

日本古来の身体技法を活かしたウォーキングシューズの研究

深代千之 1、原田奈名子 2、吉岡伸輔 3

1 東京大学大学院情報学環

2 佐賀大学文化教育学部

3 東京大学大学院生命環境科学系

A biomechanical study on the walking shoes based on Ancient Japanese Bodywork

Senshi Fukashiro 1, Nanako Harada 2, Shinsuke Yoshioka 3

1 Graduate School of interdisciplinary Information Studies, University of Tokyo

2 Faculty of Culture and Education, Saga University

3 Dept. of Life Sci., University of Tokyo

Corresponding author:

Senshi Fukashiro

Graduate School of interdisciplinary Information Studies, University of Tokyo

Komaba 3-8-1, Meguro, Tokyo 153-8902

fukashiro@idaten.c.u-tokyo.ac.jp

Tel/ Fax: 81-3-5454-6865

1. 緒言

江戸時代には、草鞋を履き、日本古来の身体技法を活かした歩き方で、東京～大阪間（約490km）を約12日間で歩いていた。つまり、人間が持つ本来の機能を発揮できるような道具と歩き方を用いることで、それ程の距離を短期間で歩くことを可能としていたと考えることができる。このような歩き方に代表される身体技法は、長時間にわたるきつい肉体労働ができるだけ「楽に・うまく」こなすための工夫の中に、また、そうした労働に根ざした日常生活の中の立ち居振る舞いや伝統的な芸能や武術の中にみられるが、このような技法に至るまでには、人々の「経験知」としての合理性の追求があったとみることができる（原田 2004）。例えば、足裏への意識のおき方で歩行動作を変える技術などを蓄積してきたのである（Harada 2006）。しかしながら、現在の人間の移動を支えるシューズは、外傷から足部を守るためにアッパーあるいは着地衝撃による障害から身体を守るためのソールなどが設定されており、このようなシューズを履くことで、古来より日本人が有していた身体感覚や機能を失っているかもしれないと危惧されている（野口 1993, Noguchi 2003）。昨今の日本古来の身体技法の見直しという動きもその一端とみることができよう（原田 2006）。それは、日本人が明治維新によって近代化された社会および欧米型の科学技術を満載した合理的生活を獲得したが、その代償として伝統的な生命観、身体観、人生観などを失わせられてきたこと（Noguchi 2003）への自覚と考えられる。

一方、西洋自然科学を基礎とした動作の解明も、ここ20年で大きく進んだ。すなわち、身体運動に関する体育学・スポーツ科学のバイオメカニクス研究においては、出力された動作を解析することによって筋の発揮動態を推定するという「逆ダイナミクス」によって、走・跳・投など様々な基礎的運動の機序が明らかにされてきた（深代ら 2000）。しかしながら、日本古来の伝統的な履物である草鞋の歩行動作解析については、未だ十分に行われていない。

そこで、本研究は、通常歩行において、近年運動指導の現場で用いられている草鞋および今回特別製作されたシューズの効果を、裸足とウォーキングシューズとの比較において、バイオメカニクスの観点から客観的に解析することを目的とした。さらに、この研究結果を基に、身体感覚が生きる新しいシューズを提案してみたい。

2. 研究方法

2. 1 被験者と対象動作

被験者は一般成人である健常人1名（身長：182cm、体重：82kgw）であり、身体技法を学んでいる者である。長さ8mの歩行路における通常歩行を、次の4種類のシューズ条件（写真1参照）によって、それぞれ10試行（計40試行）を行い、データを収集した。1：裸足（以後 Bare）、2：ウォーキングシューズ（ミズノ LD50III、以後 Normal）、3：草鞋（以後、Waraji）、4：特別シューズ（本実験のための試作品、以後 Special）。本実験では、特に歩行の技法は意識しない通常歩行とした。

2. 2 動作撮影と床反力測定

長さ8mの歩行路の中間にフォースプレイト（Kistler社製、スイス）を設置し、計7台のカメラを用いた3次元モーションキャプチャシステム（Hawk, Mac社製、アメリカ）によって、動作を撮影した。モーションキャプチャから得られる位置データによって、リンクセグメントモデルを構築した。フォースプレートは1000Hz、モーションキャプチャは200Hzで取得後、200Hzで統一して分析した。歩行中にフォースプレートに接地している片脚（右脚）を対象とし、矢状面の下肢4関節角度は、図1のように定義した。今回は特に足部の動きに対する足指の変化を記録し

た。

2. 3 関節トルクの推定

モーションキャプチャの位置データとフォースプレートの外力ベクトルおよび COP(Center of Pressure: 壓力中心)を、逆ダイナミクス (Winter 2005) を用いて、下肢 3 関節トルク (股関節および膝関節の屈伸、足関節の底・背屈) を計算した。関節トルク算出の際の形態学的変数は図 2 に示すとおりであり、トルクの定義は図 3 に示すとおりである。

2. 4 統計処理

各条件の運動学および運動力学的変数 (表 1 ~ 4) について、一元配置の分散分析によって、差の有意差検定を行った後、Scheffe の方法によって多重比較を行い、群間の差を判定した。5 % 水準で有意とした。

3. 研究結果

3. 1 歩行スピードとストライド・ピッチ

表 1 に各条件の歩行スピードとストライド・ピッチの 10 試行の平均値と標準偏差を示した。変動係数は、1.2~2.5% の範囲にあり、どれも再現性の高い動作が具現されていた。歩行スピードは Bare が他の 3 条件に比べて若干速いという結果であり、それはストライドが若干大きいという理由であった。また、Waraji と Special の間に有意差はみられなかった。

3. 2 床反力

図 4 は、床反力の垂直および前後成分を示したものである。垂直成分 Fy は通常みられる 2 相のピークがあり、前後成分 Fx はマイナスとプラスの相がみられた。床反力パターンについては、先行研究の通常の歩行パターン (山本 1997, Winter 2005) と同じであり、床反力パターンに 4 条件で大きな差はみられなかった。ただ、着地直後の垂直成分で Bare と Waraji において衝突とみられるスパイクがみられ、ソールのある Normal と Special はそのようなスパイクはみられなかった (図 4 矢印 a 参照)。

表 2 に、床反力のピーク値の平均値と標準偏差を示した。接地期後半のキックの部分で Special が他の条件に比べて有意に大きいという結果が得られた。

3. 3 下肢 4 関節の矢状面角度変化

図 5 は、下肢 4 (股・膝・足・足指) 関節の矢状面角度変化を示したものである。全ての条件で、股・膝・足・足指関節は同様のパターンを示した。すなわち、股関節は着地前から伸展を始め離地直前まで続き、離地時には屈曲を始めている。膝関節は着地直前で伸展のピークを向かえ、着地後に一度屈曲してから伸展へと向かう。足関節は着地直後に若干の底屈を示し、その後背屈を保持し、離地には大きく底屈する。股・膝・足関節のパターンについては、先行研究の通常の歩行パターン (山本 1997, Winter 2005) と同じであった。一方、足指関節は、Bare・Waraji・Special が同じパターンを示し、Normal の可動範囲がそれらに対して少ないという結果であった。これは、表 3 に示すように、Normal と他の 3 条件との間に有意差が認められた。

3. 4 下肢 3 関節の発揮トルク

図 6 は、下肢 3 (股・膝・足) 関節の矢状面発揮トルク変化を示したものである。全ての条件で、股・膝・足関節は同様のパターンを示した。すなわち、股関節は着地時に最も大きい伸展トルクが発揮され、その伸展トルクは着地中期まで続き、着地後半は逆に屈曲トルクが発揮される。

膝関節トルクは着地直後と離地直線に伸展トルクが発揮され、その中間は屈曲トルクとなる。足関節トルクは着地中すべてにおいて底屈トルクを発揮しており、離地前にピークとなる。股・膝・足関節トルクの発揮パターンについては、先行研究の通常の歩行パターン（山本 1997, Winter 2005）と同じであった。

表4に、3関節トルクのピーク値を示した。各条件で値を比較してみると、膝関節において Bare と Normal が他の2条件と有意な差を示した（図6矢印c参照）。

4. 考察

本研究は、通常歩行を対象動作とし、身体感覚を獲得する運動実践の現場で用いられている草鞋、および草鞋を念頭において特別製作されたシューズの効果について、裸足とウォーキングシューズとの比較で、バイオメカニクスの観点から検討した。解析変数は、垂直および前後床反力、矢状面の下肢4関節（つまり股・膝・足・足指関節）の角度変位、下肢3関節（股・膝・足関節）の発揮トルクであった。歩行について、スピードとストライド・ピッチの10試行の変動係数は1.2～2.5%と極めて小さい範囲にあり、また矢状面の関節角度および関節発揮トルクにおいても再現性の高い動作が具現されていた。これら4条件の動作は、先行研究による通常歩行動作（山本 1997, Winter 2005）とほぼ同様であり、本研究の動作も通常歩行と定義されるものであった。

4条件で差のあった変数および局面をみていくと、一つは、床反力の着地直後の垂直成分で Bare と Waraji において衝突とみられるスパイクがみられ、ソールのある Normal と Special はそのようなスパイクはみられなかった（図4の矢印a）ということがある。つまり、ソールの緩衝材によって着地時の急激な衝突スパイクを抑えられるという結果であるが、これはソールの効果としてとらえることができる。次に指摘できることは、4条件の歩行で下肢3関節（股・膝・足）の角度変化においてほとんど差がみられなかつたが、足指関節の角度変化において大きな差がみられた（図5）ということである。すなわち、現代のシューズに比較して、草鞋をはじめとする江戸時代の履物は主に指の動きを自由に大きくでき、それによって身体感覚が養われてきたのではないかと推察される。また、下肢3関節（股・膝・足）の発揮トルクについて、着地後前半の膝関節伸展トルクが Waraji と Special において、Bare と Normal よりも有意に小さいという結果が得られた（図6の矢印c）。これは、指の下にソールがない Waraji と Special において、着地後に指が下方に落ち（図5）、その結果、膝の伸展トルクが少なくてすんだとみることができよう。Waraji と Special の歩行の膝関節の伸展トルクが小さい値であっても、他の Bare と Normal に比べてスピードやストライドはほとんど差がない。この現象は、動作が異なるが、椅子からの立ち上がりにおいて「膝関節の伸展トルクを少なくすることが楽だと感じる」という原田ら（2007）の研究結果を考慮すると、着地後に指を下方に落とし、膝伸展トルクを少なくすることで、歩行動作を楽に遂行させていると推定することができる。

このような客観的な解析結果を基に、以下に被験者の感覚と対応させた考察を試みる。1：被験者は、「踵着地時に緩衝材となるソールがあると、着地の衝撃が緩衝され、安心して着地できる」という感覚があったという。つまり、着地については歩行者本人の感覚と床反力は対応していた。2：被験者は、「歩行中に足指が自由になるのは快適で、通常のアッパーで覆われるシューズは圧迫感がある」という感覚があったという。これは、実際に足指が自由に動く実験結果と対応するものであった。ただし、被験者は、「アッパーが何もないと何かに接触したときに大きな怪我につながるかもしれないという危険を感じた」とも言っている。3：被験者は、「草鞋の

指の下にソールがないので接地中に指が（ソールがある場合よりも）下がり、膝が前にでる」という感覚があったという。下肢3関節の矢状面角度変化では、そのような差がみられなかつたが、指下のソールがない Waraji およびその部分のソールが薄い Specialにおいて、膝関節伸展トルクが少なくてすむという結果が得られた。この1と3のような結果は、人間の技術を用いて動作を変化させる身体技法 (Harada 2006) とは異なり、道具を用いて身体動作を変化させることにつながっているといえる。

そこで、以上の考察を基に、身体機能を育む新しいシューズを考えてみたい。江戸時代の草鞋の機能は主に指の動きを自由にさせ、指下のソールをなくすることで着地後に指を下方に下げるということが特徴であった。これを現在のシューズに当てはめてみると、指を保護しながら、指を自由に動かせるためには、1：指部分のソールを薄くして接地中に指が落ちるようにする。2：足指部分のアッパーを柔軟にさせて足指を自由に動くようにする。3：足指部分のソールを薄くして、かつアッパーを柔軟にすると、歩行中に足部全体がソールの前に滑ってしまう可能性があるが、それを止めるためには鼻緒などのストップーが必要となる(河合ら 1998)。加えて、足部とソールを密着させるアッパーの工夫が重要であると推察される。そして、4：着地の緩衝のために、踵部分にある程度の厚さのソールが必要である。このような特徴をもつシューズを作成し、それを使用して運動することによって、本来人間がもっている身体感覚を育むことができるのではないかと考えられる。

【引用文献】

- 深代千之、桜井伸二、平野裕一、阿江通良(2000). スポーツ・バイオメカニクス. 朝倉書店.
- 原田奈名子(2004). 高齢者の「からだ」とのつきあい方. 日本の科学者 39-2:16-21
- 原田奈名子(2006) :ボディワークと身体技法における意識とそれによって導かれる動き. JJSBE 10 (3) :203-213
- Harada, N. (2006): Biomechanical Study of the Changes in Walking Motion as a Result of Conscious Focus on the Plantar Arch. Int. J. Sport Health Sci. 4 : 208-215.
- 原田奈名子ら (2007、投稿中) :アレクサンダー・テクニックによる椅子立ち上がり動作のバイオメカニクス的検討.
- 河合辰夫、長谷川陽三、井原秀俊(1998)： 鼻緒式シューズがバランス能力に及ぼす効果. 日本整形外科スポーツ医学会雑誌 18:38-44.
- 野口裕之 (1993). 動法と内観的身体、体育の科学、43(7): 530-534.
- Noguchi, H. (2004). The Idea of the Body in Japanese Culture and its Dismantlement Int. J. Sport & Health Sci 2:8-24
- 山本澄子 (1997) :種々の動作時の関節モーメント. 関節モーメントによる歩行分析、臨床歩行分析研究会編、医師薬出版株式会社、東京. pp. 19-31.
- Winter, D. A. (2005). Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Wiley, New York.

【図表のキャプション】

図1. リンクモデルにおける矢状面の角度定義。股・膝・足・足指関節について。

図2. 関節トルク算出のための形態学的係数。

図3. 下肢3関節トルク算出の定義。

図4. 4条件歩行における床反力 (GRF)。Fy:垂直方向、Fx:前後方向。縦点線の on が接地時、off が離地時。Off の左線は最も接地時間が短い Bare の線、右線は最も長い Normal の線(この線は図5と6でも同様)。矢印は本文参照。

図5. 股・膝・足・足指関節の矢状面の関節角度。矢印は本文参照。

図6. 下肢3関節の発揮トルク。

表1. 4条件歩行のスピード・ストライド・ピッチ。平均値 mean と標準偏差 SD、diff. は有意差があった組み合わせを vs で示した (この表示は表2～4でも同様)。

表2. 4条件歩行の床反力。1 Peak:最初のピーク値、2 Peak:後半のピーク値、negative:マイナスのピーク値、positive:プラスのピーク値。

表3. 4条件歩行における股・膝・足・足指関節の矢状面角度。On:着地時の値、off:離地時の値、peak:離地前のピーク値 (図5の矢印参照)。

表4. 4条件歩行における下肢3関節のピークトルク値。

写真1. 4条件シューズとマーカー位置。今回特別に試作された Special は、足部を横テの字型のマジックテープで固定し、足指下のソールは草鞋に似せて極端に薄くしてあり、またその部分のソールは柔らかく作ってある。

写真 1

1:裸足 : Bare 2:シューズ : Normal 3:草鞋: Waraji 4:特別シューズ: Special



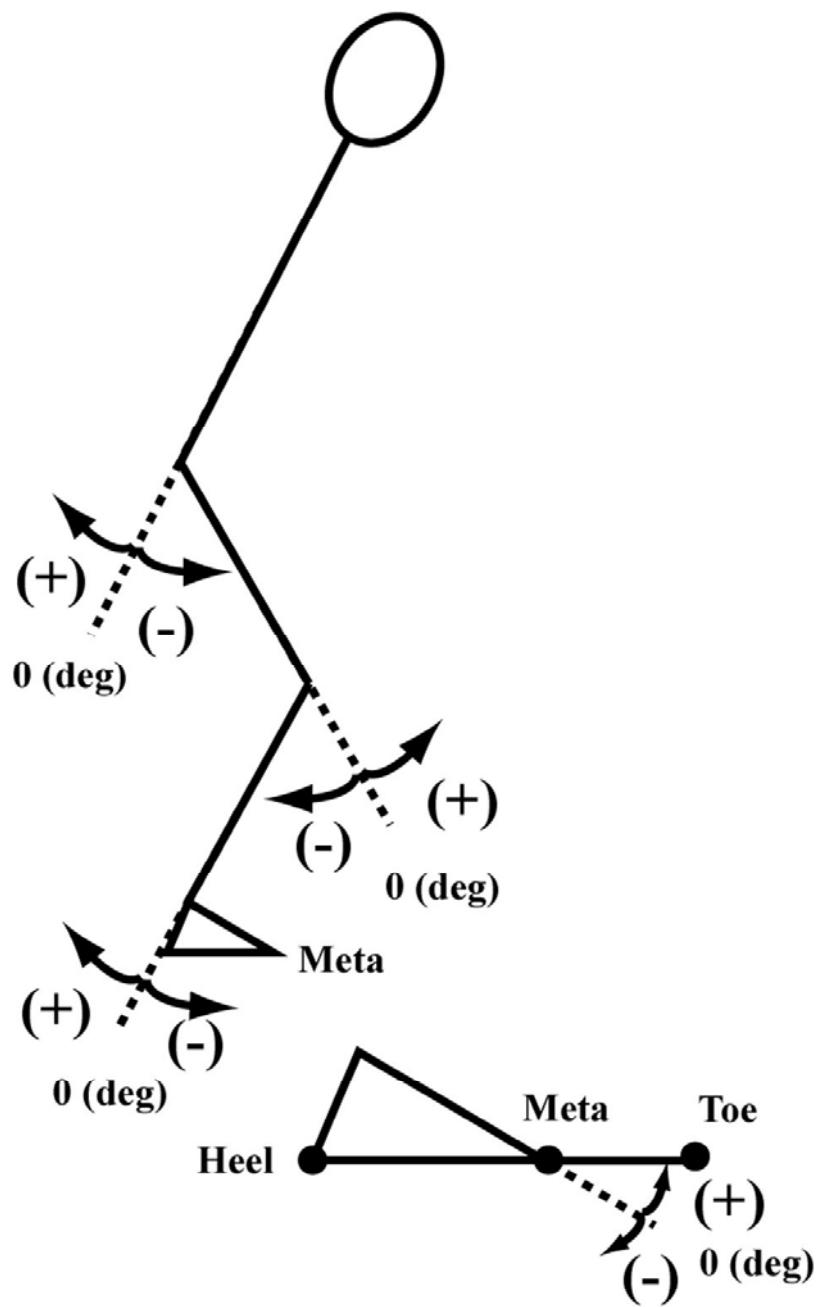


図1

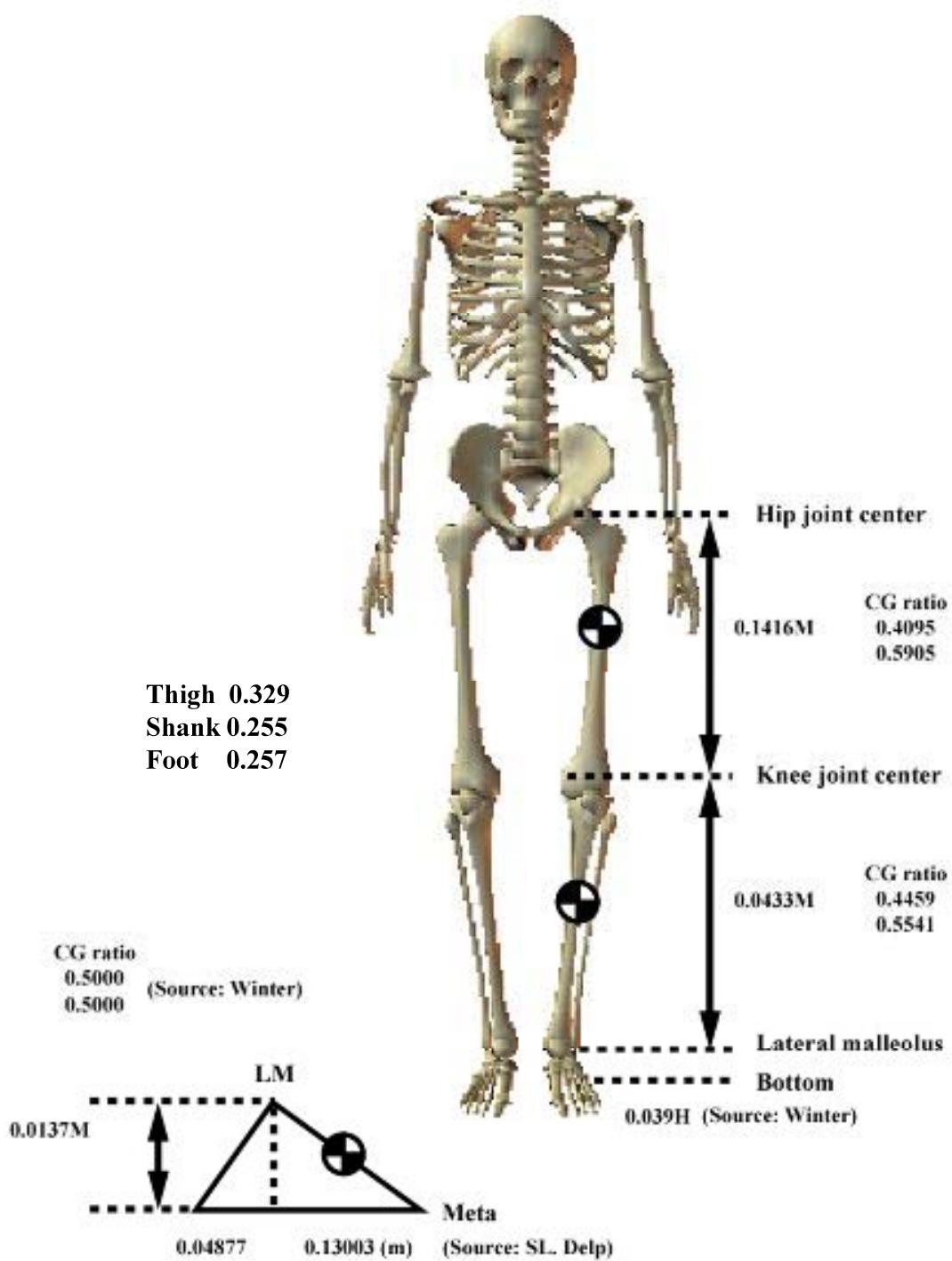


図2

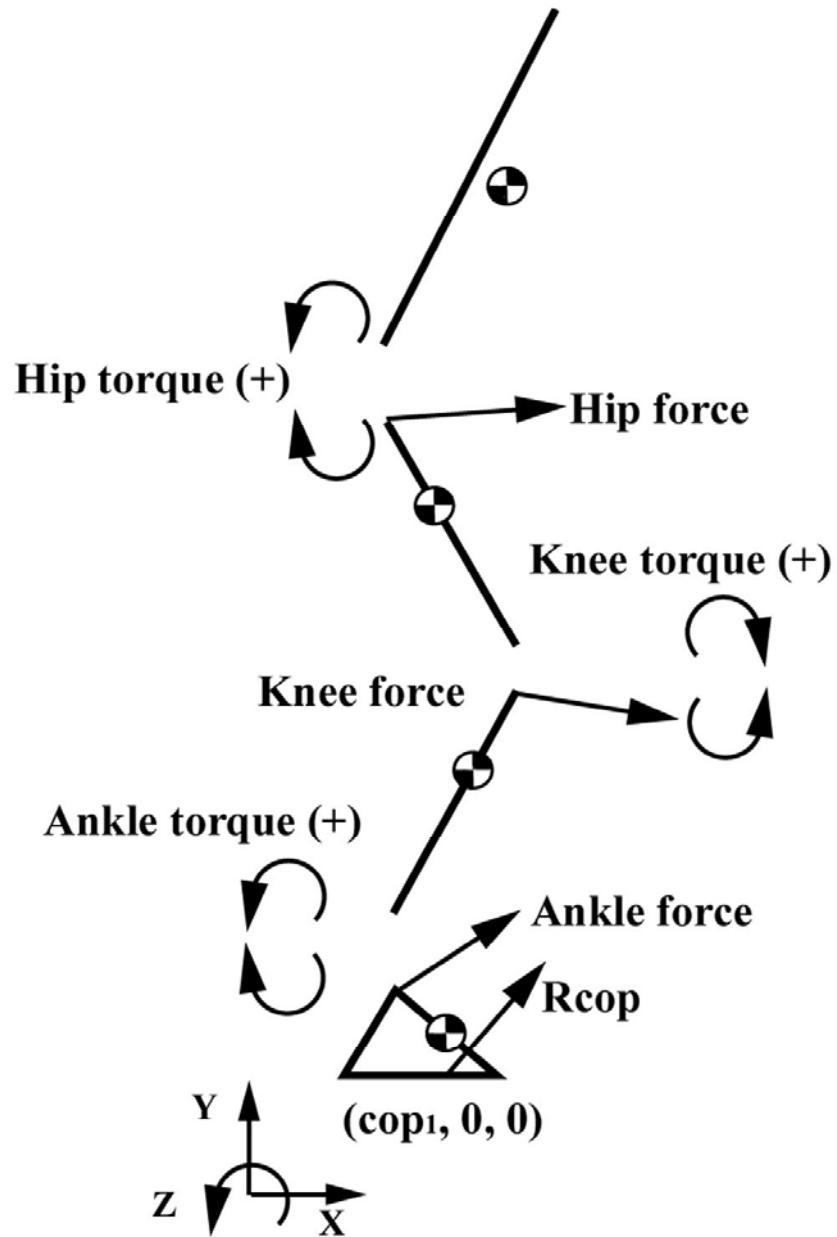


図3

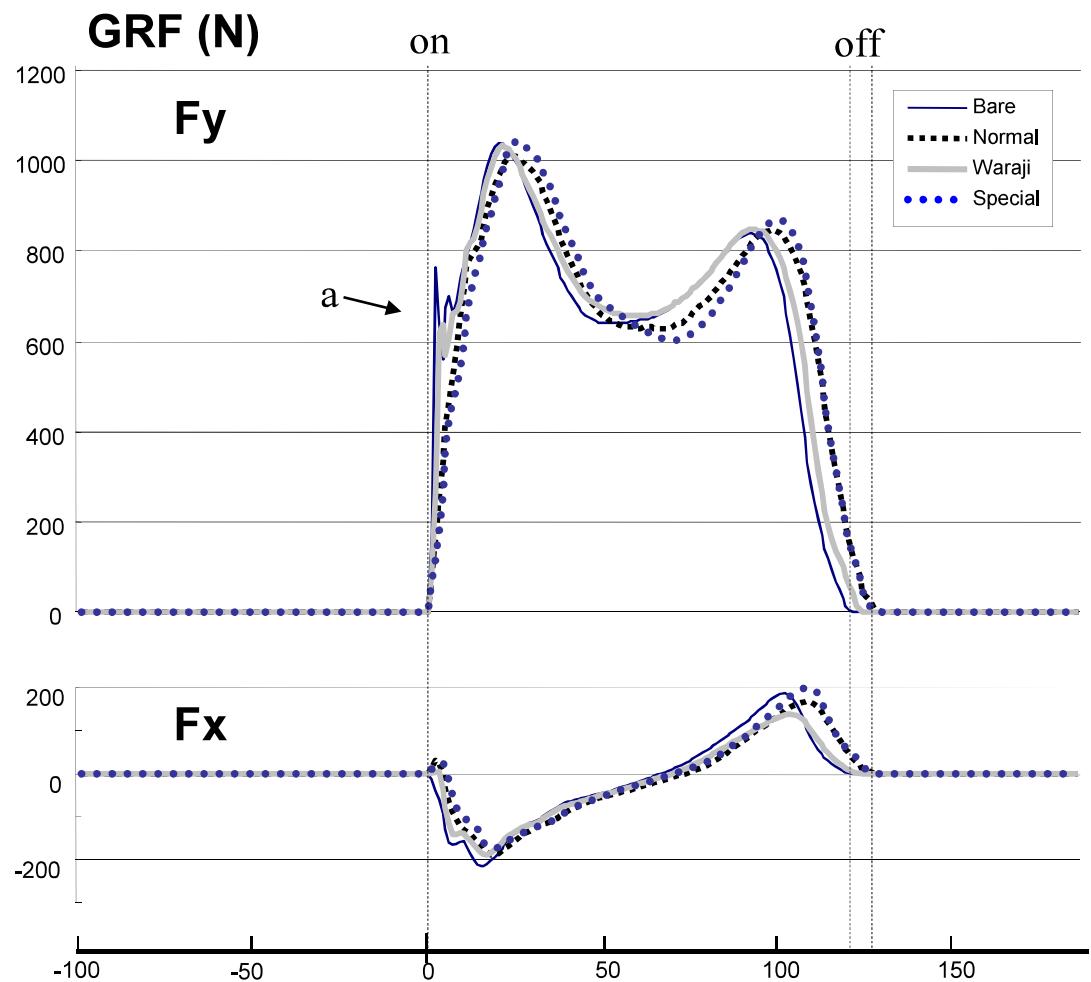


図4

Joint Angle (deg)

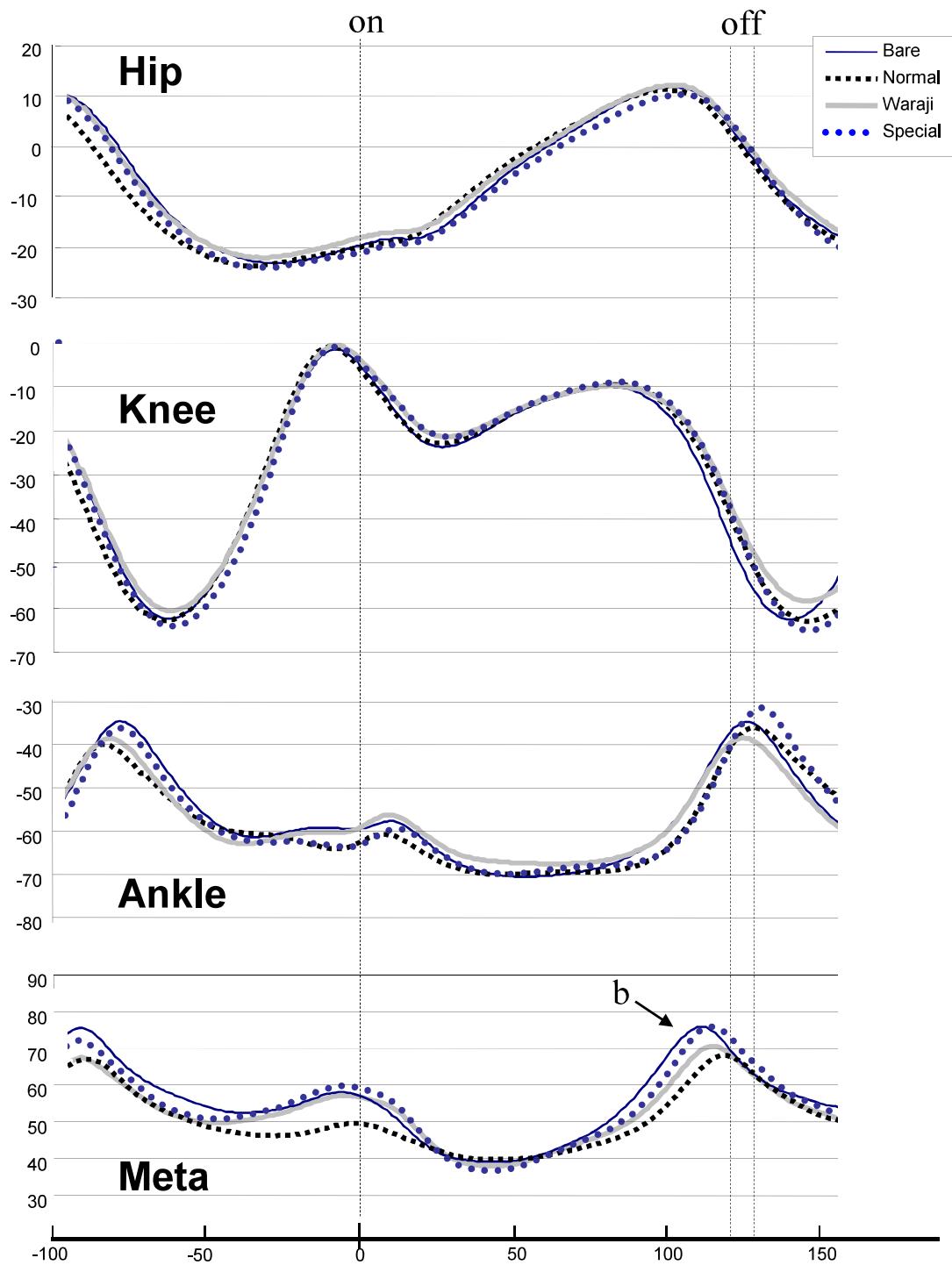


図5

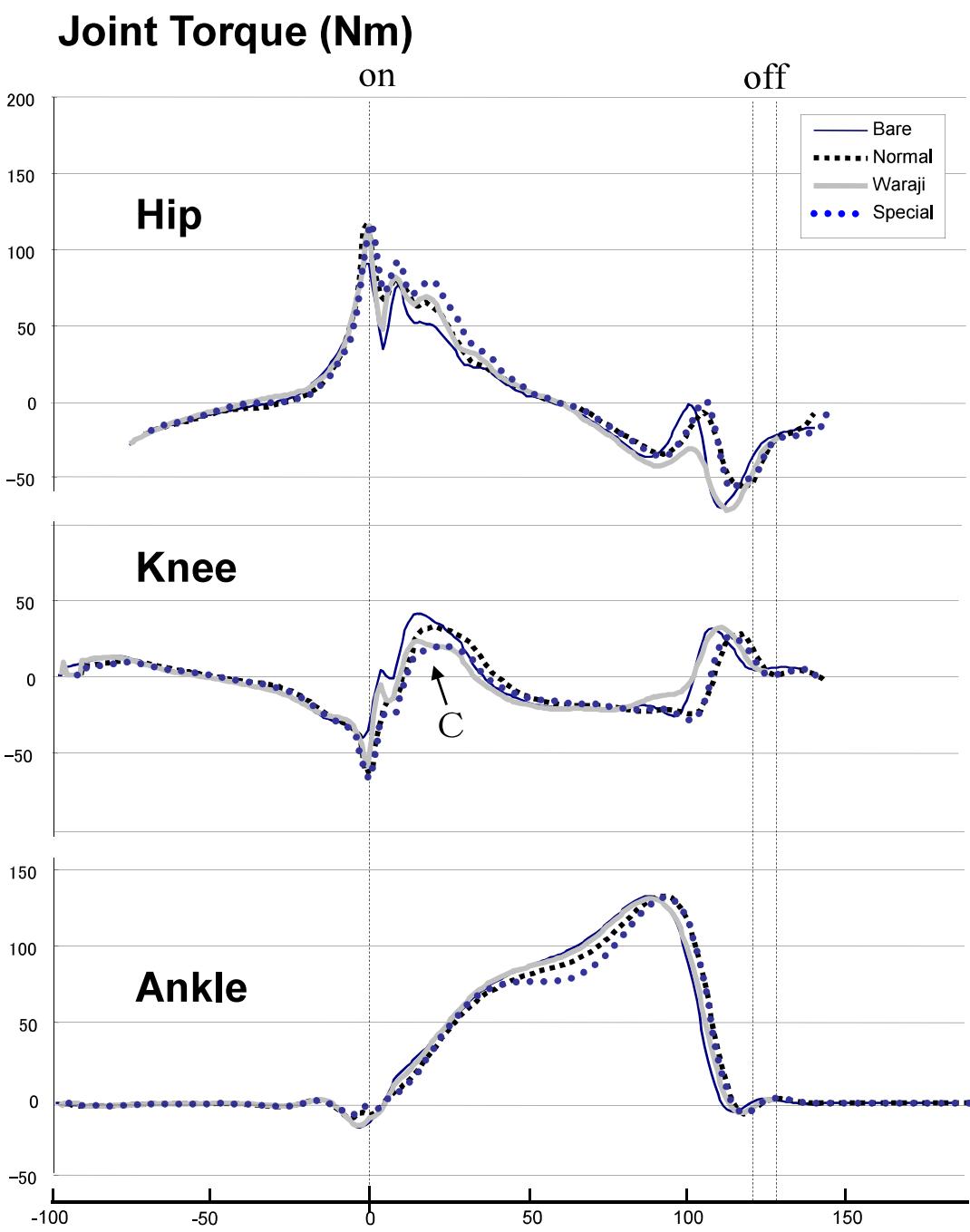


図6

Table 1

		Bare	Normal	Waraji	Special	diff.
Speed	(m/s)	mean	0.80	0.77	0.77	B vs N,W,S
		SD	0.02	0.02	0.01	0.01
Stride length	(m)	mean	0.83	0.82	0.80	B vs W,S; N vs W
		SD	0.02	0.01	0.02	0.01
Stride frequency	(Hz)	mean	0.97	0.94	0.96	B vs N; N vs W,S
		SD	0.02	0.01	0.01	0.01

Table 2 GRF Peak Value (Mean +SD)

Fy	Bare	Normal		Waraji		Special		diff.	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean		
1peak	1040	28	1010	38	1033	18	1042	35	N vs B,S
2peak	839	30	848	32	849	26	870	14	B,N,W vs S
Fx	Bare	Normal		Waraji		Special		diff.	
	negative	-216	17	-191	15	-189	11	-175	18
positive	187	11	167	10	138	9	200	8	B vs N,W,S; N vs W,S; W vs S

Table 3 Angle (Mean+SD)

Hip	Bare	Normal		Waraji		Special		diff.	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean		
on	-19	0.7	-20	0.9	-18	0.4	-21	1.2	B,W vs S
off	4	1.8	-3	2.1	3	2.5	0	1.9	B vs S
Knee	Bare	Normal		Waraji		Special		diff.	
	on	-6	1.9	-7	1.5	-5	1.4	-5	1.2
off	-43	3.5	-48	4.4	-38	4.0	-46	3.0	B,N vs W; W vs S
Ankle	Bare	Normal		Waraji		Special		diff.	
	on	-59	1.2	-61	1.0	-58	0.7	-62	0.7
off	-38	2.3	-36	1.1	-39	1.7	-34	1.4	B,N,W vs S
Meta	Bare	Normal		Waraji		Special		diff.	
	on	57	1.6	49	0.3	56	1.6	59	0.5
off	69	2.5	63	2.1	67	2.1	67	1.4	N vs B,W,S
peak	76	1.2	68	1.0	71	1.0	76	1.0	B,S vs N,W; N vs W; W vs S

Table 4 Peak TQ (Mean+SD)

	Bare	Normal		Waraji		Special			
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	diff.	
Hip	85	16	88	10	90	10	88	10	
Knee	39	8	31	7	22	3	19	3	B vs W,S; N vs W,S
Ankle	131	4	132	4	130	5	131	3	