットフォームからの信号は、アンプで増幅し、さらにA/D変換器によって1msごとに数値化した後、パーソナルコンピューター（NEC社製、PC-9801RX）に入力した。

4) 関節トルク

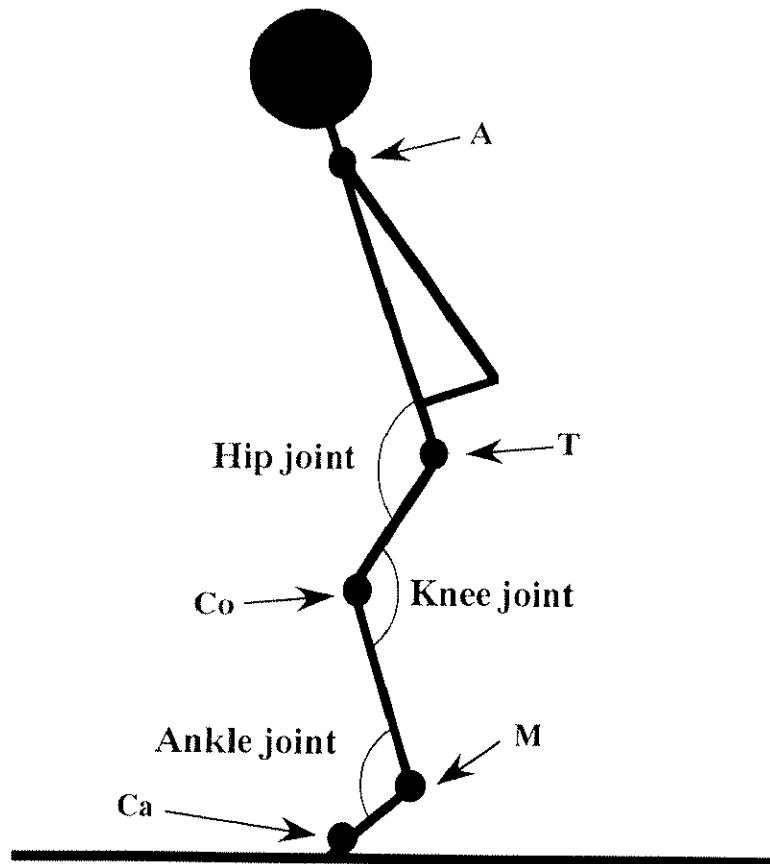


Figure 3 Definition of joint angles.

Note. A : acromion
 T : trochanter major
 Co : condylus lateralis
 M : malleolus lateralis
 Ca : Caput ossis metatarsalis

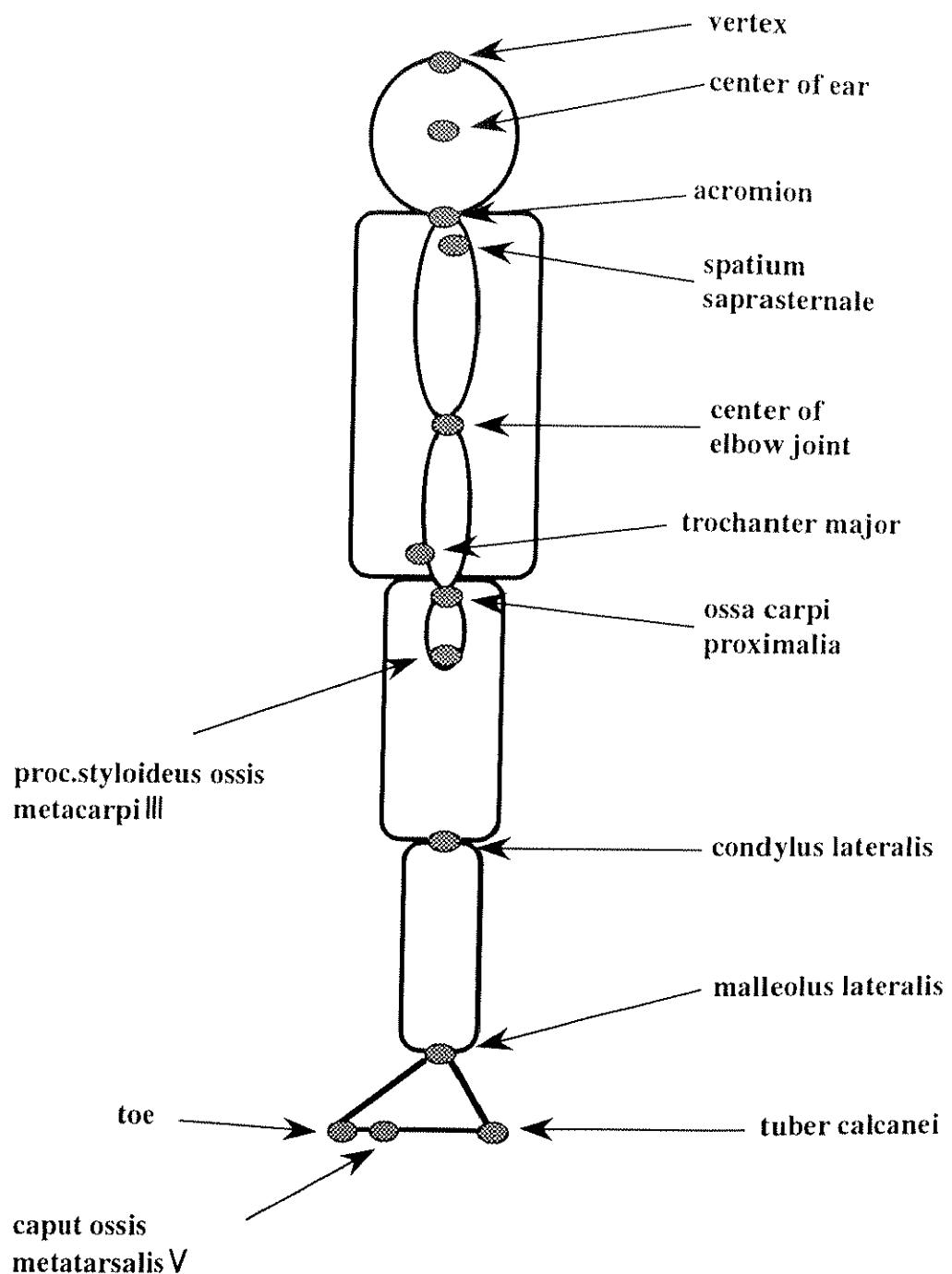


Figure 4 Digitized body landmarks.

下肢の各関節のトルクを算出するために、身体を足、下腿、大腿および体幹の4セグメントからなるリンクセグメントモデルであると仮定した。下腿は左右対象であると仮定し、左脚だけを分析の対象とした。

地面反力および画像データをもとにして、股、膝および足関節のトルクを算出した。関節トルクは、阿江ら（1992）の身体部分係数を用いて求めた足、下腿、大腿の質量、質量中心位置および慣性モーメントを、それら4個の剛体からなるリンクセグメントモデルに入力して算出した（Winter, 1990）。なお、本研究では、傾斜面上での力の作用点は、以下のように求めた（図5）。

まず、O'を回転の中心と考え、身体がフォースプラットフォームに与えるモーメント $[Fz \cdot ay + Fy \cdot a'z]$ とセンサーがフォースプラットフォームに与えるモーメント $[b(Fz3 + Fz4 - Fz1 - Fz2)]$ のつり合い式から、以下のように ay , $a'z$, az を求めた。なお、 $\tan \theta = (ay - \beta) / a'z = -\alpha$ とし、 β は三角形abcとadcが相似であるために求めることができる。

$$ay = -a'z \cdot \alpha + \beta$$

$$a'z = \{ -b(Fz1 + Fz2 - Fz3 - Fz4) + \beta \cdot Fz \} / (\alpha \cdot Fz - Fy)$$

$$az = a'z - 0.054$$

5) 関節パワーおよび関節仕事

関節パワーとは、関節まわりの筋によって発揮されたパワーを意味し、関節トルクと関節角速度の積により求めることができる。また、関節パワーの絶対値を時間で積分することによって、各関節の仕事を求めた。本研究では、股、膝および足関節における各関節の絶対仕事およびこれらの総和である総仕事、および総仕事に対する各関節の絶対仕事の割合を算出した。

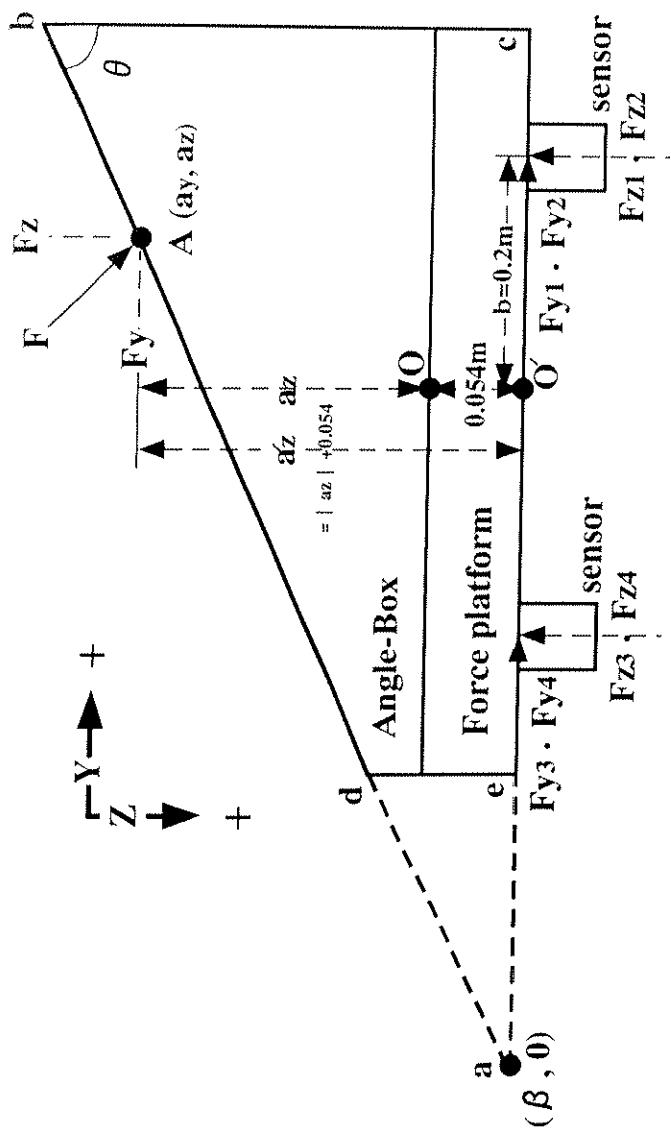


Figure 5 Calculation method of the center of pressure.

F : The force that the body applies to the angle-box.

Fy : The horizontal components of F

Fz : The vertical components of F

F_{y1}, F_{y2}, F_{y3}, F_{y4} : The horizontal force of sensor 1, 2, 3, 4 supporting the force platform

F_{z1}, F_{z2}, F_{z3}, F_{z4} : The vertical force of sensor 1, 2, 3, 4 supporting the force platform

β : The Y coordinate of point of intersection with the extension line of the oblique side of the angle-box and base of force platform

ay : The Y coordinate of the center of pressure A

az : The Z coordinate of the center of pressure A

b : Horizontal distance from O' to each sensor (0.2m)

6) アキレス腱張力

本研究で算出されたアキレス腱張力 (Achilles Tendon Force; ATF) は、足関節トルクをモーメントアームで除することによって求めた (Fukashiro et al., 1993)。本研究では、このATFをもとにして、踏切中点のATF (ATFMID) を求めた。

$$\text{アキレス腱張力 (ATF)} = \text{足関節トルク} / \text{モーメントアーム}$$

モーメントアームは、Grieve et al. (1978) のモデルをもとに算出した (Bobbert et al., 1986b)。

$$\text{モーメントアーム} = \frac{180}{\pi} (0.30141 + 2 \times -0.00061 \times \theta_a)$$

θ_a は、図6に定義した。

7) 腹筋-アキレス腱複合体の伸張量および伸張速度

本研究では、MTCの伸張量および伸張速度の分析を行った。MTCの長さ変化は、足関節および膝関節の角度変位を、Grieve et al. (1978) のモデルに入力することによって計算した。すなわち、足関節および膝関節の角度変位を以下の式に代入してMTCの長さ変化 (ΔL_{MTC}) を求めた。

$$\Delta L_a = -0.00061 (\theta_a)^2 + 0.30141 (\theta_a) - 22.18468$$

$$\Delta L_k = 0.00011 (\theta_k)^2 - 0.07987 (\theta_k) + 6.46251$$

$$\Delta L_{MTC} = \Delta L_a + \Delta L_k$$

ΔL_a ：足関節の角度変化による腹筋-アキレス腱複合体の変化量（下腿長に対する比、%）

ΔL_k ：膝関節の角度変化による腹筋-アキレス腱複合体の変化量（下腿長に対する比、%）

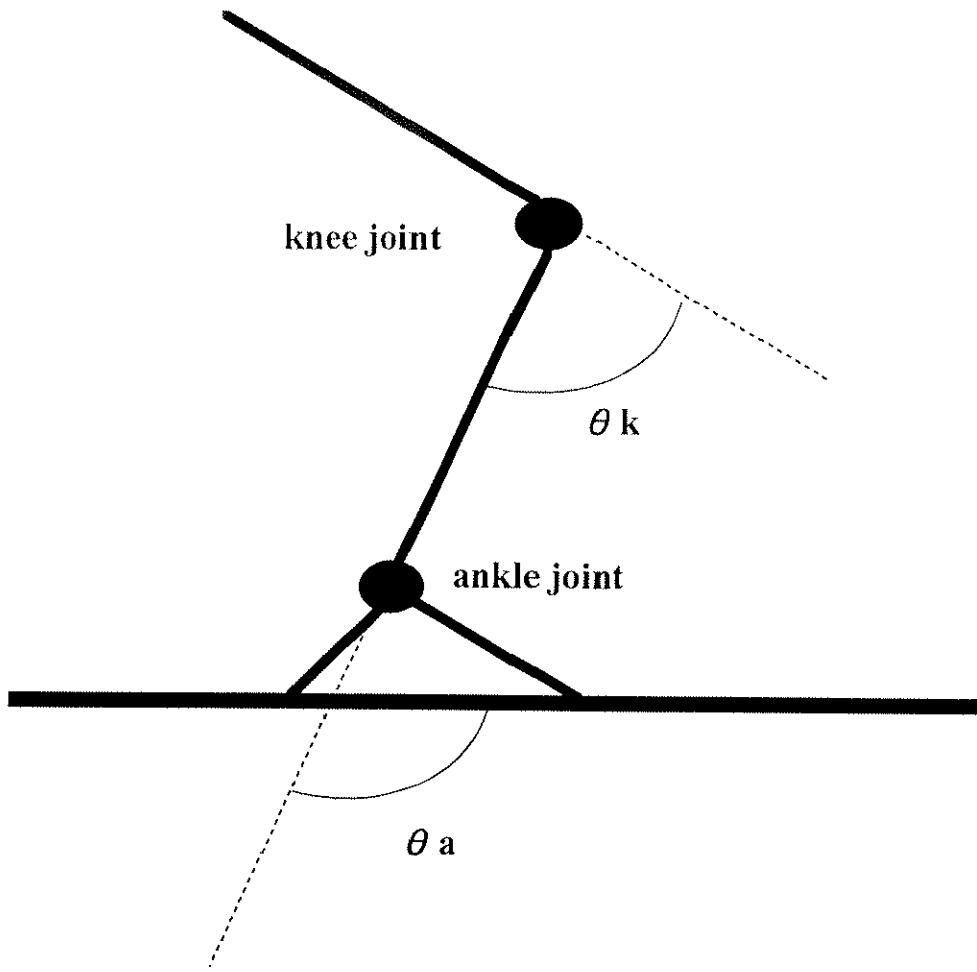


Figure 6 Definition of joint angles in Grieve's model.

$\angle L_{MTC}$ ：腓腹筋ーアキレス腱複合体の総変化量（下腿長に対する比、%）

θ_a ：足関節の角度 (deg)

θ_k ：膝関節の角度 (deg)

なお、直立位での関節角度を足関節90°、膝関節0°と仮定し、膝関節が90°、足関節が90°となる時の筋長を0とした。図6には、Grieve et al. (1978) のモデルにおいて定義した関節角度を示した。

伸張局面におけるMTCの伸張量 (L_{MTC}) は、膝関節が最も屈曲した時点である踏切中点 (Midponit) の長さ変化量から接地時の長さ変化量を差し引くことによって求めた。また、 $\angle L_{MTC}$ を時間で微分することによって、MTCの平均伸張速度 (V_{MTC}) を求めた。

8) EMG

本研究では、腓腹筋内側頭および前脛骨筋からのEMGを測定した。各筋のEMGのデータは、Gregoire et al. (1984) によって定義された導出部位を得た。EMGの分析は、接地100ms前から接地時までの予備緊張局面および伸張局面に分けて行った。各局面におけるIEMGは、全波整流したEMGを1msごとに時間積分して算出した。

各筋におけるEMGの導出には双極表面電極を用い、マルチテレメータシステム（日本光電工業製、WEB-5000型）によって記録した。電極間の距離は、いずれの筋も2cmとした。マルチテレメータシステムからの信号は、データレコーダー (SONY社製、HSV-400) に入力した。データレコーダーに入力したEMG信号は、A/D変換器を介して1msごとに数値化し、パーソナルコンピューター (Apple社製、Quadra800) に取り込んだ。さらに、全波整流した後、カットオフ周波数10Hzで低域遮断フィルタリングを行った。

画像、地面反力およびEMGから得られたデータを同期するために、発光ダイオードの光をカメラに写し込み、同時に発光信号を、パソコンコンピューターおよびデータレコーダーに取り込んだ。

図7に、1名の被験者のRDJ30における踏切局面の膝および足関節角度、MTCの長さ変化、GRF、ATF、膝および足関節トルクの経時的変化を示した。また、図8に、腓腹筋および前脛骨筋のEMGを示した。

(4) 統計処理

各測定項目の成績は、平均値±標準偏差で示した。EMG以外の測定項目における平均値の差の検定には、二要因分散分析〔伸張負荷強度（RDJ30、RDJ50）×傾斜面（U8、L、D8）〕を用い、F値が有意であった項目については、LSD法によって多重比較を行った。EMGについては、各台高における傾斜面間の有意差の検定には一要因分散分析を用い、各傾斜面における台高間の有意差の検定には対応のあるt-testを用いた。なお、統計処理の有意性は危険率5%水準で判定した。

3. 結果

(1) 跳躍高、踏切時間、踏切中点のアキレス腱張力、伸張局面における腓腹筋－アキレス腱複合体の伸張量および平均伸張速度

表1に、跳躍高、踏切時間、ATFMID、LMTCおよびVMTCの平均値および標準偏差を示した。また、表2に、これらの分析項目に対する台高と傾斜面の影響を

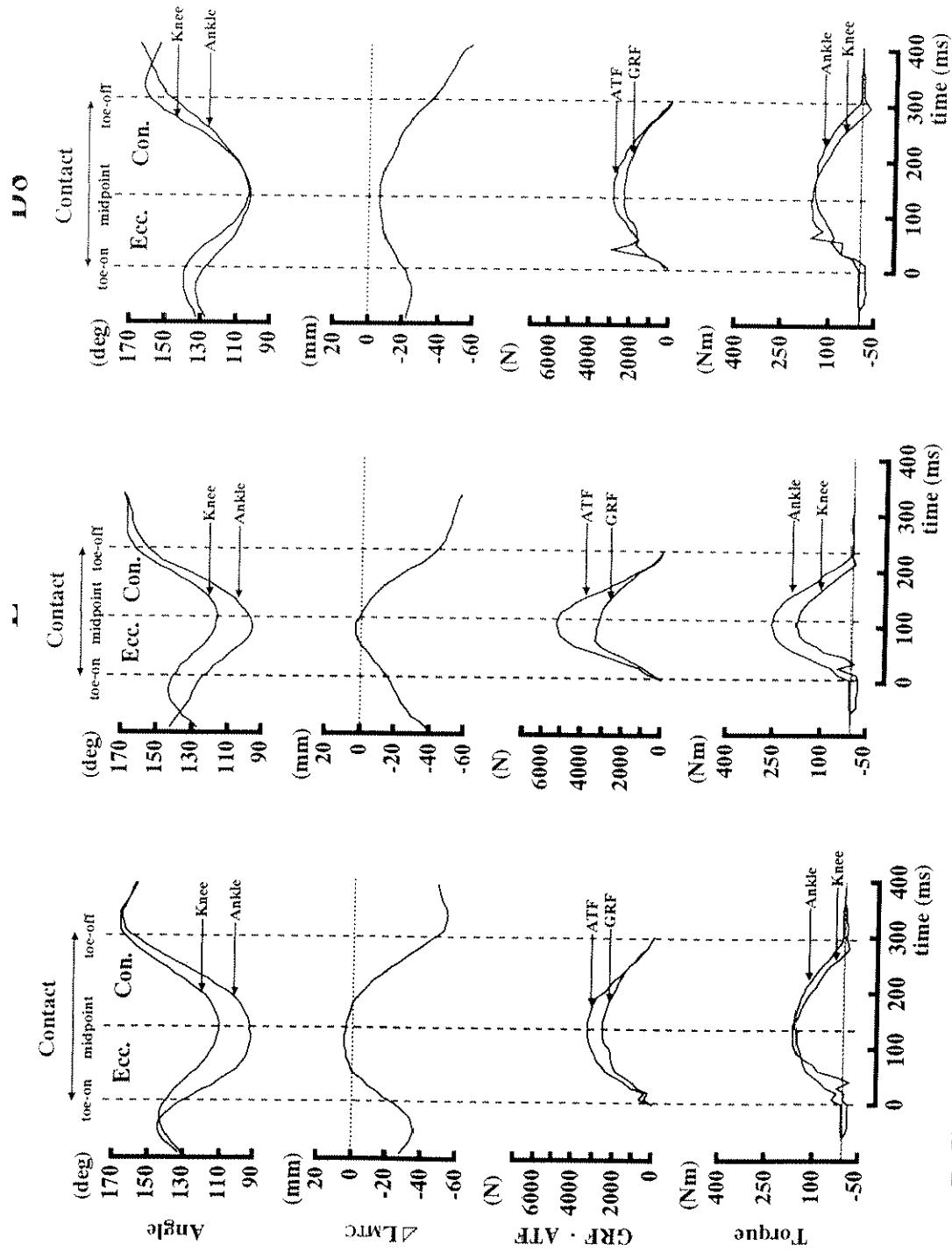


Figure 7 Typical examples of angular displacement at the knee and ankle joints, length change of muscle-tendon complex (Δ LMTC), vertical ground reaction force (GRF), Achilles tendon force (ATF), and torques at the knee and ankle joints in RDJ30 for one subject.

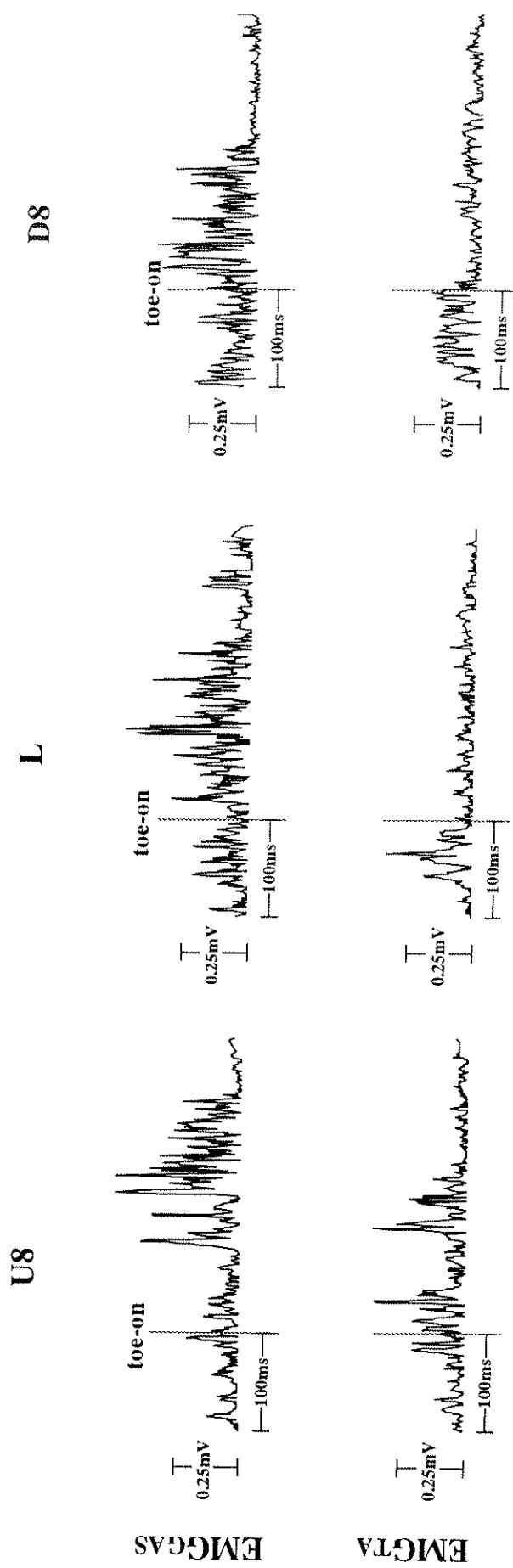


Figure 8 Typical examples of rectified EMG of medial head of m. gastrocnemius (EMGGAS) and m. tibialis anterior (EMGTA) in RDJ30 for one subject.

Table 1. Jumping height, contact time, achilles tendon force at midpoint (ATFMID), length change (LMTC) and mean stretch velocity (VMTC) of muscle-tendon complex during eccentric phase in RDJ30 and RDJ50.

	Inclination	n	Jumping height (m)	Contact time (s)	ATFMID (N / kg)	LMTC (mm)	VMTC † (ΔL% / s)
RDJ30	U8	9	0.288 ± 0.047	0.200 ± 0.043	62.9 ± 12.3	22.8 ± 4.9	61.7 ± 10.1
	L	9	0.311 ± 0.036	0.181 ± 0.023	73.3 ± 10.2	20.1 ± 4.9	72.3 ± 19.9
	D8	9	0.296 ± 0.029	0.208 ± 0.053	53.8 ± 12.3	17.6 ± 3.9	55.7 ± 18.1
RDJ50	U8	9	0.309 ± 0.046	0.196 ± 0.028	62.0 ± 6.3	25.7 ± 8.6	71.6 ± 25.9
	L	9	0.305 ± 0.035	0.185 ± 0.022	69.1 ± 6.5	21.7 ± 3.8	88.8 ± 26.4
	D8	9	0.277 ± 0.033	0.183 ± 0.028	54.1 ± 13.4	21.1 ± 5.9	72.1 ± 21.8

Values are mean ± SD

† : VMTC is absolute value.

Table 2. Statistical data for the results of jumping height, contact time, achilles tendon force at midpoint (ATFMID), length change (LMTC) and mean stretch velocity (VMTC) of muscle-tendon complex during eccentric phase in RDJ30 and RDJ50.

Variable	Analysis of variance					
	Main effects		2-way interactions		Difference	
	(F value)	Dropping height	Inclination (F value)	All	U8	L
Jumping height	0.025	1.418	1.225			
Contact time	0.797	1.024	0.860			
ATFMID	0.320	12.050*	0.223			
LMTC	3.032	3.696*	0.124			
VMTC	6.177*	3.230*	0.146	RDJ30<RDJ50		

Analysis of variance was performed for two-way classification [dropping height (RDJ30, RDJ50) \times inclination (U8, L, D8)].

† : VMTC was compared by using the absolute value.

* : $p < 0.05$

< : $p < 0.05$

みるために行った二要因分散分析の結果を示した。なお、VmTCは負の値であるが、ここでは絶対値を用いて比較した。

ATFMIDおよびLMTCには、傾斜面間に有意な主効果が認められた。LはU8およびD8と比較して、U8はD8と比較してATFMIDは大きい値であった。また、U8はD8と比較してLMTCは大きい値であった。

VmTCには、台高間、傾斜面間にそれぞれ有意な主効果が認められた。台高間でみるとRDJ50はRDJ30と比較して、また傾斜面間でみるとLはD8と比較して、いずれもVmTCは大きい値であった。

(2) 予備緊張局面および伸張局面における腓腹筋および前脛骨筋のIEMG

図9に、予備緊張局面および伸張局面における腓腹筋のIEMGGASおよび前脛骨筋のIEMGTAを、いずれも平地面（L）でのRDJ30の値に対する相対値で示した。

台高間でみると、RDJ50はRDJ30と比較して、予備緊張局面および伸張局面とともに、IEMGGASおよびIEMGTAは大きい傾向が認められた。このうち、予備緊張局面および伸張局面でのU8におけるIEMGGASの差は有意であった。また、伸張局面でのLにおけるIEMGTAの差は有意であった。

一方、傾斜面間でみると、U8およびD8はLと比較して、予備緊張局面においては、IEMGGASはRDJ30では小さく、RDJ50では顕著な差がないことが認められた。また、伸張局面においては、U8およびD8はLと比較して、RDJ30では小さく、RDJ50では着地面がD8からU8へ変わるために大きくなることが認められた。このうち、伸張局面でのRDJ30におけるD8とLとの差は有意であった。これに対して、IEMGTAは、予備緊張局面および伸張局面ともに、U8およびD8

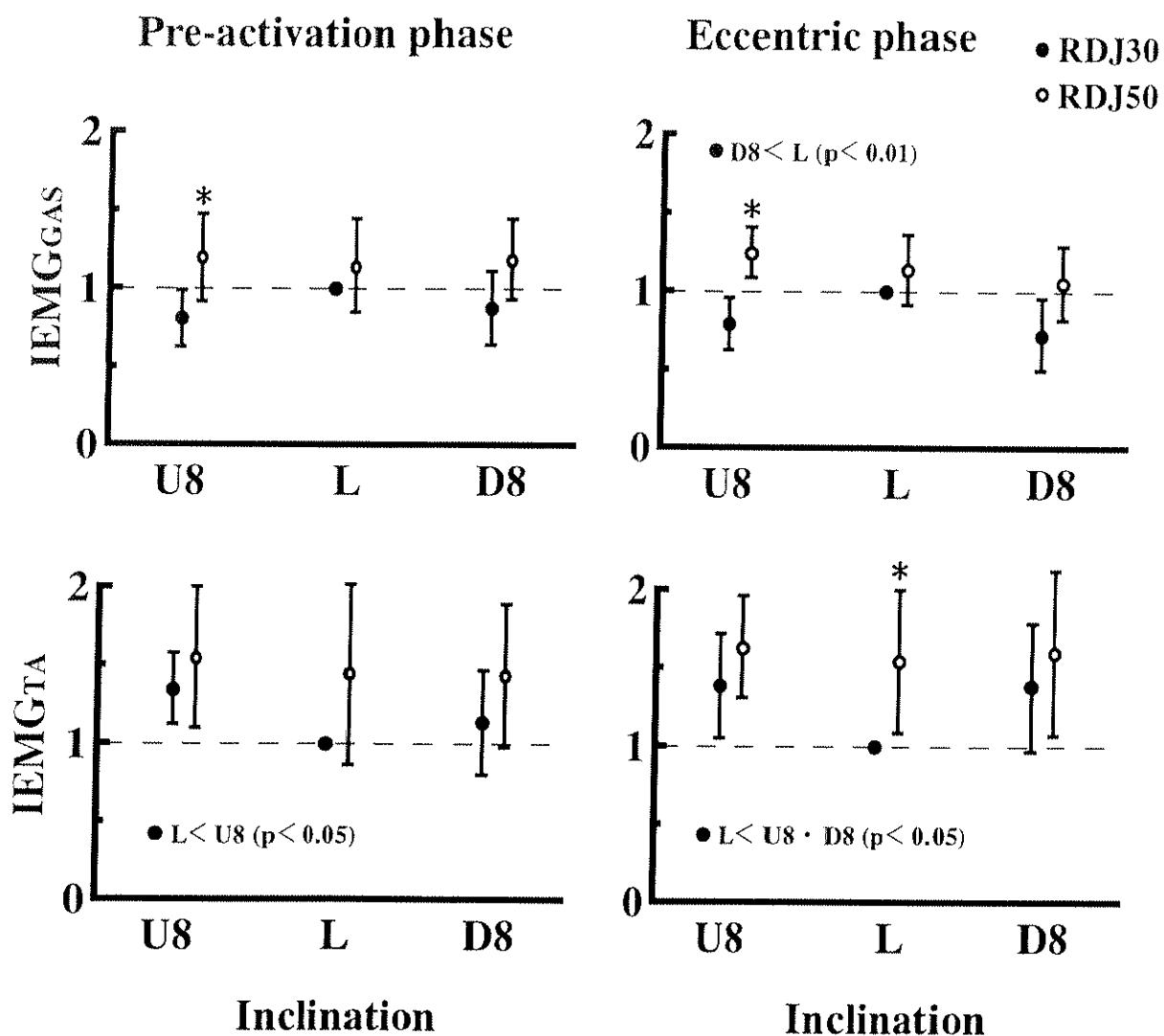


Figure 9 Integrated EMG of medial head of m. gastrocnemius (IEMGGAS) and m. tibialis anterior (IEMGTA) during pre-activation and eccentric phase in RDJ30 and RDJ50.

Values are ratio to flat condition in RDJ30.

* : Statistically significant from RDJ30 ($p < 0.05$)

はLと比較して、 RDJ30では大きく、 RDJ50では顕著な差がないことが認められた。このうち、 予備緊張局面でのRDJ30におけるU8とLとの差、 および伸張局面でのRDJ30におけるU8およびD8とLとの差は有意であった。

(3) 伸張局面における下肢の各関節の仕事の貢献度

表3に、 伸張局面における股関節、 膝関節および足関節の総仕事に対する各関節の仕事の貢献度を示した。また、 表4に、 これらの分析項目に対する台高と傾斜面の影響をみるために行った二要因分散分析の結果を示した。

股関節、 膝関節、 足関節の仕事の貢献度には、 傾斜面間に有意な主効果が認められた。D8はLおよびU8と比較して、 股関節および膝関節の仕事の貢献度は大きく、 足関節の仕事の貢献度は小さい値であった。

(4) 踏切局面における腓腹筋ーアキレス腱複合体の長さ変化ーアキレス腱張力関係

図10および図11に、 踏切局面におけるMTCの長さ変化-ATF関係を、 RDJ30およびRDJ50の傾斜面での試技において跳躍高が最も低かった被験者Aと高かった被験者Bについて示した。図10は、 U8、 L、 D8に分けて台高による違いをみたものである。図11は、 RDJ30とRDJ50に分けて傾斜面による違いをみたものである。

台高間でみると（図10）、 RDJ50はRDJ30と比較して、 被験者Aおよび被験者Bとともに、 U8、 L、 D8の全ての傾斜面においてMTCの長さ変化-ATF関係を示す曲線の傾きは大きな差が認められなかった。

一方、 傾斜面間でみると（図11）、 U8およびD8はLと比較して、 RDJ30にお

Table 3. Relative work about the hip, knee and ankle joints during eccentric phase in RDJ30 and RDJ50.

	Inclination	n	Hip joints (%)	Knee joints (%)	Ankle joints (%)
RDJ30	U8	9	6.77 ± 5.08	14.98 ± 9.04	78.25 ± 11.96
	L	9	7.63 ± 2.71	19.21 ± 8.59	73.16 ± 8.78
	D8	9	14.25 ± 9.20	30.65 ± 11.56	55.10 ± 16.93
RDJ50	U8	9	8.29 ± 4.64	18.71 ± 7.64	73.01 ± 11.08
	L	9	9.48 ± 6.80	22.13 ± 10.29	68.39 ± 15.15
	D8	9	12.41 ± 7.10	34.79 ± 8.19	52.80 ± 7.34

Values are mean ± SD

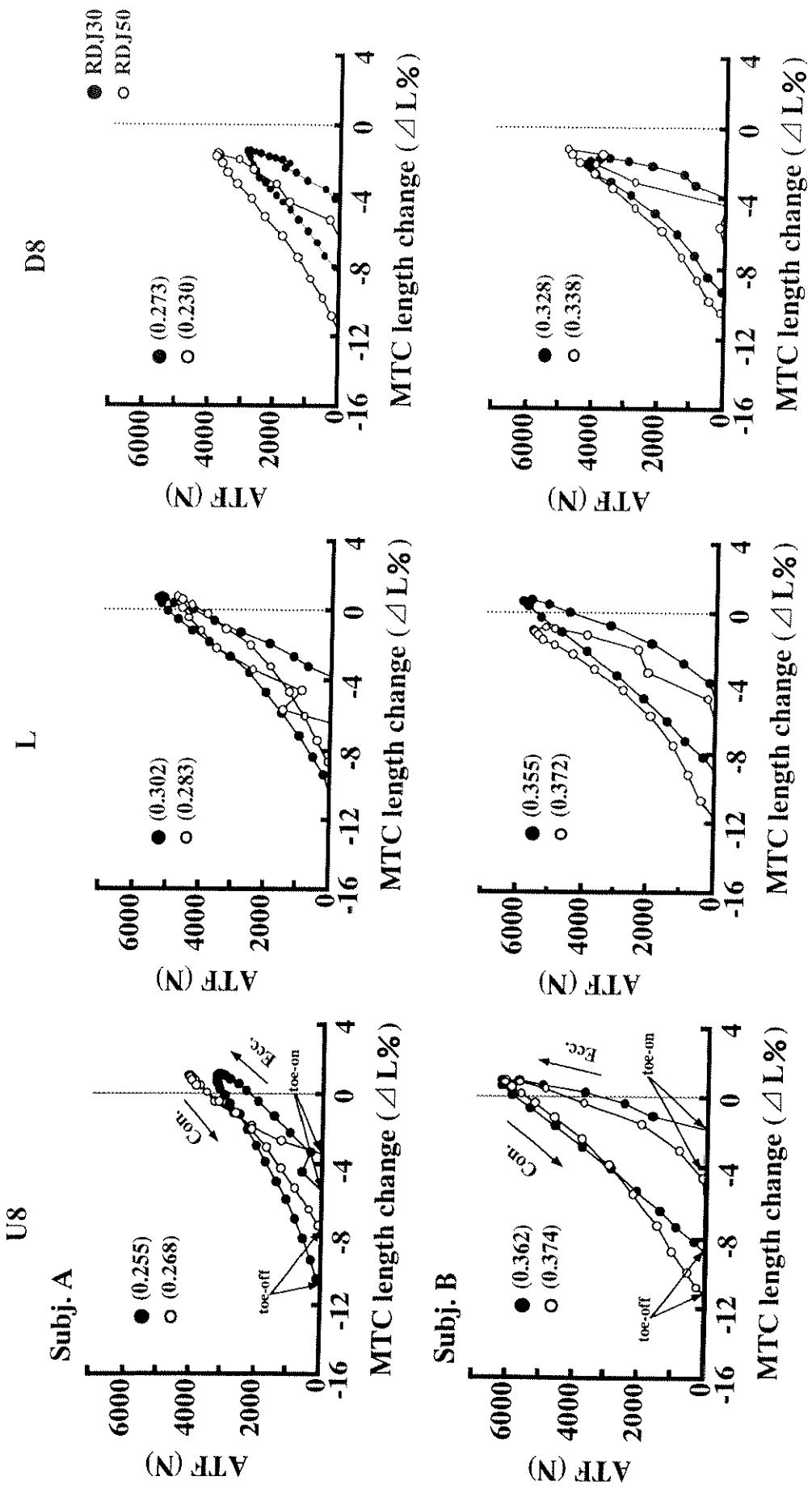
Table 4. Statistical data for the results of relative work about the hip, knee and ankle joints during eccentric phase in RDJ30 and RDJ50.

Variable	Main effects (F value)	2-way Difference		Inclination			
		Interactions		Dropping height		All	
		Dropping height	Inclination (F value)	All	U8	L	D8
Hip joints	0.088	4.368 *	0.475				
Knee joints	2.011	14.245 *	0.020				
Ankle joints	1.493	15.309 *	0.074				

Analysis of variance was performed for two-way classification [dropping height (RDJ30, RDJ50) \times inclination (U8, L, D8)].

* : $p < 0.05$

< : $p < 0.05$



**Figure 10 Relationships between muscle-tendon complex (MTC) length change and Achilles tendon force (ATF) in RDJ30 and RDJ50 for two subjects. - Comparison for the dropping height-
(): Jumping height (m)**

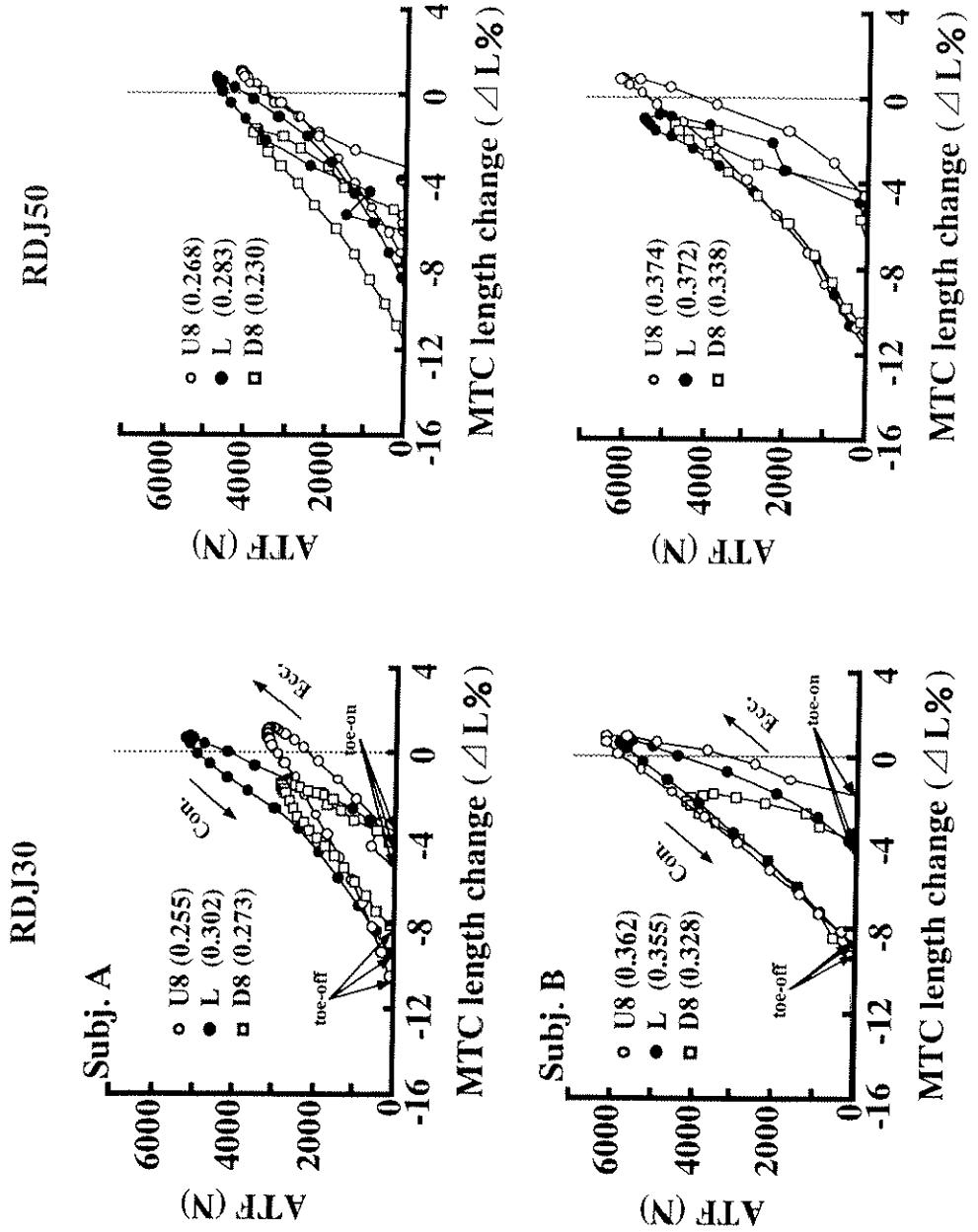


Figure 11 Relationships between muscle-tendon complex (MTC) length change and Achilles tendon force (ATF) in RDJ30 and RDJ50 for two subjects. - Comparison for the inclination-
 (○): Jumping height (m)

いてMTCの長さ変化-ATF関係を示す曲線の傾きは、被験者Aでは緩やかであるのに対して、被験者Bでは大きな差がないことが認められた。また、RDJ50においてMTCの長さ変化-ATF関係を示す曲線の傾きは、被験者Aおよび被験者Bともに大きな差が認められなかった。

4. 考察

RDJのようなフィードフォワード型のバリスティックなSSC運動は、あらかじめ入力された運動プログラムによって神経筋活動の調節が行われている（図子ら, 1993; 米田, 1989）。このようなRDJでは、接地直前のEMGの活動レベルはさまざまな伸張負荷に対する感受性を示しているといわれている（Avela et al., 1994; Gollhofer and Kyröläinen, 1991）。Schmidbleicher and Gollhofer (1982) は、RDJの台高が高くなれば、接地直前のEMGの活動レベルが高くなることを報告している。この接地直前のEMGの活動レベルは踏切局面全般、特に伸張局面のパワー発揮に大きな影響を与えると考えられる（図子・高松, 1996; Dyhre-Poulsen et al., 1991; Melvil-Jones and Watt, 1971b）。

本研究では、このことを踏まえて、傾斜面でのRDJ30およびRDJ50における予備緊張局面のIEMGGASを検討した。その結果、RDJ30における予備緊張局面のIEMGGASは、U8およびD8はLと比較して小さく、また、伸張局面のIEMGGASも小さい傾向が認められた（図9）。このことは、U8およびD8での試技は、腓腹筋のstiffnessを活性化するために必ずしも十分ではなかったことを示唆するものである。なお、これを間接的に裏づけるものとして、VMTCが、U8および

D8はLと比較して小さかったことがあげられる（表1・2）。なぜなら、筋の収縮速度は脊髄伸張反射に影響を及ぼし（Dietz et al., 1981; Gottlieb and Agarwal, 1979），脊髄伸張反射は筋stiffnessを増加させるために（Houk, 1979），VMTCを知ることによって腓腹筋のstiffnessレベルをより直接的に推定することができるからである。

このように、U8およびD8での試技は、腓腹筋のstiffnessの低下をもたらす可能性が推察されたが、それは同時に伸張局面において弾性エネルギーを有効に利用できない可能性を示唆するものもある。これを反映するものとして、伸張局面から短縮局面に切り替わる時点の力であるATFMIDの低下があげられる（表1・2）。

なお本研究では、U8およびD8での試技における腓腹筋のstiffnessの低下の原因を明示することはできないが、一つの原因として、傾斜面での試技は大きな衝撃から筋・腱システムを保護するために、平地面よりもさらに大きな中枢からの抑制およびゴルジ腱反射の促進のあることが考えられる。また、他の一つの原因として、傾斜面、特にD8ではIEMG_{TA}が増大し（図9）、膝関節と股関節の仕事の貢献度が大きくなっていることから（表3・4）、姿勢保持のために脚伸展筋を目的に即して有効に利用できないことが考えられる。

一方、RDJ50におけるIEMG_{GAS}は、予備緊張局面では、U8およびD8はLと比較して顕著な差が認められなかつたが、伸張局面ではD8からU8に変わるために大きくなる傾向にあった（図9）。このことは、U8では伸張局面において腓腹筋のstiffnessが若干活性化されることを示唆するものであるが、VMTCは、U8およびD8はLと比較して小さい傾向にあることが認められた（表1・2）。また、VMTCは、RDJ50はRDJ30と比較して、U8, L, D8の全ての着地面において

有意に高い値であったが、ATFMIDは、RDJ30と同じようにU8およびD8はLと比較して小さい値であった（表1・2）。そしてこれらの結果として、RDJ50における跳躍高は、いずれの傾斜面においても顕著な差はなく、またRDJ30との間にも顕著な差は認められなかった（表1・2）。本研究では、この原因を明示することはできないが、一つの原因として、高い筋stiffness反応は能動的な反射活動が機能したときだけにみられること（Nichols and Houk, 1976）を考慮すると、本研究で観察されたRDJ50における大きな伸張負荷は、単に台高が高くなつたことによる受動的なものであった可能性が推察される。

しかしいずれにしても、上述の結果は、RDJ30、RDJ50とともに、U8およびD8での試技は腓腹筋のstiffnessを十分に活用できないことを示すものである。このことは、傾斜面、特に上向き斜面でのRDJはSSC運動の有効性を十分に活用できるのではないかという本研究の仮説とは反するものであるが、これが一般的普遍的な事実であるか否かについては、さらに検討することが必要である。その理由は、跳躍高に優れた被験者Bは、RDJ30およびRDJ50とともに、U8はLと比較して、MTCの伸張量やアキレス腱の発揮張力が大きいことがあげられる（図11）。したがって、本研究で示された結果が傾斜面でのSSC運動の本来的な特性であるか否かについては、今後、高度に鍛練された跳躍競技者を対象にしたり、トレーニング実験を通してさらに検討することが必要であろう。またその際には、伸張負荷に対する適応が比較的容易であると考えられるその場での連続跳躍運動のような跳躍方法を用いることも必要であろう。そのことによって、SSC運動の遂行能力を高めるトレーニング手段の一つとしての傾斜面での跳躍運動の特性はより明確になると考えられる。

5. 要約

本研究の目的は、傾斜面でのリバウンド型一回ドロップジャンプ (RDJ) における腓腹筋-アキレス腱複合体 (MTC) の動態および下肢関節の仕事を、伸張負荷強度の相違に着目して検討することであった。この課題を明らかにするために、9名の男子健常者に、30cm (RDJ30) および50cm (RDJ50) の台高からのRDJを、上向き斜面8度 (U8)、平地面 (L) および下向き斜面8度 (D8) の3つの着地面で行わせた。

本研究のおもな結果は、以下の通りである。

① RDJ30では、U8およびD8はLと比較して、予備緊張局面および伸張局面における腓腹筋のIEMG ($IEMG_{GAS}$) は小さく、前脛骨筋のIEMG ($IEMG_{TA}$) は大きい傾向にあり、MTCの平均伸張速度 (V_{MTC}) および踏切中点のアキレス腱張力 (ATF_{MID}) は有意に小さかった。また、D8はU8およびLと比較して、伸張局面における股関節および膝関節の仕事の貢献度は有意に大きく、足関節の仕事の貢献度は有意に小さかった。

② RDJ50では、U8およびD8はLと比較して、予備緊張局面では $IEMG_{GAS}$ は顕著な差が認められなかったが、伸張局面では着地面がD8からU8へ変わるにつれて大きい傾向が認められた。これに対して、 $IEMG_{TA}$ は、予備緊張局面および伸張局面ともに、U8およびD8はLと比較して顕著な差がないことが認められた。また、U8およびD8はLと比較して、 V_{MTC} および ATF_{MID} は小さい傾向にあり、伸張局面における股関節および膝関節の仕事の貢献度は有意に大きく、足関節の仕事の貢献度は有意に小さかった。

③ RDJ50はRDJ30と比較して、予備緊張局面および伸張局面とともに、IEMG_{GAS}およびIEMG_{TA}は大きい傾向が認められた。また、ATFMID、および股関節、膝関節、足関節の仕事の貢献度には、いずれの傾斜面においても顕著な差が認められなかつたが、VmTCは有意に大きかった。

上述の結果は、上向き斜面および下向き斜面でのRDJ30およびRDJ50は平地面と比較して、身体のバランス維持および筋・腱システムを保護するための衝撃緩衝に重点をおいた跳躍動作になっているために、主働筋である腓腹筋のstiffnessおよびATFMIDを低下させ、弾性エネルギーを有効に利用できない可能性を示唆するものである。この結果が上向き斜面および下向き斜面でのSSC運動の本來的な特性であるか否かについては、跳躍能力の優れた跳躍競技者を用いたり、その場での連続跳躍運動などを用いてさらに検討する必要がある。