

修士論文

令和元年度

側方傾斜走行における
足部の逆動力学解析に基づく
捻挫発症リスクの評価

三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程

機械工学専攻

生体システム工学研究室

中村 亮太

目 次

第1章 緒 言	1
第2章 足部のバイオメカニクス	2
2.1 足部の運動	2
2.2 足関節の構成要素	2
2.2.1 距腿関節	4
2.2.2 距骨下関節	4
2.2.3 横足根関節	4
2.2.4 足根中足関節	4
2.3 筋のバイオメカニクス	5
2.3.1 筋の機能	5
2.3.2 固有筋力	6
2.3.3 足部の筋	6
2.4 足関節捻挫	8
2.4.1 足関節内反捻挫	8
2.4.2 足関節外反捻挫	8
2.5 足関節安定性障害	9
2.5.1 遠位脛腓関節における機能的安定性障害	9
2.5.2 距腿関節における機能的安定性障害	9
2.5.3 距骨下関節における機能的安定性障害	10
第3章 足部負荷評価指標	11
3.1 関節角度	11
3.2 関節モーメント	12
3.3 床反力	16
3.4 筋活動度	17

第4章 実験概要	18
4.1 実験装置	19
4.1.1 床反力計	19
4.1.2 三次元動作解析装置	21
4.1.3 無線式表面筋電計	24
4.2 実験条件	26
4.2.1 被験者	26
4.2.2 課題動作	27
4.2.3 実験方法	29
第5章 実験結果	31
5.1 足関節角度	31
5.2 足関節モーメント	33
5.3 筋活動度	35
5.4 床反力成分	38
第6章 考察	41
6.1 接地時における比較	41
6.1.1 接地時における関節モーメント	41
6.1.2 接地時における筋活動度	43
6.2 蹴り出し時における比較	44
6.2.1 蹴り出し時における関節モーメント	44
6.2.2 蹴り出し時における筋活動度	46
6.3 接地時および蹴り出し時における考察	47
6.2.1 接地時における考察	47
6.2.2 蹴り出し時における考察	47
第7章 結 言	48
参考文献	

謝辞

1 章 緒 言

ランニング動作は歩行動作とともに人間の最も基本的な動作のひとつである。ランニング動作は日常生活や多くのスポーツで行われ、近年では健康維持の為にジョギング・ランニングを生活の一部に取り入れるランニング人口が増加している。ランニングを年 1 回以上行う成人人口は 2012 年に推計 1000 万人を超える^[1]など、ランニング文化が生活に根付いてきている。このランニング動作における障害である足関節捻挫はスポーツ外傷の中で最も発生頻度の高い下肢傷害である^[2]。足関節捻挫は足関節を内側あるいは外側にひねり、足部の靭帯が損傷することで生じる。受傷組織の治癒が不完全な状態であっても無理をしながらスポーツ活動に参加できる場合が多いため^[3]、捻挫は大した障害ではないと軽視される傾向にある。しかし、発症後に慢性的な不安定感が残存する^[4-6]ことで再発率が非常に高く、足関節の不安定感により下肢関節運動の低下や前十字靭帯損傷および腰痛の受傷リスクを高めることが報告されており^[7-13]、その予防は重要である。

ランニング動作については古くからエネルギー消費量・筋活動・下肢関節角度・関節トルクなど様々な観点から多くの研究が行われてきた。その多くは平坦な路面を走る動作に関するものであった。一方で人間が日常生活で走る路面には平坦な路面だけでなく、斜面、段差、起伏など様々な不整がある。走る際、環境や路面状況に合わせた走り方が選ばれ、動作がそれぞれ異なったものになると考えられており、一般に不整を有した路面を走行する際には足関節捻挫を引き起こされやすいとされている。安らの実験的研究^[14]ではトレッドミルを用いて上り坂、下り坂、左下がり、右下がりといった傾斜のある路面における走行動作中の下肢筋活動を平地と比較した報告がなされている。筋活動の解析によって筋に生じる「労作」は解析できるが、足関節捻挫の発症リスクの検討には、捻挫の原因となる関節構造体や靭帯に関する機械的負荷の解析が必要である。そのためには関節角度の変化や関節トルクといった運動学、力学的な変量を計測し、筋活動と合わせて考察を進めることが必要とされている。だが依然として、左右方向へ傾斜のある路面におけるランニングに関する研究報告は少ない。

当研究室では、これまで歩行におけるスリップ動作や重量物の持ち上げ動作を三次元動作解析装置および表面筋電計を用いて計測してきた。計測した動作を理学的・療法的な観点から力学的評価を行うことで、障害予防の提案を行ってきた。今回はその手法をもとにランニング中の足部への負担を力学的に評価した。

以上をもとに、本研究では足関節捻挫の発症リスクを検証し予防策を提案することを目的とし、左右方向に側方傾斜を有した路面を走行する際の動作を三次元動作解析装置および表面筋電計を用いて計測した。その計測結果より、底屈、背屈方向の運動を受け持つ足関節と外反、内反の運動を受け持つ距骨下関節に生じるトルクと筋の活動を定量的な観点から比較、検討した。

2 章 足部のバイオメカニクス

2.1 足部の運動

距腿関節および距骨下関節の関節運動は、各研究で使用されている用語が異なるため、本論文では、矢状面の運動を底屈と背屈、前額面の運動を内反と外反、水平面の運動を内旋と外旋と統一する。外反 - 外転 - 背屈の複合運動を外返し、内反 - 内転 - 底屈の複合運動を内返しと呼ぶ(図 2.1)。

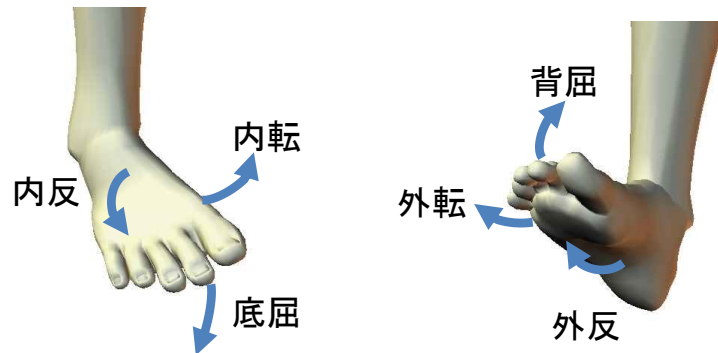


Fig.2.1 Foot movement

2.2 足部の構成要素

足部(foot)は人が唯一地面と接する部分であり、その役割として体重の支持やアーチ構造による衝撃吸収などを担う重要な器官である。

足部は7つの足根骨、5つの中足骨、14の指骨の合計26個の骨からなり(図2.2)、全体重を支持する単位合成体である。足部の関節には距腿関節、足根間関節(距骨下関節、踵立方関節、楔立方関節、距踵舟関節、楔舟関節)、足根中足関節、中足間関節、中足指関節、指節間関節がある。

その中で足関節は脛骨と腓骨(下腿骨)・距骨・踵骨から構成される距腿・距骨下・遠位脛腓関節の複合関節である。足関節の運動は、これらの関節が協調的に運動し、解剖学的平面上のみの運動ではなく、複合的な動きをしている。

図2.3に足部を構成する主要な靭帯を示す。ただし足関節を構成する靭帯は数が多く、全ての靭帯を図示することが困難なため、主要でない靭帯については図を省く。

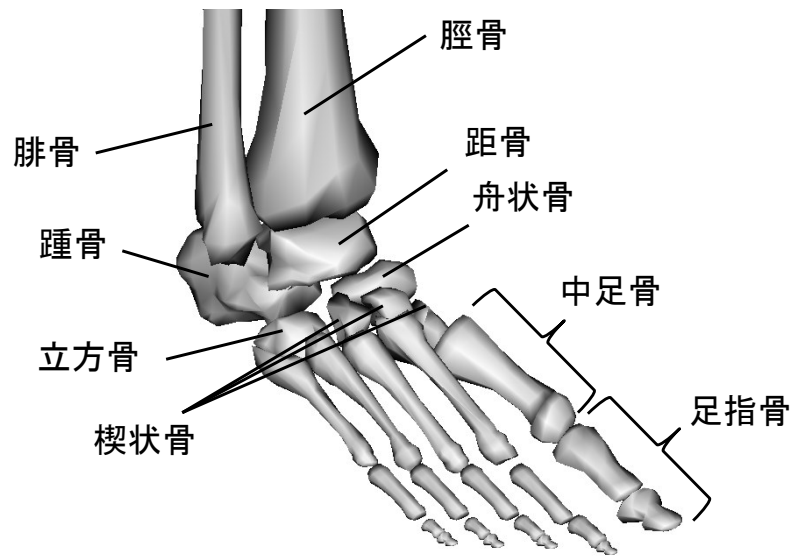
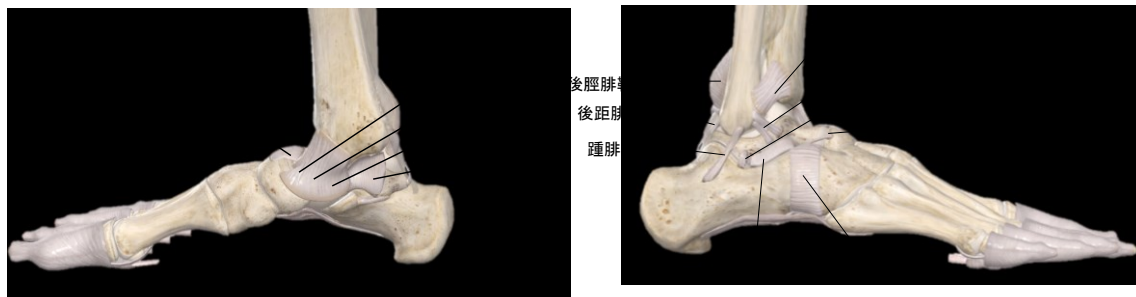


Fig.2.2 Foot structure



(a) 内 側

(b) 外 側

Fig.2.3 Foot ligament

2.2.1 距腿関節

距腿関節は脛骨・腓骨・距骨により構成され、脛骨の下関節面と内果および腓骨外果を関節窩、距骨上面の滑車を関節頭とするらせん関節である。付属する靱帯には内側（三角）靱帯（脛舟部、脛踵部、前脛距部、後脛距部の4部からなる）、前距腓靱帯、後距腓靱帯、踵腓靱帯がある。

距骨下関節では背屈・底屈が可能な運動1自由度の関節である。距骨滑車は前方では幅が広く、後方が小さい台形のような形状をしている。この前後幅の違いにより底屈位では関節の遊びがあり、わずかに内転と外転の運動が可能となる。反対に背屈位では、関節窩が関節頭を固く挟み込むため、内転や外転の運動はできない。

2.2.2 距骨下関節

距骨下関節は距骨の下面と踵骨上前面との間の関節で、前距踵関節、中距踵関節、後距踵関節の3つの部分で結合する顆状関節である。付属する靱帯は骨間距腓靱帯、内側距腓靱帯、外側距腓靱帯である。

距骨下関節では主に内・外反の運動が可能である。距骨下関節は回旋軸を中心とした平面関節ではあるが、回旋軸運動以外の方向性での骨性安定性は比較的高い。距腿関節と距骨下関節は靱帯を共用しており、複合体として機能している。両関節複合体から生み出される3次元的で自由な動きが行われる際には、靱帯による安定性に負うところが大きい。

2.2.3 横足根関節

横足根関節は外側の舟立方関節、内側の距舟関節の2つからなる。この関節は、外顆的切断部位として、ショパール関節（Chopart's joint）ともいう。付属する靱帯には距舟靱帯、二分靱帯、踵立方靱帯、踵舟靱帯、長足底靱帯がある。

横足根関節の運動は距舟関節が主となり、底屈と背屈、内転と外転、外返しと内返しが可能となる。いずれも可動域は小さい。

2.2.4 足根中足関節

内側楔状骨と第1中足骨、中間楔状骨と第2中足骨、外側楔状骨と第3中足骨、立方骨と第4中足骨および第5中足骨との間にある関節を総称して、足根中足関節という。外科的切断部位として、リスフラン関節（Lisfranc's joint）ともいう。靱帯には背側足根中足靱帯、底側足根中足靱帯および骨間足根中足靱帯があり、合わせて足根靱帯という。この関節はすべり運動が主で、わずかの底屈と背屈、内転と外転が可能である。

2.3 筋のバイオメカニクス

2.3.1 筋の機能

骨格筋は動作を行うために力学的な力を生み出すだけでなく、動作にブレーキをかける、体幹や関節を支持して安定させるといった働きがある。これらは、筋が収縮することによって発揮される。図 2.4 に示すように筋の収縮形態は等尺性収縮、等張性収縮、等速性収縮に大別され、等張性収縮はさらに求心性収縮と遠心性収縮に分類される。

等尺性収縮とは、筋繊維の長さが一定の状態であり、加えられたエネルギーが全て熱エネルギーとなる、外部に対して仕事を発揮しない収縮である。

等張性収縮とは、筋の動的な活動によって筋繊維の長さが変化する状態で行われる収縮であり、求心性収縮は筋が能動的に短縮し、外部に対して仕事を発揮するような収縮を表す。また、遠心性収縮は筋が張力を発揮しながら外力によって伸張される状況を表す。

等速性収縮は、筋の収縮速度が一定であるような収縮である。これはヒトが発揮する自然な筋収縮の様態ではなく、人為的に収縮速度を一定に制御していることが特徴である。

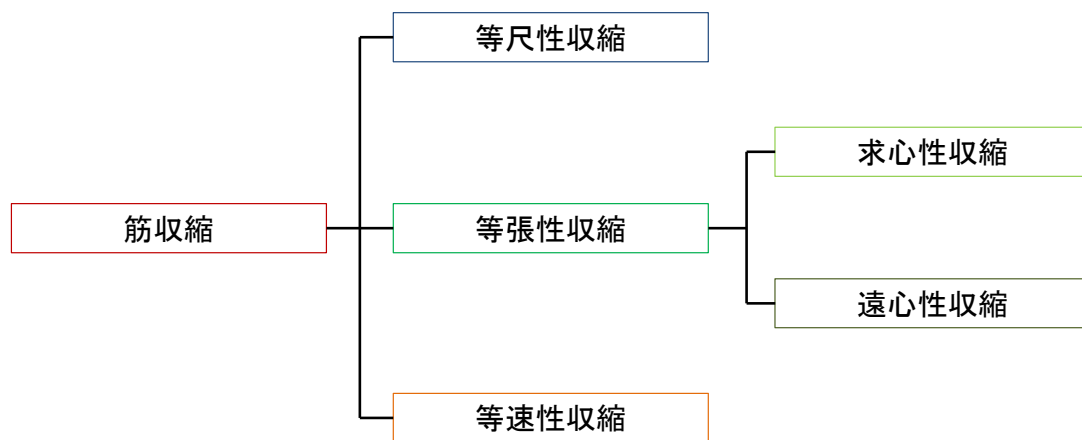


Fig.2.4 Types of muscle contraction

2.3.2 固有筋力

筋の発揮する最大の力は筋の生理学的断面積に比例する．したがって，筋が発揮できる単位面積当たりの力が存在する．この応力を固有筋力という．この固有筋力を調査した研究は種々行われているが，報告された値は $30[\text{N}/\text{cm}^2]$ から $100[\text{N}/\text{cm}^2]$ と様々である^{[15][16][17]}．

2.3.3 足部の筋

図 2.5 に足部の運動に関わる筋を示す．表には足関節の筋の作用および起始と停止を示す．

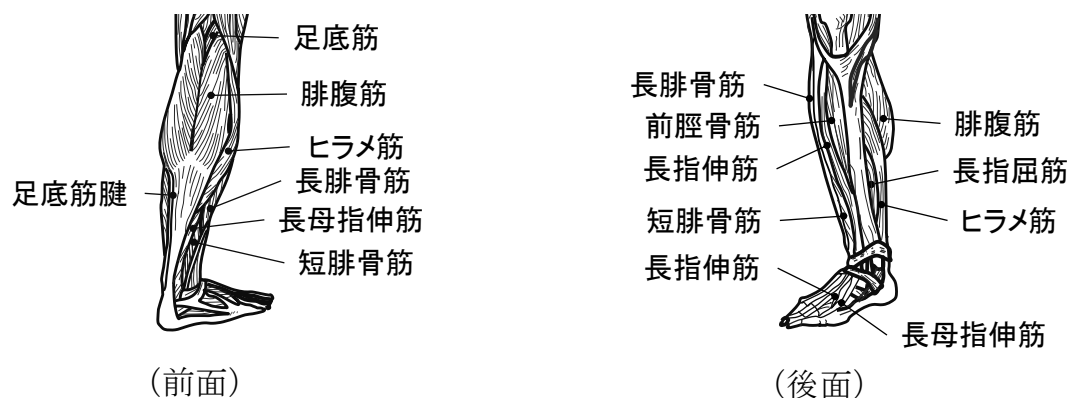


Fig.2.5 Lower limb muscles

Table2.1 Movement of ankle joint by muscles

	足関節		足部			
	背屈	底屈	背屈	底屈	内返し	外返し
前脛骨筋	○		○		△	
長母指伸筋	△		○		△	
長指伸筋	○		○			△
第3腓骨筋	○		○			△
長腓骨筋		○		○		○
短腓骨筋		△		○		○
腓腹筋		○				
ヒラメ筋		○				
足底筋		○				
後脛骨筋		△		○	○	
長指屈筋		△		○	○	
長母指屈筋		△		○		

Table.2.2 Ankle muscles

筋名	起始	停止	作用
前脛骨筋 tibialis anterior m.	脛骨外側顆・外側面，下腿骨間膜	内側楔状骨，第 1 中足骨底	足の背屈・内返し
[足の]長母指伸筋 extensor hallucis longus m.	腓骨前面，下腿骨間膜	母指末節骨底	母指の背屈 足の背屈・内返し
長指伸筋 extensor digitorum longus m.	腓骨前面，脛骨外側顆，下腿骨間膜	第 2~5 指の指背腱膜	第 2~5 足指の背屈 足の背屈・外返し
第 3 腓骨筋 peroneus tertius m.	腓骨前面，下腿骨間膜	第 5 中足骨底	足の背屈・外返し
長腓骨筋 peroneus longus m.	脛骨外側顆，腓骨頭，腓骨外側面	内側楔状骨，第 1 中足骨頭	足の背屈・外返し
短腓骨筋 peroneus brevis m.	腓骨外側面	第 5 中足骨粗面	足の背屈・外返し
腓腹筋 gastrocnemius m.	内側頭：大腿骨の膝窩部，大腿骨内側上踝，膝関節包 外側頭：大腿骨外側上顆，関節包	ヒラメ筋腱と合してアキレス腱となり，踵骨隆起につく．	膝関節の屈曲 足の底屈
ヒラメ筋 soleus m.	腓骨頭，腓骨内側縁	腓腹筋腱と合してアキレス腱となり，踵骨隆起につく．	足の底屈
足底筋 plantaris m.	大腿骨膝窩面	アキレス腱あるいは踵骨背側面	膝関節の屈曲 足の底屈
後脛骨筋 tibialis posterior m.	脛骨，腓骨，下腿骨間膜	第 2~4 中足骨底，舟状骨，3 楔状骨，立方骨	足の底屈・内返し
長指屈筋 flexor digitorum longus m.	脛骨後面	第 2~5 指末節骨底	第 2~5 足指の底屈 足の底屈・内返し
[足の]長母指屈筋 flexor hallucis Longus m.	腓骨後面	母指末節骨底	母指の底屈 足の底屈・内返し

2.4 足関節捻挫

足関節捻挫は代表的なスポーツ外傷の一つであり、最も発生頻度の高い足関節障害である。主に足関節の内反強制により起こる内反捻挫と外反強制により起こる外反捻挫に分類される。この節ではこの二つの発症時の損傷部位、主な症状を述べる。

2.4.1 足関節内反捻挫

足関節内反捻挫は、主に足関節底屈位もしくは背屈位での内返し（内反）および内旋強制によって生じる^[18]、受傷時に損傷する組織としては、前距腓靭帯や踵腓靭帯、長・短腓骨筋腱、二分靭帯などの足関節外側に位置する組織が代表的である。一方、足関節内側に位置する三角靭帯や後脛骨筋腱などの軟部組織損傷や骨の衝突によって生じる距骨骨軟骨損傷も一定の割合で生じる^{[19][20]}。発生頻度が圧倒的に高く、足部への負荷が小さい場合でも生じることがある。

足関節内反捻挫受傷後には様々な組織損傷によって、膨張や熱感、疼痛などの炎症症状のほか、関節可動域制限、筋力・筋機能低下、バランス機能低下、基本動作異常などさまざまな症状が生じる。

2.4.2 足関節外反捻挫

足関節外反捻挫は、大きな外力によって足関節を外反方向に捻ることで生じる。受傷時に損傷する組織としては、主に三角靭帯である。発生頻度は足関節内反捻挫と比べて圧倒的に少ないが、骨折を伴うこともあり、発症した場合治療に時間がかかる障害である。

足関節外反捻挫受傷後には、三角靭帯周辺に痛みや腫れが見られ、場合によっては内出血が見られる場合もある。内反捻挫同様、連動して動く膝や股関節の怪我を引き起こすことがある。

2.5 足関節安定性障害

足関節の安定性は関節構造、靱帯、関節包、筋、腱が主に担っている。足関節安定性の障害の原因として、足関節内返し捻挫による前距腓靱帯、踵腓靱帯の損傷が最も多い。そして、慢性的な足関節捻挫の再発や主観的な足関節不安定感によって特徴付けされる慢性足関節不安定症（CAI）に進展することが多く認められる^[21]。これには靱帯機能不全に由来する機械的不安定性（mechanical instability）だけでなく、機能的障害に由来する機能的不安定性（functional instability）が関与する^{[22][23]}。この足関節安定性の障害によって異常キネマティクスが生じた結果、軟骨損傷に進展することもある^[24]。また近位関節の機能まで変化が生じ、その問題は足関節だけに留まらない。この節では各関節における安定性障害について述べる^[25-27]。

2.5.1 遠位脛腓関節における機械的安定性障害

遠位脛腓関節は前下脛腓靱帯、後下脛腓靱帯、骨間脛腓靱帯からなる靱帯結合によって安定性を得ている。足関節が底屈位から背屈位に運動する際に、脛腓間は約 1～2mm 離開するとされ^[28]、中間位から最大背屈位までの離開は 0.09mm と小さい^[29]。遠位脛腓靱帯の損傷は一般的には足部外旋あるいは過度な背屈により生じるとされているが、過度な外返しあるいは内返しによっても生じるとされている^[30]。

2.5.2 距腿関節における機械的安定性障害

距腿関節の安定性障害の原因となる足関節外側靱帯損傷では前距腓靱帯の単独損傷が最も多く、次いで前距腓靱帯・踵腓靱帯の複合損傷が多い^[31]。前距腓靱帯が損傷すると、距腿関節の前方不安定性が生じる^{[32][33]}。踵腓靱帯の複合損傷でも前方不安定性は増加するが^[29]、臨床的に前方不安定性の程度のみで前距腓靱帯単独損傷と前距腓靱帯・踵腓靱帯の複合損傷を鑑別するには難しい^[34]。また、この前方不安定性は底屈位で増大する。

距腿関節の内返し不安定性は前距腓靱帯単独損傷では認められず、踵腓靱帯の複合損傷で認められることが多い^{[33][34]}。この内返し不安定性は底屈位で増大傾向を示す。一方、距腿関節の内旋不安定性は前距腓靱帯単独損傷で認められ、踵腓靱帯の複合損傷での増大は認めない^[34]。この内旋不安定性は底背屈中間位で増大傾向を示す。前下脛腓靱帯損傷例でも内返し不安定性を認められるとされる。これらの知見はいずれも屍体研究によるものだが、実際の足関節外側靱帯損傷患者においても同様の傾向を認め^{[35][36]}、このような異常キネマティクスが距骨内側の軟骨障害への進展に関与する可能性がある。

2.5.3 距骨下関節における機械的安定性障害

距骨下関節不安定性は診断が難しく、定義が明白ではないものの、足関節の不安定性を考えるうえで無視することはできない。距骨下関節の外側安定性を担う踵腓靭帯は足関節内がえし捻挫時に損傷することが知られているが、頸靭帯や骨間距踵靭帯も半数以上の割合で合併損傷するという研究結果もある^[37]。

踵腓靭帯は距骨下関節の安定性に寄与しており、踵腓靭帯の切除によって距骨下関節の内がえし不安定性が背屈位で特に増大する^{[38][39]}。加えて、距骨下関節の内外旋方向の不安定性も生じるとされている^[38-40]。一方、頸靭帯や骨間距踵靭帯の切除でも距骨下関節の不安定性は生じるものの、その方向に一致した見解は得られていない^[38-40]。

3 章 足部負荷評価指標

3.1 関節角度

足部の運動を評価するため、足関節角度と距骨下関節角度を用いた。足関節および距骨下関節を回転関節と定義した。足関節角度は基本軸を腓骨への垂直線とし、足底面との成す角度と定義した(図 3.1(a))。距骨下関節角度は基本軸を下腿軸への垂直線とし、足底面との成す角とした(図 3.1(b))。足関節角度の回転軸は内果と外果を結んだ軸であり、これを図 3.2 に示す。距骨下関節の回転軸は図 3.3 のような角度を有した軸である。各関節の軸の位置と方向は Inman(1976)に従ってモデル化した^{[43][44]}。

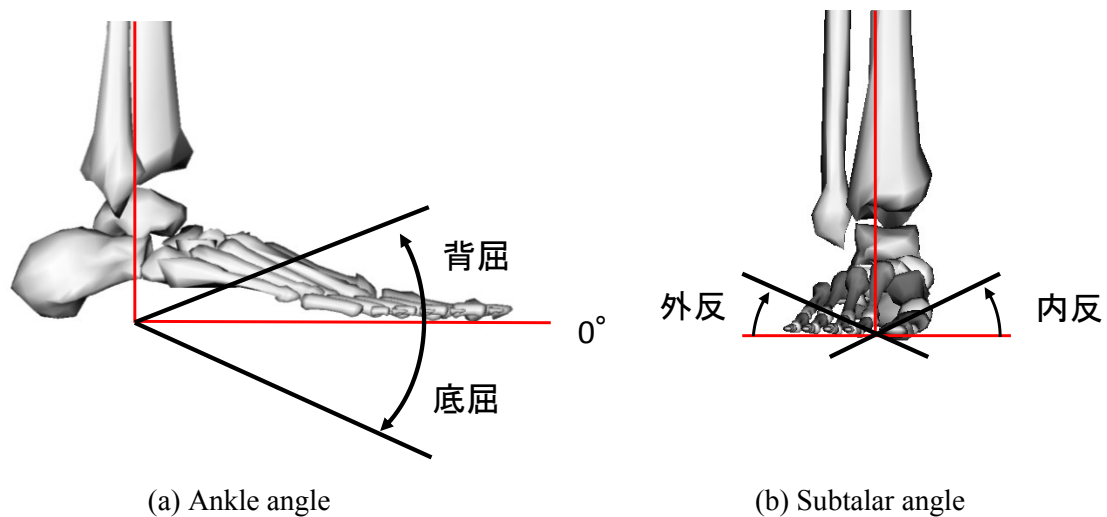


Fig3.1 Joint angle

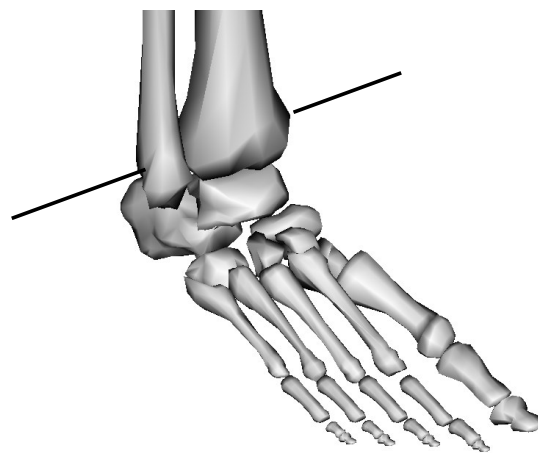


Fig.3.2 Ankle joint axis

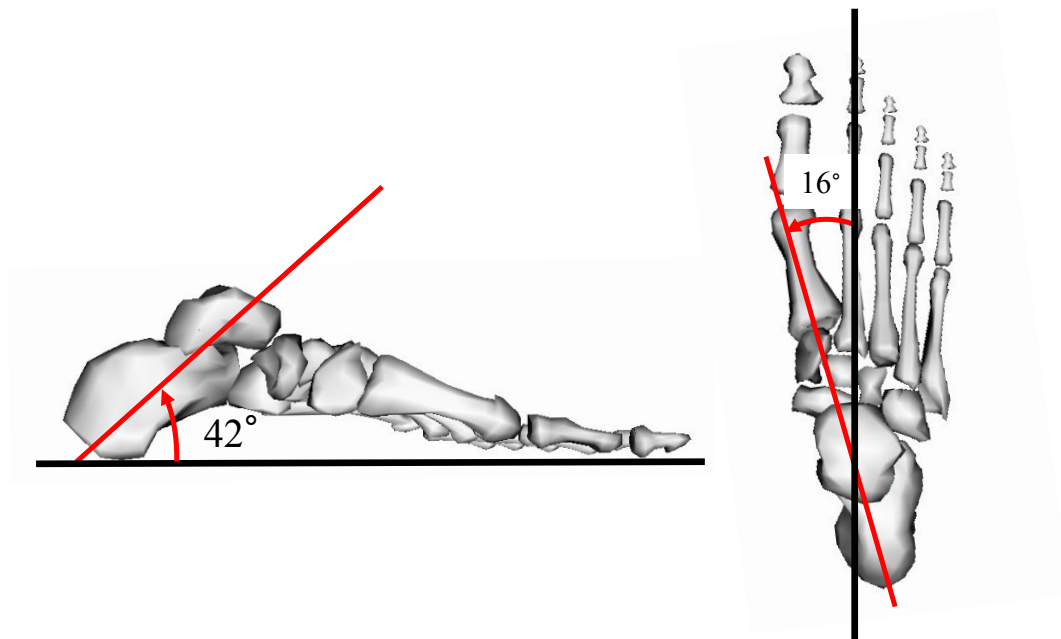


Fig.3.3 Subtalar joint axis

3.2 関節モーメント

関節モーメントとは外部からの回転力に抗するために自身の筋群によって発生させられた抵抗力のことである。関節モーメントを指標とすると人の動作時の力の評価が可能となり、さらにそれを基に筋群内における各々の筋の筋張力を評価することができる。

一般的に関節モーメントを算出する際、リンクセグメントモデルを用いる。図 3.4 に下肢を力学的にモデル化したものを一例として示す。このモデルは大腿、下腿、足部のセグメントを蝶番状の関節でつないで作成したものである。各セグメントは、以下の要素による力の影響を受けながら、それぞれ独立に運動する。

1. 重力

重力は各セグメントの質量中心に下向きに作用する。

2. 床反力

床面に接触している足部のセグメントについては、床反力計によって測定される。

3. 筋による力

関節における筋活動の効果は関節モーメントとして表される。そのため、主動筋と拮抗筋が共同収縮している場合、関節モーメントは差し引きした値が出力される。

図 3.5 に足部セグメントに生じている力を示す．なお，簡単のためこのモデルの運動は平面上のものであるとした．ここで m は質量， I は質量中心周りの慣性モーメントであり文献値から求められる． \ddot{x} ， \ddot{y} はそれぞれ x 方向 y 方向の加速度， θ は体節の回転角度， R_x ， R_y は反力であり，これらの値は計測値である．また R_{xd} ， R_{yd} は関節反力である．身体そのものにかかる力としては上述の 3 つの力が全てであるが，セグメントごとの運動を分析する際にはセグメント間に働く反力が必要である．平面上における各セグメントの運動は以下の 3 式で記述されるため，計測値および文献値から関節反力を算出することが可能となる．また M は筋による力であり，関節モーメントとして表される．

$$m\ddot{x} = \Sigma F_x \quad (3.1)$$

$$m\ddot{y} = \Sigma F_y \quad (3.2)$$

$$I\ddot{\theta} = \Sigma M \quad (3.3)$$

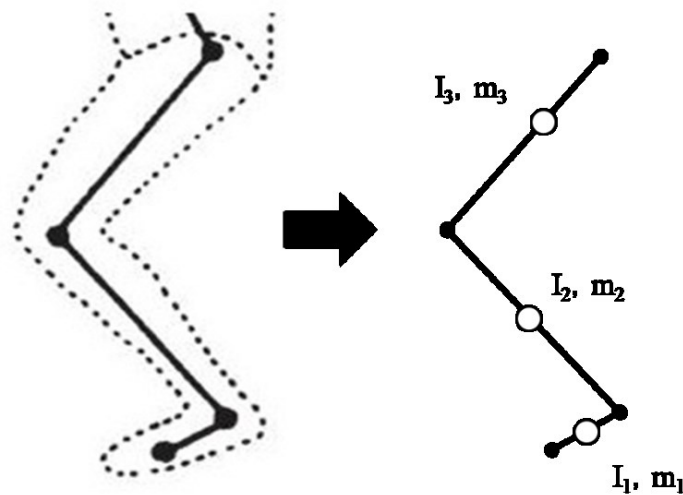


Fig3.4 Link segment model of lower limb

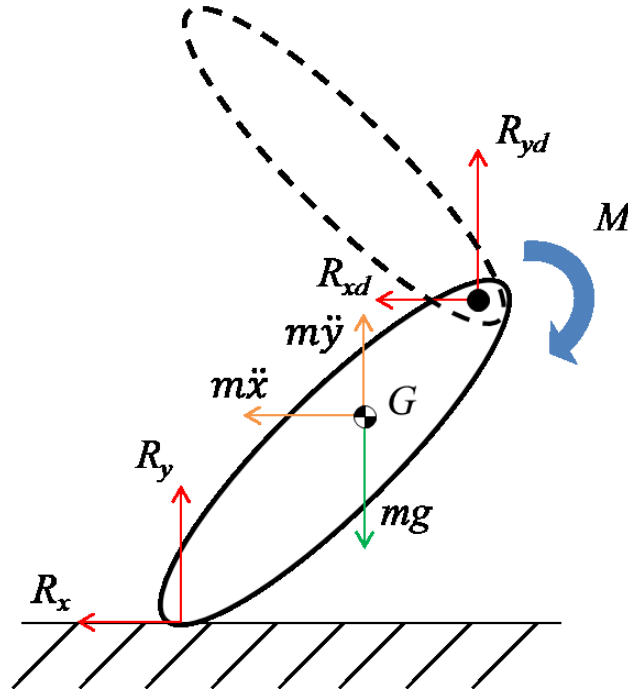


Fig3.5 Force on the foot segment

図3.6 に逆動力学的手法による，足部セグメントにおける関節モーメント算出の力学モデルを示す．体節の質量を m ，体節の慣性モーメントを I ，体節の変位を x ， y ，体節の回転角度を θ ，反力を R_x ， R_y ，前段落で用いた方法から求められる近位の体節への反力を R_{xd} ， R_{yd} ，関節から重心までの距離を d_x ， d_y ，関節から接地点までの距離を d_{rx} ， d_{ry} ，求める関節モーメントを M とすると，運動方程式は (3.4) 式のように表すことができる．さらに M について解くことによって関節モーメントを求めることができる．

$$I\ddot{\theta} = R_x d_{ry} + R_y d_{rx} + m\ddot{x}d_y + m\ddot{y}d_x - mgd_x + M \quad (3.4)$$

さらに図 3.7 に示すような図 3.6 よりも近位の体節について考える． M_p は近位関節の関節モーメント， M_d は遠位関節の関節モーメントを示す．近位関節の関節モーメント M_p は，遠位の体節への反力および (3.4) 式で得られた遠位関節のモーメントから，(3.5) 式に示すように運動方程式を用いて算出することが可能である．このように，近位の体節の関節モーメントを算出するためには，遠位から順に計算する必要がある．

$$I\ddot{\theta} = -R_{xd}d_{ry} + R_{yd}d_{rx} + m\ddot{x}d_y - m\ddot{y}d_x + mgd_x + M_p + M_d \quad (3.5)$$

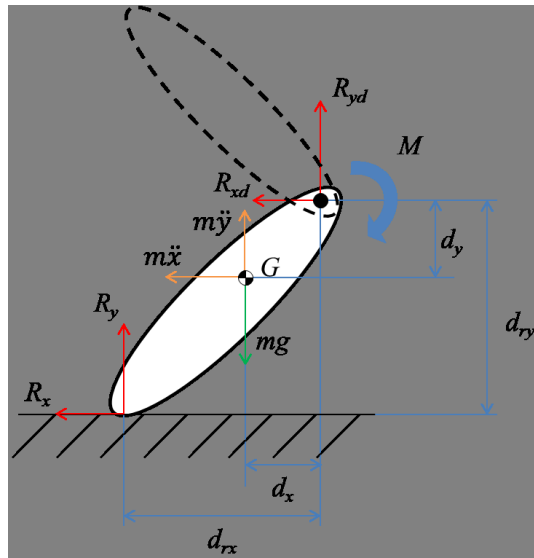


Fig.3.6 Mechanical model of joint moment

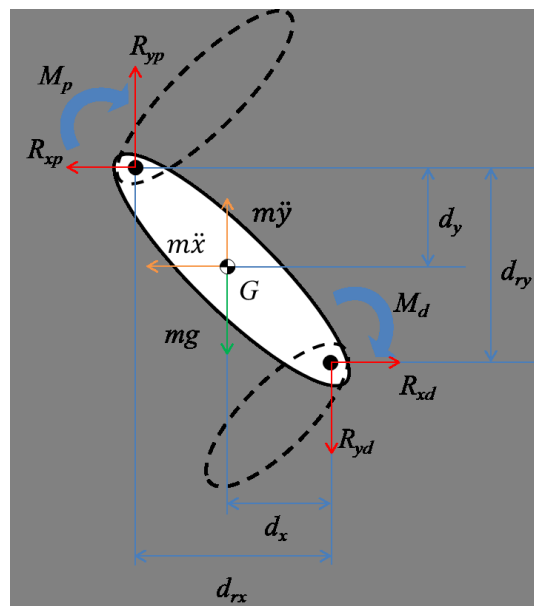


Fig.3.7 Mechanical model of joint moment in the proximal segment

3.3 床反力

床反力とは足部あるいは人体が地面から受ける力である。歩行や走行における足部反力の算出の為に、一般的に床反力計を用いた計測が使用される。本来は無数の方向性を有するベクトルを一つのベクトルにまとめて表したものを床反力ベクトルと呼び、床反力計を用いることで床反力ベクトルの力成分と床反力作用点 (Center of Pressure : COP) を算出することが可能である。

本研究では床反力計により動作中の足部への反力を 3 次元ベクトルで算出し、足部に対する反力の評価および関節モーメントの算出に使用した。足関節中心に対する床反力における作用点の左右方向の変位を求めるために、右足部の内外果のマーカより足関節中心を算出し、床反力の作用点との変位を比較した。反力の分布と反力のベクトル成分をもとに足部に対する外力の評価を行った。

本研究で用いる座標系の定義は、横方向（内側－外側方向）が X 軸，進行方向（前後方向）が Y 軸，垂直方向が Z 軸として定義した（図 3.8）。

なお今回バンクを設置したモデルに関する床反力は、作用点を傾斜面と床反力ベクトルとの交点に移すことで、傾斜上に移行する処理を行った。

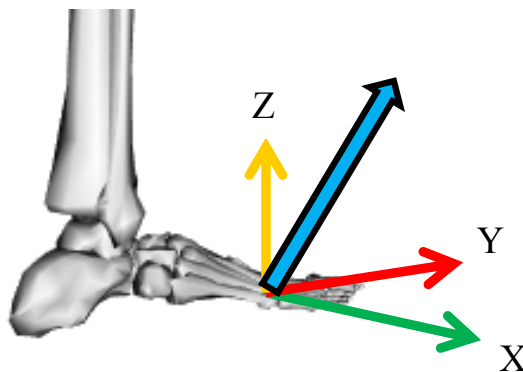


Fig.3.8 Ground reaction force cordinates

3.4 筋活動度

動作中の筋の活動様態を知る際, 筋電計を用いて筋電位を計測することが一般的である. 筋電位は筋線維から発生した活動電位であり, これを記録, 表示したものを筋電図 (EMG, ElectroMyoGram) と呼ぶ. 筋電図の活動電位の値は同様の動作をした場合にも被験者ごとに異なる. したがって, 得られた活動電位で議論するのではなく, 一般的に被験者が最大に等尺性収縮をした際の筋電位 (MVC, Maximum Voluntary Contraction) と比較して, どの程度の運動をしたのかを表す筋活動度 (%MVC) を用いる. %MVC の算出式を (3.6) 式に示す.

$$\%MVC = \frac{EMG}{MVC} \times 100 \quad (3.6)$$

4 章 実験概要

本研究では被験者の身体の運動を解析するために、12 台の赤外線カメラで構成される動作解析装置と床反力計, 表面筋電計を用いた. 動作解析室の全体像を図 4.1 に示す. 本章では, それぞれの装置と実験条件の概要を説明する.

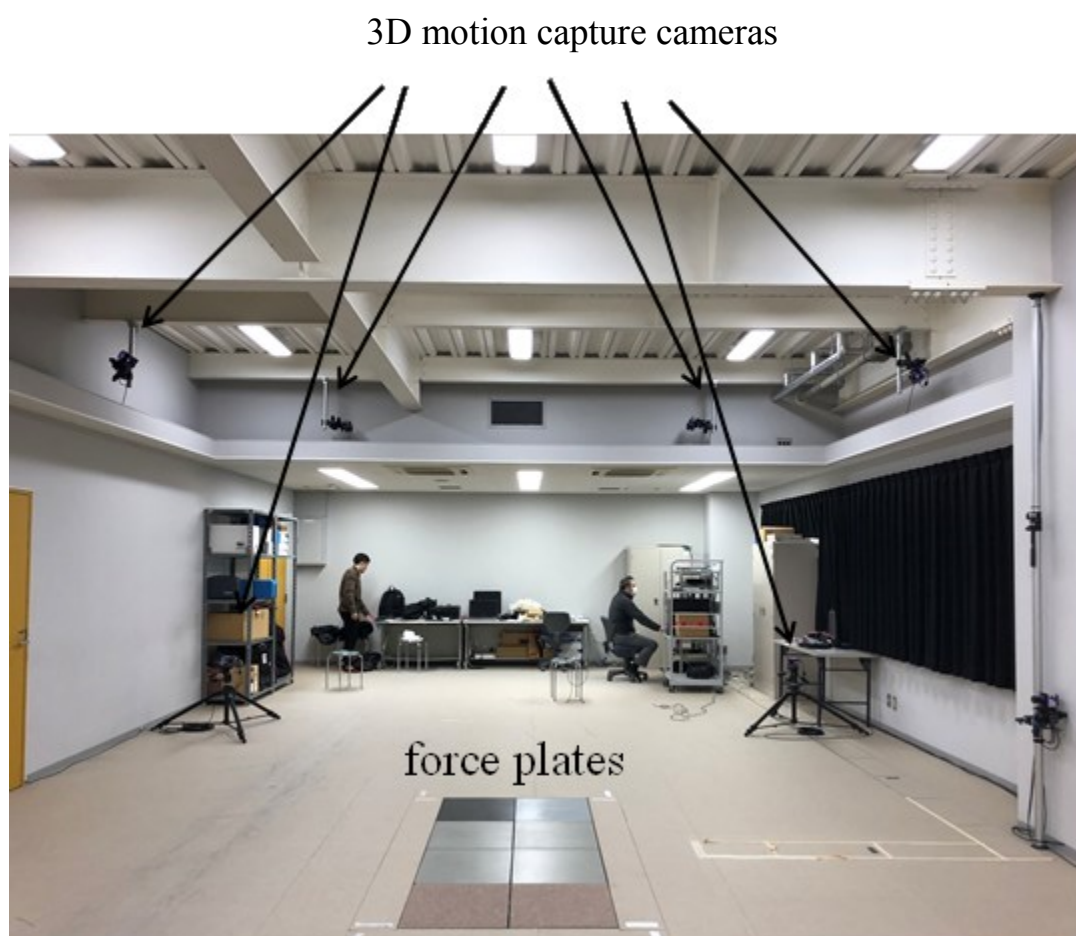


Fig.4.1 Experimental space

4.1 実験装置

4.1.1 床反力計

図 4.2 に示す床反力計 (OR6-6, AMTI 社製) を使用した。床反力計は、図 4.3 に示す様に二枚の板の間を支える 4 本の支柱にひずみゲージが内蔵された構造である。被験者が板上で動作すると図 4.4 に示すように 3 次元の床反力ベクトルとそれぞれの軸まわりのモーメントを計測することができる。被験者の足底には様々な反力が働き、それぞれベクトルとして表されるが、それらを足し合わせたものが床反力ベクトルである。

また、床反力ベクトルのデータから逆動力学的計算を行うためには、圧力中心 COP (Center Of Pressure) の座標も必要である。COP とは床反力ベクトルが作用している点のことであり、関節に働く力を考える過程で必要な情報となる。

COP の算出方法について、図 4.4 に示すような床反力計を考える。床反力計固有の原点を (a, b, c) とし、図中に緑色で示した剛体が床反力 (F_x, F_y, F_z) で床反力計上の座標 (X, Y, Z) に接地したとする。このとき、 x 軸、 y 軸まわりのモーメント M_x 、 M_y の釣り合い式はそれぞれ以下になる。

$$M_x = -F_y \times c + F_z \times Y \quad (4.1)$$

$$M_y = F_x \times c - F_z \times X \quad (4.2)$$

ここで、 $-F_y \times c$ や $F_x \times c$ は主に摩擦であり極めて小さな数値であることより、(4.1) 式、(4.2) 式を (4.3) 式や (4.5) 式のように書き換え、それぞれ X や Y について解けば圧力中心の座標を算出することができる。

$$M_x = F_z \times Y \quad (4.3)$$

$$Y = M_x / F_z \quad (4.4)$$

$$M_y = -F_z \times X \quad (4.5)$$

$$X = -M_y / F_z \quad (4.6)$$



Fig.4.2 Force plates

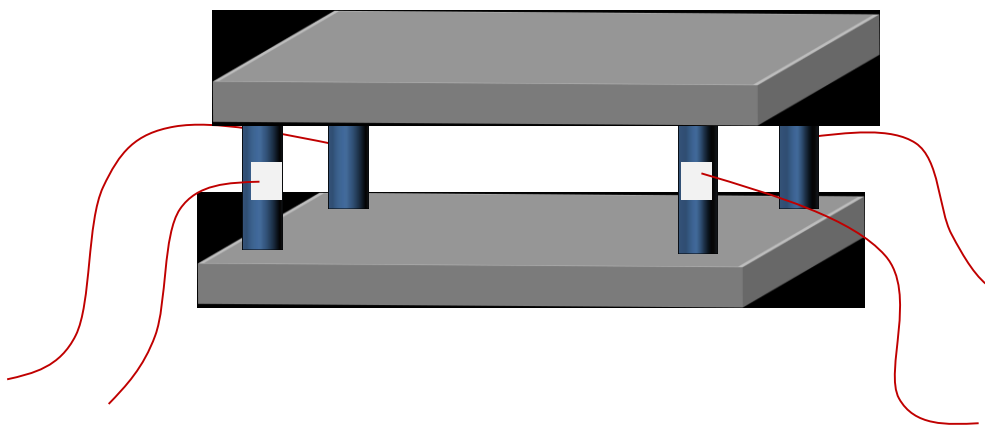


Fig.4.3 Structure of force plate

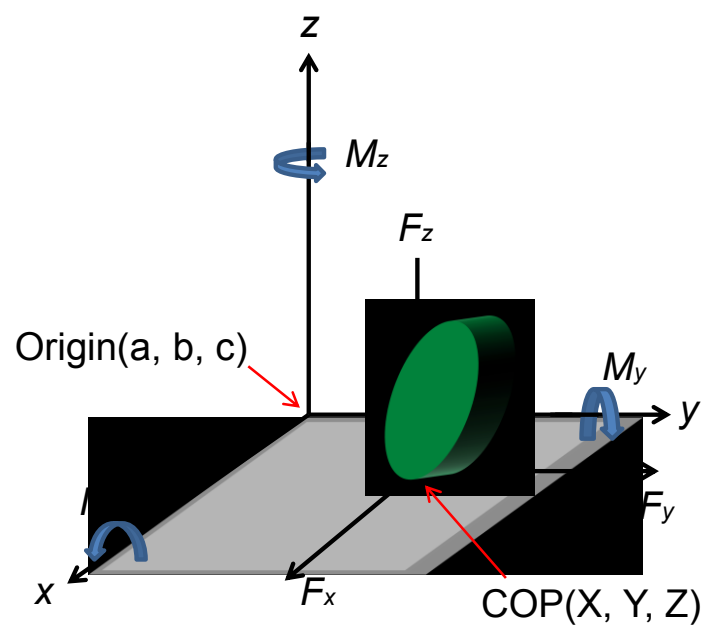


Fig.4.4 Output from force plates

4.1.2 三次元動作解析装置

被験者の動作を計測するため、三次元動作解析装置(NEXUS2, VICON 社製)を使用した。三次元動作解析装置は 12 台の赤外線カメラから構成されている。図 4.5 は本研究で用いた赤外線カメラである。それぞれのカメラは赤外光を照射し、身体に貼付したマーカからの反射光を撮影する。これによって、予め設定した三次元空間内におけるマーカの位置が計測できる。また、マーカの位置を経時的かつ連続的に計測することによってマーカの動きを取り込むことができる。カメラは 2 台以上用いることで DLT 法(Direct Linear Transformation)により 3 次元空間の挙動を計測することができる。本研究では、100[Hz]の取り込み周波数で被験者の動作を計測した。カメラでマーカの位置座標を計測し、コンピュータ上に表示させた画面を図 4.6 に示す。

カメラの配置は計測空間を囲むように 8 台のカメラが天井付近に設置されており、残りの 4 台は被験者の足部を撮影するため、三脚を使用して低い位置に設置した。

解析には筋骨格シミュレーションソフト OpenSim3.3 を使用した。筋骨格モデルには Darryl らによって作成された Gait2392 モデルを用いた(図 4.7)。このモデルのセグメント長、セグメント質量、質量中心、慣性モーメントの値を表 4.1 に示す。このモデルに対して、静止立位のマーカデータを用いることで被験者の身長・体重が同等の筋骨格モデルを作成した。その後、実験から得られたマーカ位置データおよび床反力の値から関節角度、関節モーメントを算出した。



Fig.4.5 3D motion analysis cameras

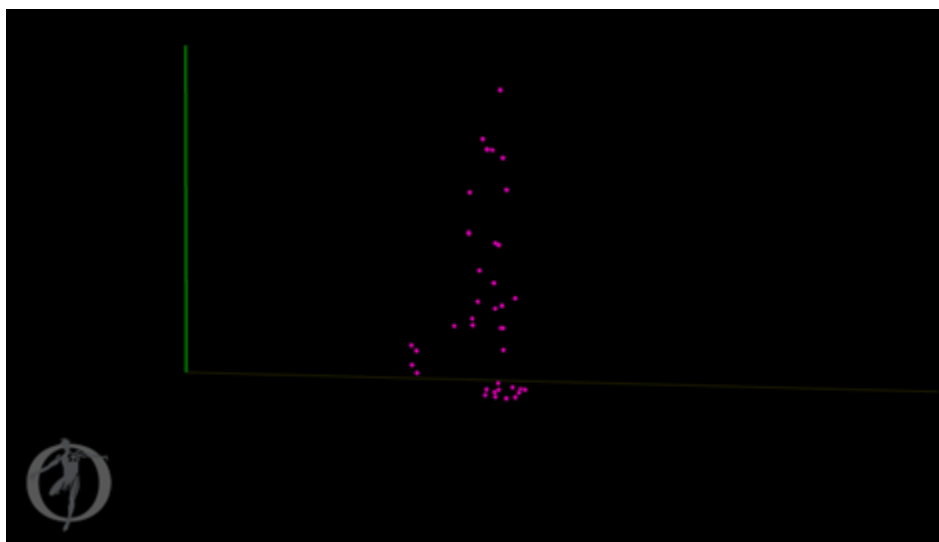


Fig.4.6 Marker on computer

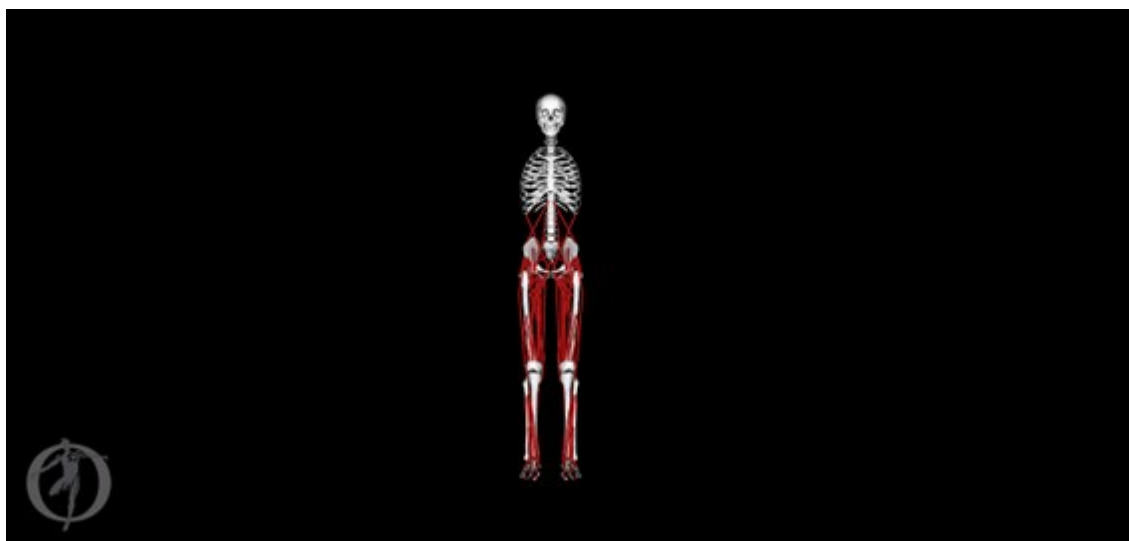


Fig.4.7 Musculoskeletal model on OpenSim

Table4.1 Description of the skeletal model

Body	Inboard Body ※1 Type	Joint	Inboard-To-Joint ※2 (m)			Body-To-Joint ※3 (m)			Joint Axes ※4			Mass (kg)	I (kg · m ²)		
pelvis	ground	6 dof	—			—			1 0 0 1 0 0	0 1 0 0 1 0	0 0 1 0 0 1	11.150	0.0973	0.0825	0.0548
HAT	pelvis	3 dof	0.0000	0.1270	0.0000	0.0000	-0.3202	0.0000	0 1 0	0 0 1	1 0 0	32.413	1.3960	0.7153	1.3552
r. thigh	pelvis	3 dof	0.0000	-0.0700	0.0935	0.0020	0.1715	0.0000	0 1 0	0 0 1	1 0 0	8.806	0.1268	0.0332	0.1337
l. thigh	pelvis	3 dof	0.0000	-0.0700	-0.0935	0.0020	0.1715	0.0000	0 -1 0	0 0 -1	1 0 0	8.806	0.1268	0.0332	0.1337
r. shank	r. thigh	1 dof	0.0033	-0.2294	0.0000	0.0000	0.1862	0.0000	-0.0809	0.0404	0.9959	3.510	0.0477	0.0048	0.0484
l. shank	l. thigh	1 dof	0.0033	-0.2294	0.0000	0.0000	0.1862	0.0000	0.0809	-0.0404	0.9959	3.510	0.0477	0.0048	0.0484
r. hindfoot	r. shank	2 dof	0.0000	-0.2438	0.0000	-0.0359	0.0513	-0.0055	-0.0821 0.8147	-0.0372 0.5772	0.9959 -0.0542	1.20	0.0013	0.0037	0.0039
l. hindfoot	l. shank	2 dof	0.0000	-0.2438	0.0000	-0.0359	0.0513	0.0055	0.0821 -0.8147	0.0372 -0.5772	0.9959 -0.0542	1.20	0.0013	0.0037	0.0039
r. toes	r. foot	1 dof	0.0980	-0.0380	0.0180	-0.0269	-0.0185	-0.0051	-0.4694	0.0000	0.8829	0.2051	0.0001	0.0002	0.0001
l. toes	l. foot	1 dof	0.0980	-0.0380	-0.0180	-0.0269	-0.0185	0.0051	0.4694	-0.0000	0.8829	0.2051	0.0001	0.0002	0.0001

※1 Each body articulates with an **Inboard Body** by a joint of a particular type.

※2 The position of a joint relative to the center of mass of the body is defined by the **Body-To-Joint** vector.

※3 The position of the joint relative to the **Inboard Body**'s center of mass is given by the **Inboard-To-Joint** vector.

※4 The direction of each joint axis is specified by a normalized vector (**Joint Axes**).

(FRANK C. ANDERSON, et al. 1999)

4.1.3 無線式表面筋電計

図 4.8 に示す無線式表面筋電計(Telemyo 2400 T G2, NORAXON 社製)および図 4.9 に示す表面筋電計電極 (Blue Sensor Q, Ambu 社製) を使用した. 表面筋電計は, 被験者の体表の対象とする筋上に 2 つの電極を貼付することによって, その間の電位差を計測することができる. 本研究では 3000 Hz で被験者の筋活動を計測した. %MVC を算出するにあたり, まず筋電図の活動電位の取り込み周波数を動作解析装置と同期させた. 具体的には, 筋活動電位のサンプリング周波数である 3000 Hz を 30 コマごとにブロック平均することで 100 Hz に変換し, (4.7) 式に示す自乗平均平方根 (RMS, Root Mean Square) を加えることによって整流化した. (4.7) 式中, T は全時間, t は対象としたサンプル時間, $EMG(t)$ は筋電位を示す. その後, ノイズを除去するために, 12 コマごとに移動平均を取って値を平滑化した.

$$RMS\{EMG(t)\} = \sqrt{\frac{1}{2T} \int_{-T}^T EMG^2(t) dt} \quad (4.7)$$

その後, (4.8) 式のように筋電位を MVC で除すことによって%MVC を算出した.

$$\%MVC = \frac{RMS\{EMG(t)\}}{MVC} \quad (4.8)$$



Fig.4.8 The surface electromyography



Fig.4.9 The surface electromyography electrode

4.2 実験条件

4.2.1 被験者

被験者は事前に実験について同意した健常な成人男性 8 名である。被験者それぞれの身長，体重，年齢は表 4.1 に示す通りである。被験者の体表には図 4.10 に示すように，赤外線反射マーカ（以下，マーカ）および表面筋電計電極（以下，電極）を貼付した。

Table.4.1 Subject data

SUBJECT	AGES[years]	WEIGHT[kg]	HEIGHT[cm]
A	21	55	172
B	21	67	170
C	23	59	166
D	21	72	169
E	22	65	161
F	23	61	170
G	22	60	171
H	22	64	172
MEAN	21.9	62.9	168.9
S.D.	0.8	4.9	3.5



Fig.4.10 The location of reflecting markers and surface EMG

4.2.2 課題動作

計測した動作は右下肢の 1 走行周期を選択し，右足が接地した瞬間から，右足が再び設地するまでとした．走行速度は一般的なジョギングの速度を想定して 2.7 m/s とした．左右方向の傾斜を再現するために，木製のバンク（縦横 $0.45\text{m} \times 0.45\text{m}$ ，傾斜 7° ）を作製し，このバンクを床反力計上に設置した（図 4.11）．なお床反力の正確な測定を可能にするため，上部のバンクは一つの床反力計のみに触れるように，床反力計以外と接触していないことを確認した．

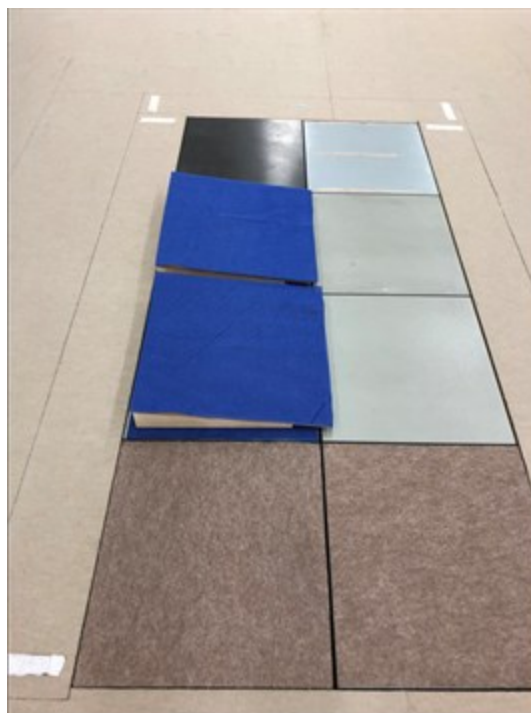


Fig.4.11 Install banks

今回課題とした動作は 3 種類を選択し，その概要を図 4.12 に示す．図 4.12 においてグレーとブルーの四角がそれぞれ床反力計とバンクを示し，バンクは図の上部にかけて傾斜が高くなるように示している．

以下に今回実施した 3 種類の試技を示す．

- 1) 床反力計上（平地面）を走行→flat モデル（図 4.12 (a)）
- 2) バンクにより足部が内反するように走行→inversion モデル（図 4.12 (b)）
- 3) バンクにより足部が外反するように走行→eversion モデル（図 4.12 (c)）

上記の 3 種の試技を各 3 回ずつ計測した．

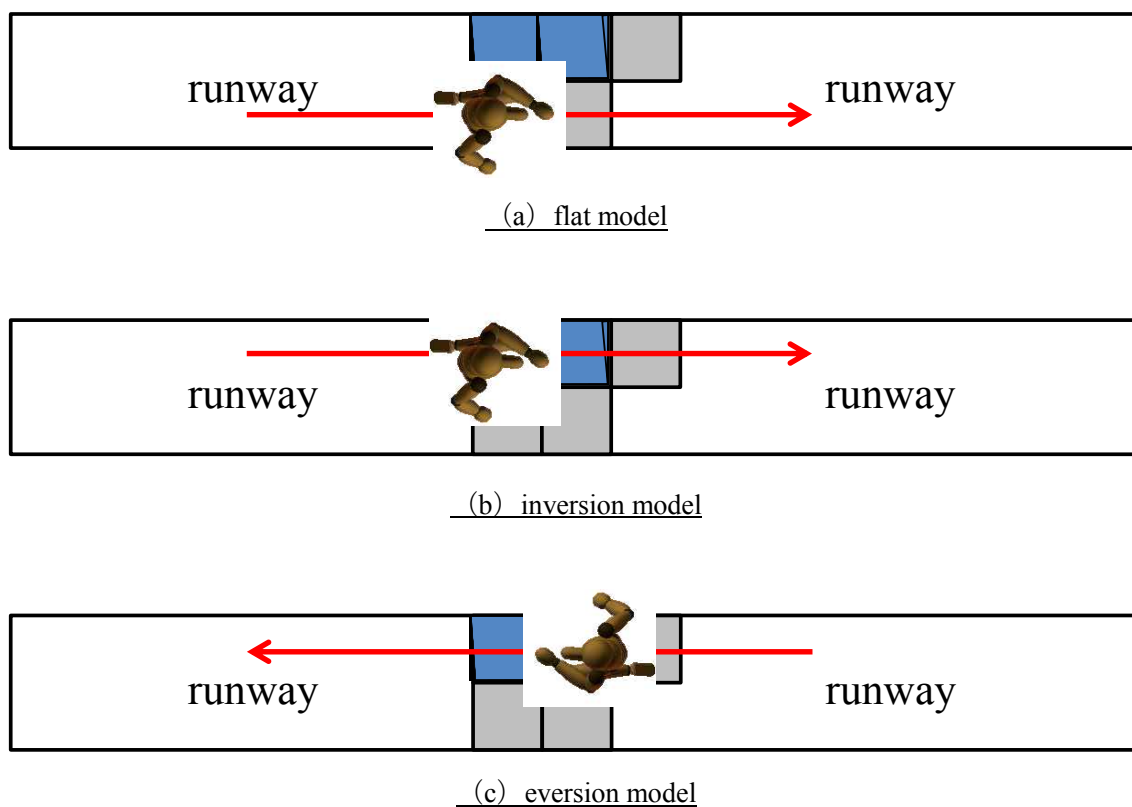


Fig.4.12 Target motion

4.2.3 実験方法

実験を行う前に被験者には動作を指導し、十分に動作を理解させた後に、右足で床反力計上を意識せずに踏めるよう十分な練習を行った。練習後、被験者の体表に赤外線反射マーカおよび電極を貼付した。マーカは足部の挙動を計測するために両足の内外果、第1および第5中足骨頭、右足部の運動を詳細に計測するためにこのマーカに加え右足部の、第2、第3中足骨頭中点、第1および第5中足骨基部、内外側踵骨、載距突起、踵骨最後方端上部、下部に追加のマーカを張付した。全身の運動を計測するために頭頂部、両側肩峰、大腿骨内外側上顆、第7頸椎棘突起、胸骨頸切痕、第10胸椎剣状突起、臍部、両側の上前腸骨棘および上後腸骨棘、下腿の上側方、大腿前部と大腿部側方の近位と遠位に貼付した（図4.10参照）。電極は足関節運動に寄与する筋肉の筋活動を計測するために、右脚の前脛骨筋、長腓骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋に貼付した。電極の貼付にあたり、皮膚抵抗を無くすため被験者に対しアルコールおよび皮膚処理剤で十分に前処理を行った。なお、マーカおよび電極の貼付は触診により骨や筋を識別することのできる理学療法士が行った。

ランニング動作の計測開始の前に、まず被験者の静止立位時の関節角度を計測した。その後、図4.13に示すように床反力計上にバンクを設置し、ランニング動作を開始した。全ての課題動作が終了した後、筋活動度を算出するために対象とする筋の最大随意収縮時の筋活動電位を計測した。まず前脛骨筋のMVCを測定するため、被験者を端座位にし、足部を固定した状態で最大限の力で足部を背屈させた。次に、長腓骨筋のMVCを計測するため、同じく被験者の足部を固定した後、最大限の力で足部を外反させた。次に腓腹筋のMVCを計測するため、被験者に片脚立位をさせ、最大限の力で足部を底屈させた。最後にヒラメ筋のMVCを計測するため、被験者に片脚立位をさせ、膝を屈曲させた状態で、最大限の力で足部を底屈させた。

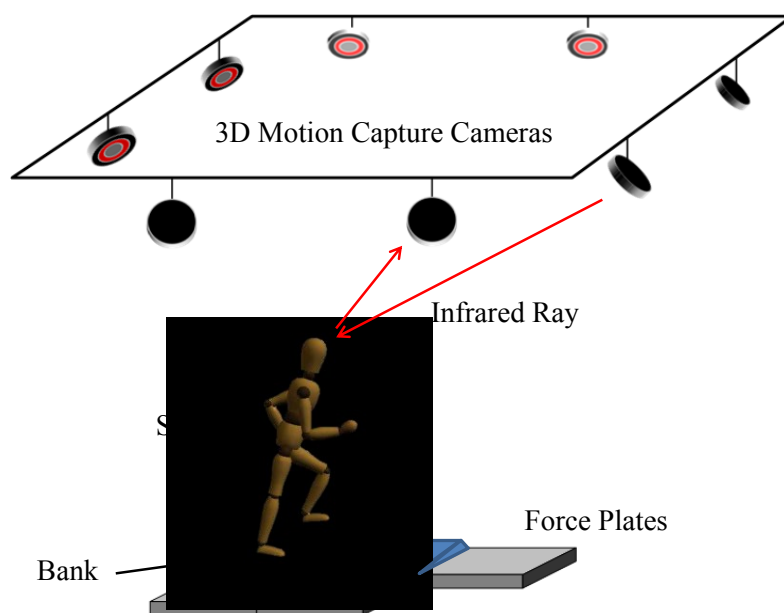


Fig.4.13 Experimental outline

5 章 実験結果

本章では各パラメータの経時的変化についての結果を示す。これ以降の 5.1 節, 5.2 節, 5.3 節のグラフにおいて被験者 8 名の試技における時間ごとの各パラメータの平均値を表しており, 図中の横軸は正規化時間 (%) を示す。正規化時間は, 動作開始時点を 0 (%), 動作の終了時点を 100 (%) として, 動作の経過を表す。全モデルにおいて 0%~35%が立脚期, 35%~100%が遊脚期であった。横軸下部に示す人形の図は各時間における動作の進行状況を表す。全ての図において青色が flat モデル, 赤色が inversion モデル, 緑色が eversion モデルを示す。これ以降, 立脚期前期を接地時, 立脚期中期から後期 (18% - 35%) を蹴り出し時として表現する。

5.1 足関節角度

図 5.1 に flat モデル, inversion モデル, eversion モデルの足関節背屈角度の経時的変化を示す。図において縦軸の正方向を背屈とする。全てのモデルにおいて背屈位で接地し, その後正規化時間 18%で最大の背屈角度を示した。その後蹴り出しにかけて底屈位に変位していき, 立脚期終盤の正規化時間 35%で最大の底屈角度を示した。各モデル間で同傾向の動きであり, 大きな差は見られなかった。

図 5.2 に flat モデル, inversion モデル, eversion モデルの距骨下関節内反角度の経時的変化を示す。図において縦軸の正方向を内反とする。flat モデルと inversion モデルでは内反位で接地し, その後蹴り出しにかけて内反角度が増加する傾向にあり, 正規化時間 30%付近で最大の内反角度を示した。eversion モデルでは接地時において外反位であり, その後蹴り出しにかけて内反位へと移行し, 他のモデルと同様に正規化時間 30%付近で最大の内反角度を示した。

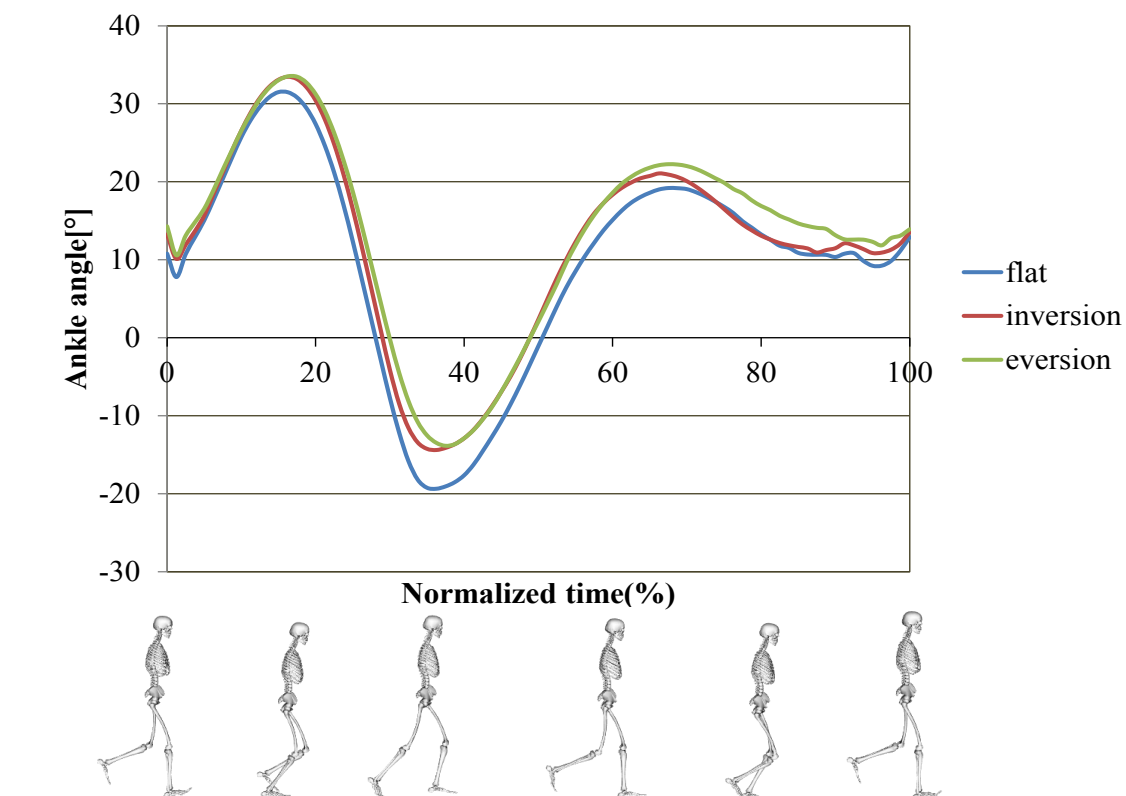


Fig.5.1 Ankle angle

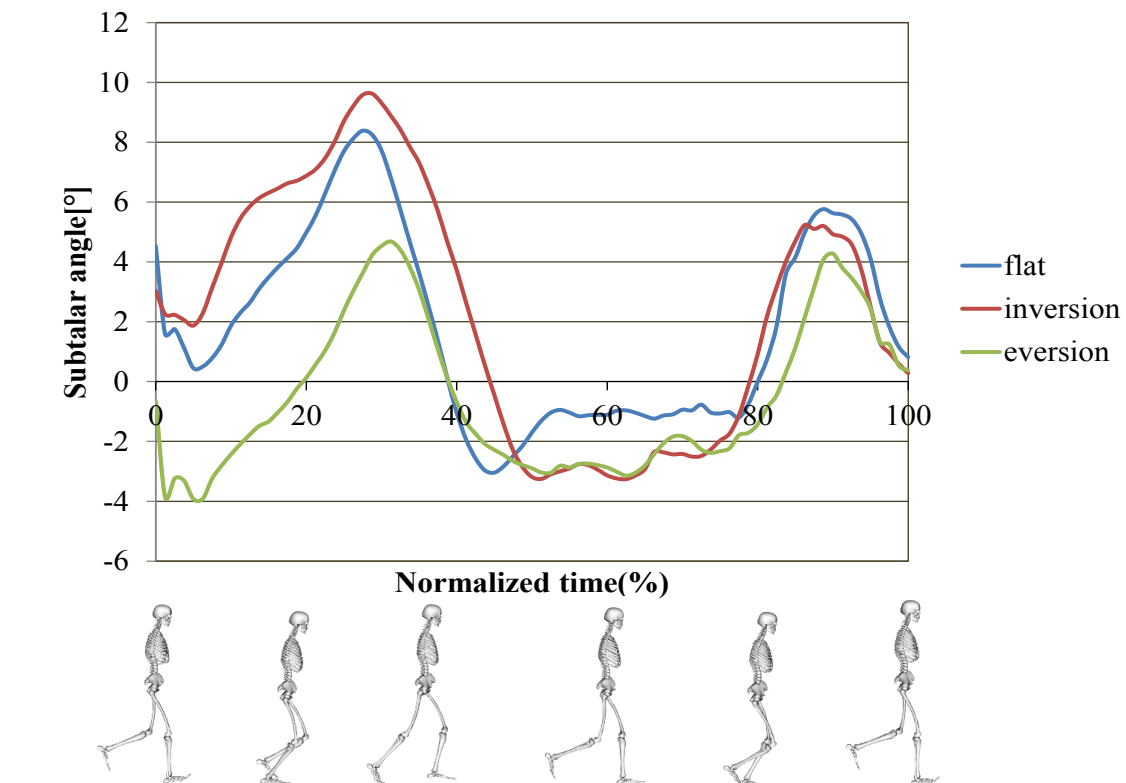


Fig.5.2 Subtalar angle

5.2 足関節モーメント

図 5.3 に flat モデル, inversion モデル, eversion モデルの足関節背屈モーメントの経時的变化を示す. なお, 被験者間の比較を可能にするために関節モーメントを被験者の体重で除して正規化した値を用いる. 図において縦軸の正方向を背屈, 負方向を底屈とする. 全てのモデルにおいて接地時に背屈モーメントが生じ, その後蹴り出しにかけて底屈モーメントが生じ, 正規化時間 18%で最大底屈モーメントが生じた. 接地時, 蹴り出し時の底背屈モーメントに関して大きな差は見られなかった.

図 5.4 に flat モデル, inversion モデル, eversion モデルの距骨下関節内反モーメントの経時的变化を示す. なお, 被験者間の比較を可能にするために関節モーメントを被験者の体重で除して正規化した値を用いる. 図において縦軸の正方向を内反, 負方向を外反とする. 全モデルにおいて接地時に外反モーメントが生じ, 蹴り出しにかけて内反モーメントが増加する傾向にあり, 正規化時間 18%において最大内反モーメントが生じた. しかしながら, inversion モデルにおいては内外反のモーメントに差が見られ, 接地時に外反モーメントが他のモデルに比べ大きく増加し, 蹴り出し時には他のモデルよりも内反モーメントは小さい傾向を示した.

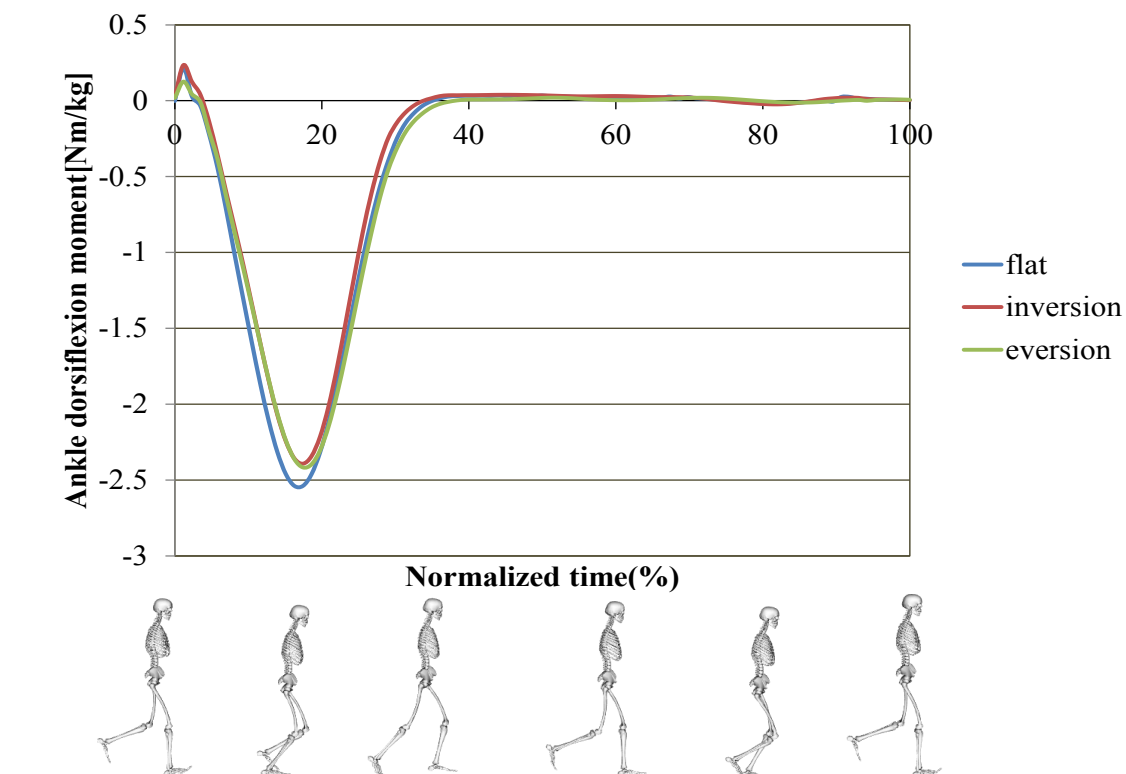


Fig.5.3 Ankle dorsiflexion moment

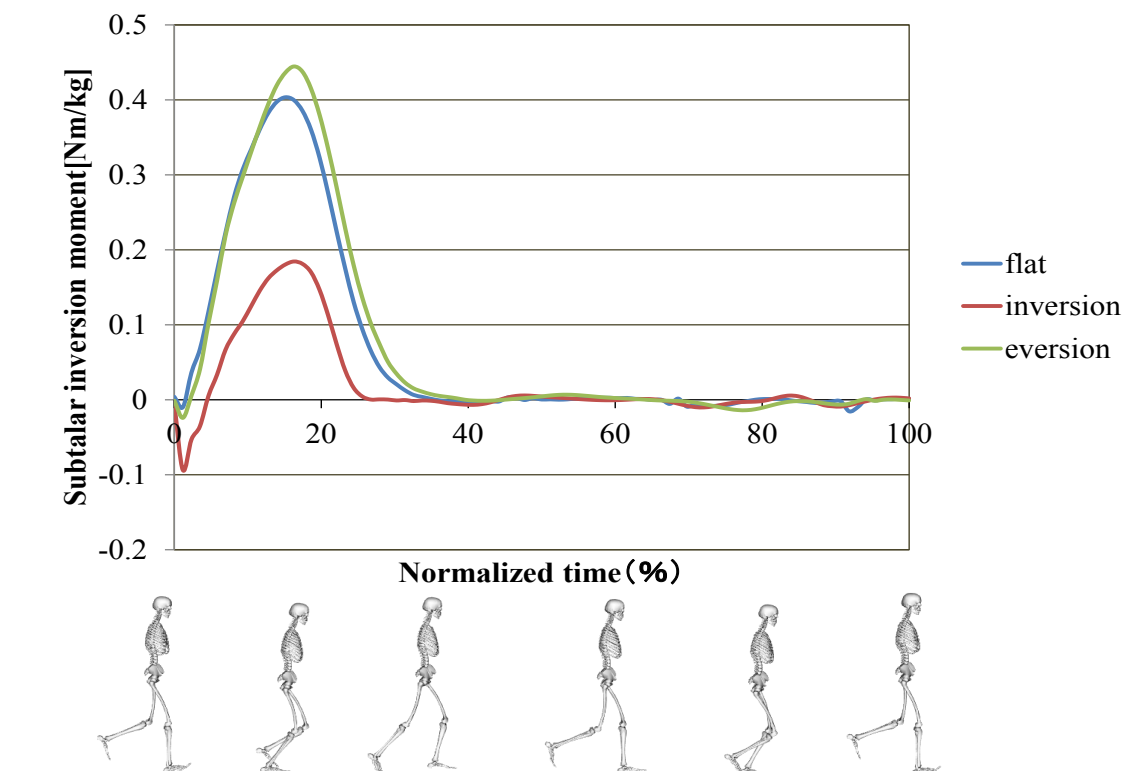


Fig.5.4 Subtalar inversion moment

5.3 筋活動度

図 5.5 に前脛骨筋 (TA), 図 5.6 に長腓骨筋 (PER), 図 5.7 に腓腹筋 (GAS), 図 5.8 にヒラメ筋 (SOL) の flat モデル, inversion モデル, eversion モデルにおける筋活動度の経時的变化を示す.

図 5.5 から全モデルにおいて, 接地時に約 22%の前脛骨筋の活動が見られた. その後, 立脚期前期で活動が大きくなり, 蹴り出しにかけて活動が低下した. 正規化時間 10% 付近と 70%付近でピークを示した. 傾斜を有したモデルにおいて, 蹴り出しにかけて flat モデルに比べ活動が低下する傾向にあった. 図 5.6 から全モデルにおいて, 接地時は 10%ほどの小さな活動であり, その後蹴り出しにかけて活動が増加する傾向にあった. eversion モデルにおいて足が地面から離れる瞬間に, 平地走行時と比べ筋活動度が低下する傾向にあった.

図 5.7, 図 5.8 から腓腹筋, ヒラメ筋に関しては, 接地時は 10%ほどの小さな活動であり, その後蹴り出しにかけて活動が増加する傾向にあった. inversion モデルにおいて足が地面から離れる瞬間に腓腹筋の筋活動が平地と比べ低下し, ヒラメ筋の筋活動が大きくなる傾向にあった.

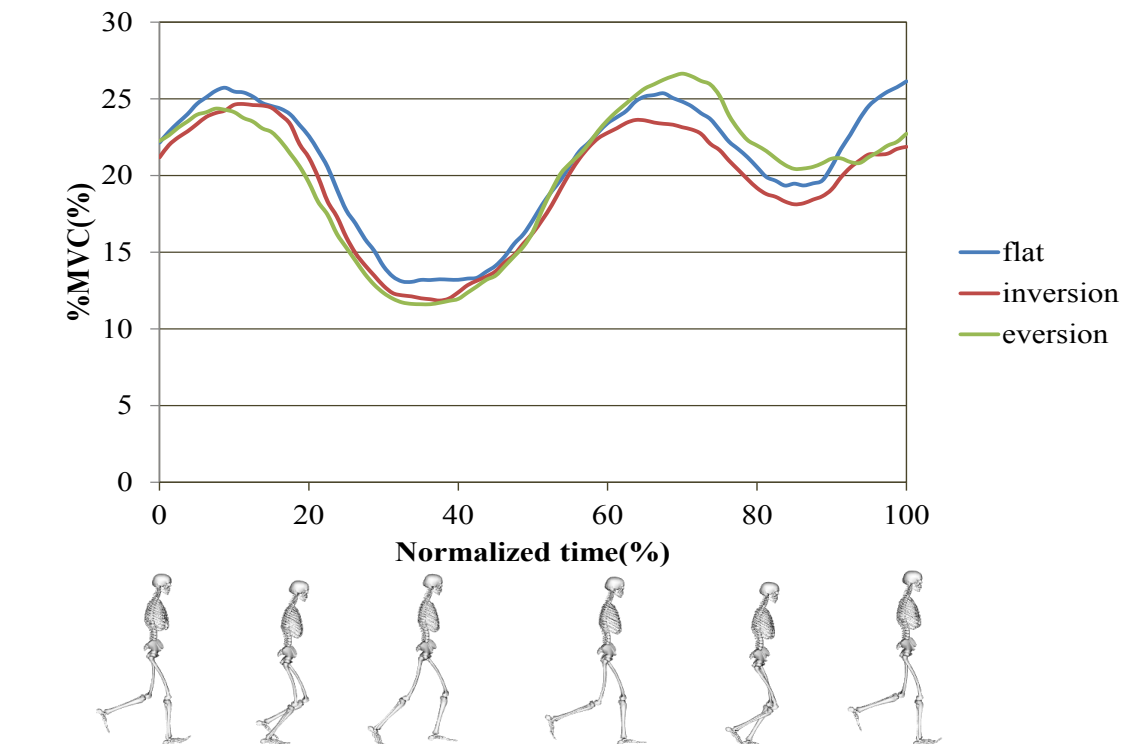


Fig.5.5 Tibialis anterior MVC

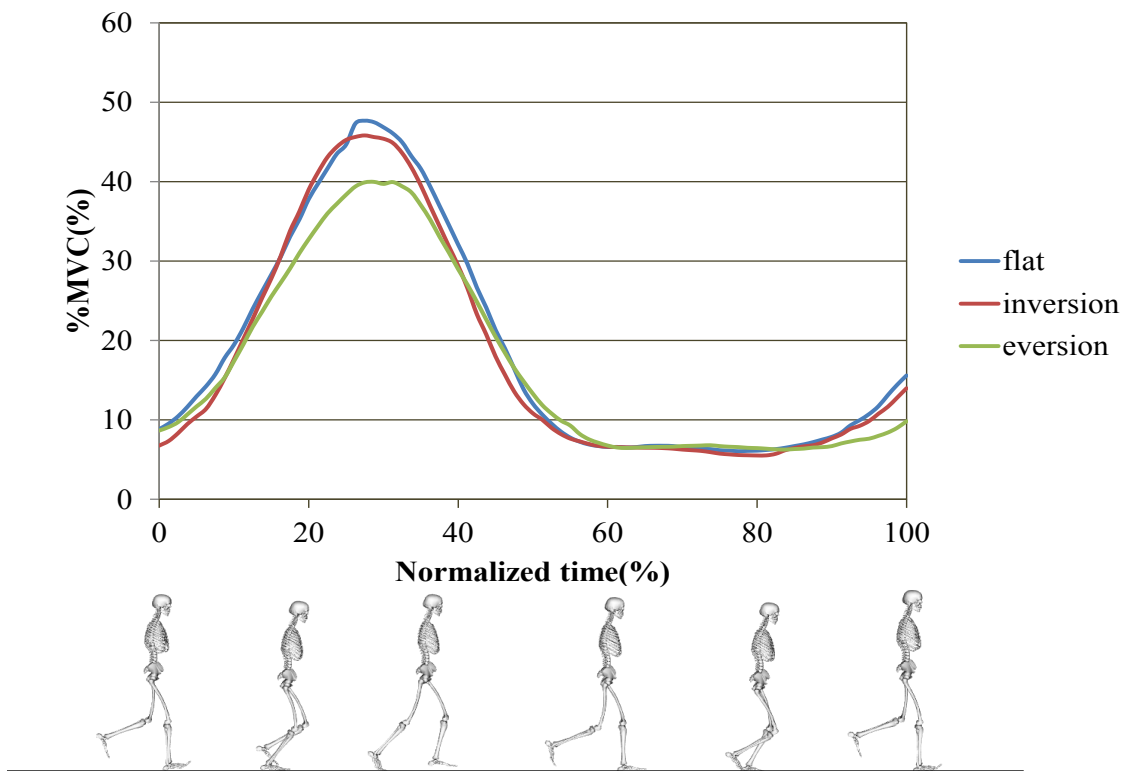


Fig.5.6 Peroneus longus MVC

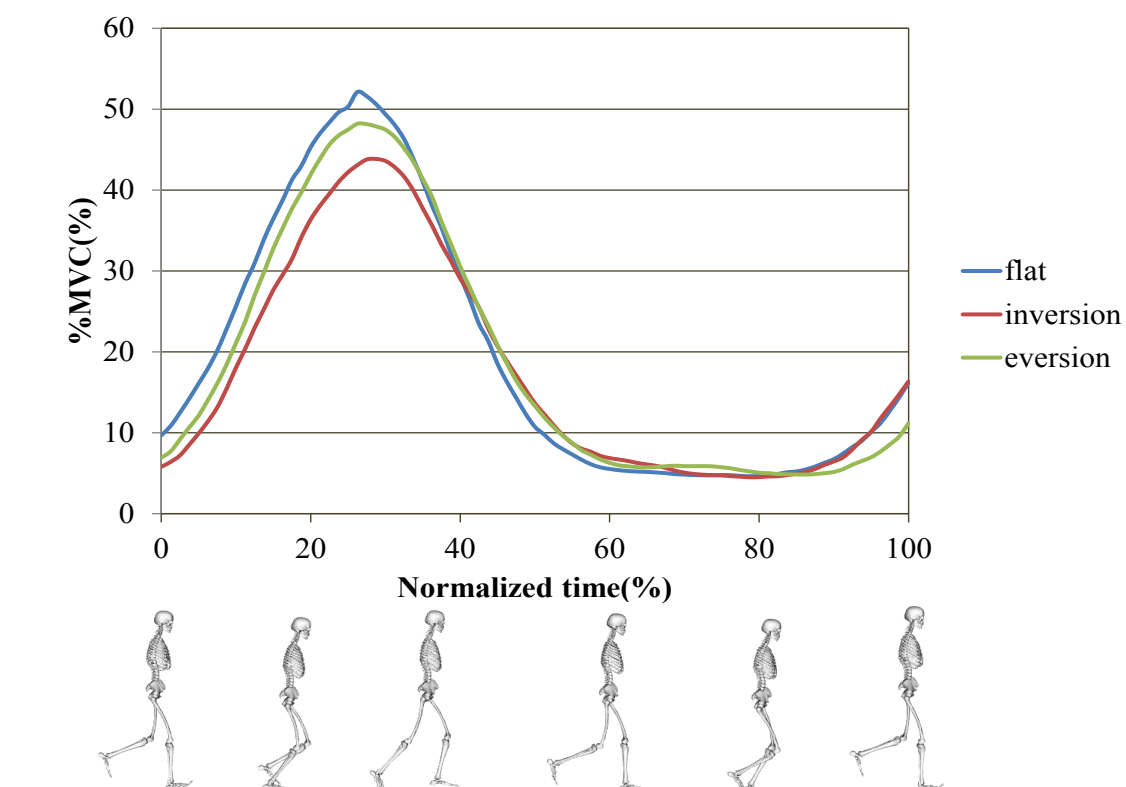


Fig.5.7 Gastrocnemius MVC

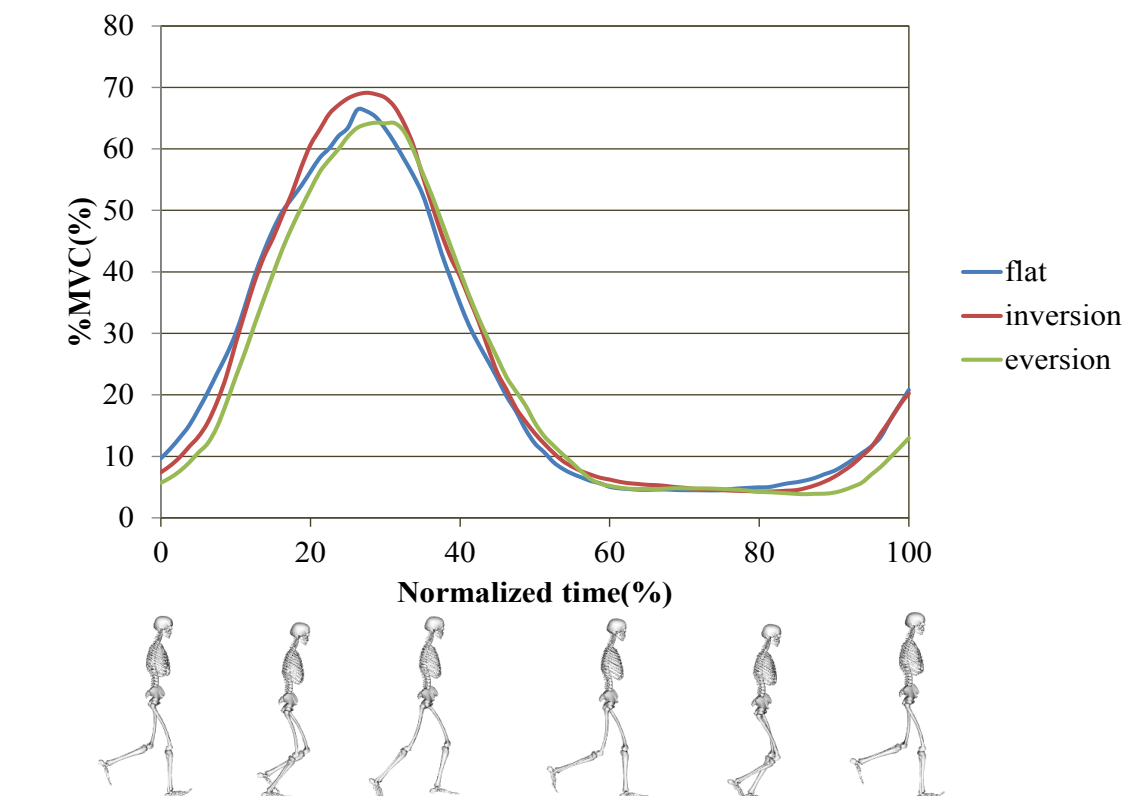


Fig.5.8 Soleus MVC

5.4 床反力成分

図 5.9 に床反力の作用点を示す。足関節中心を原点とし、中心からの作用点における左右方向の変位を示す。外側方向の変位を正、内側方向の変位を負としている。この図も前節と同様に被験者 8 名の時間ごとの平均値を表している。横軸は正規化時間を示し、右足接地時のみ床反力成分が計測可能なため、横軸は正規化時間 35%までの表記とする。全モデルにおいて蹴り出しにかけて作用点が外側に移行し、離地にかけて中心に移行する傾向にあった。その中で **inversion** モデルにおいては、接地時に内側方向に作用点が位置していることが分かる。

図 5.10, 5.11, 5.12 にそれぞれ X 軸方向, Y 軸方向, Z 軸方向の床反力成分を示す。これらの図も他の図と同様に被験者 8 名の時間ごとの平均値を表している。横軸は正規化時間であり、立脚期の 35%までの表記とする。反力成分は横方向（内側－外側方向）が X 軸、進行方向（前後方向）が Y 軸、垂直方向が Z 軸として定義した。それぞれ右方向、前方方向、鉛直方向に正とする。図 5.10 より、立脚期前期において各モデル間で左右方向における反力成分の方向に差が見られたが、それ以降は大きな差は見られなかった。図 5.11, 5.12 においてはそれぞれモデル間で大きな差は見られなかった。

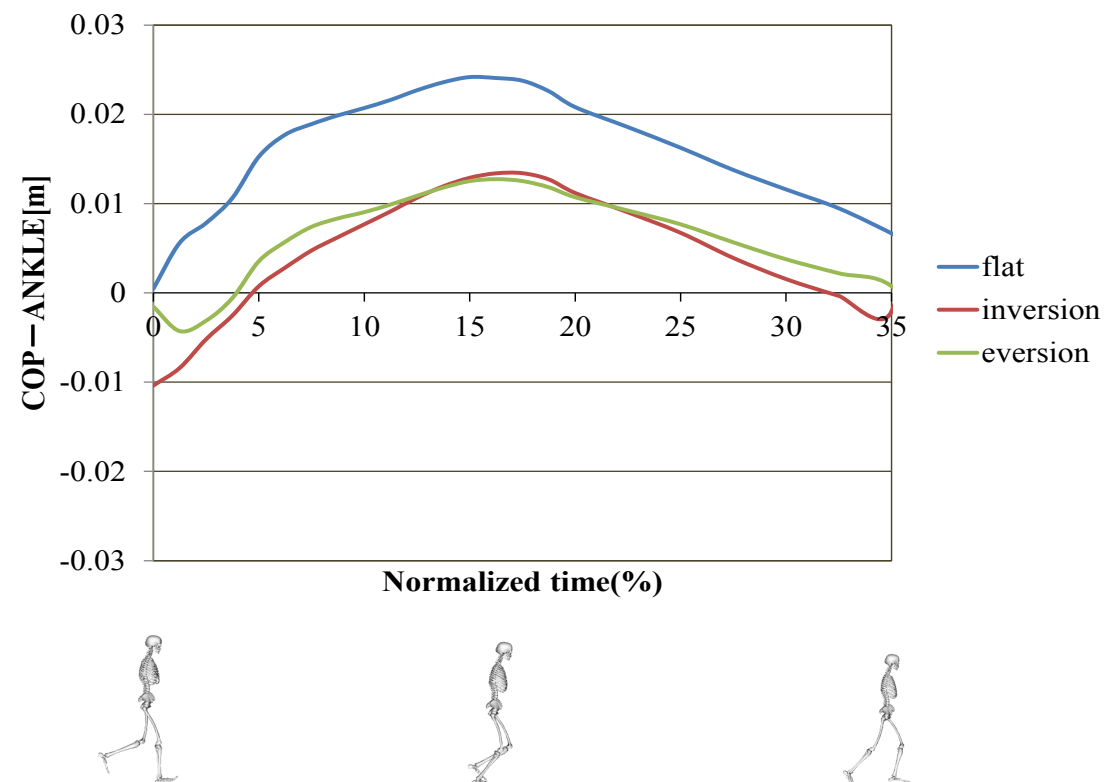


Fig.5.9 COP for ankle center

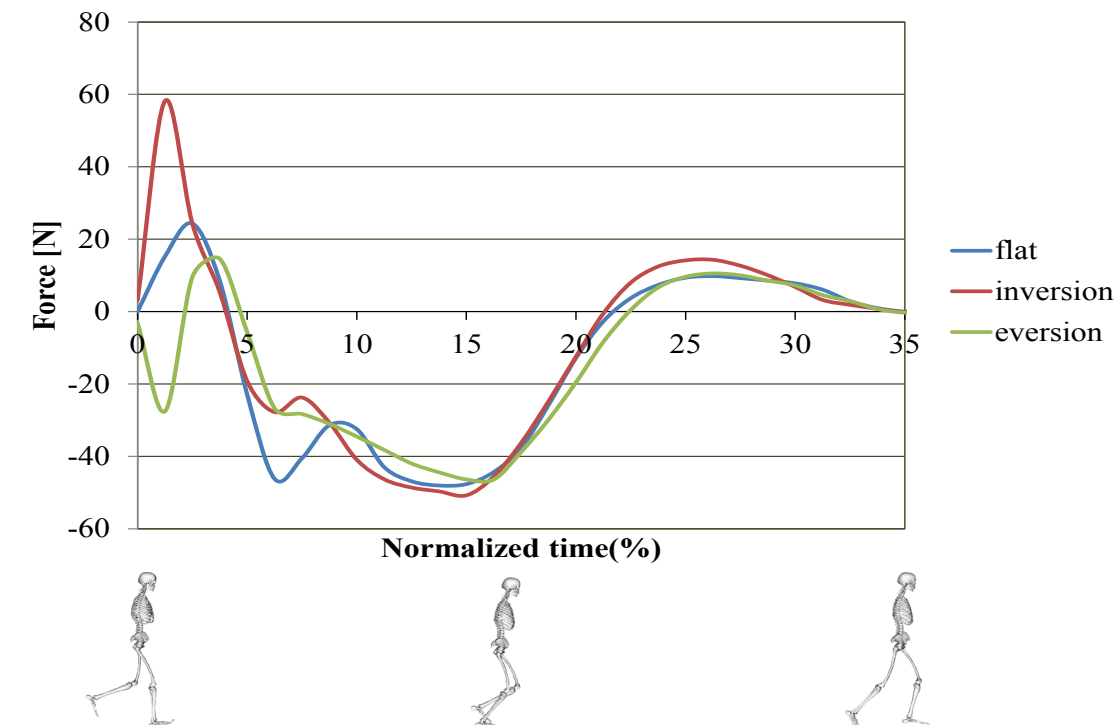


Fig.5.10 Floor reaction force X component

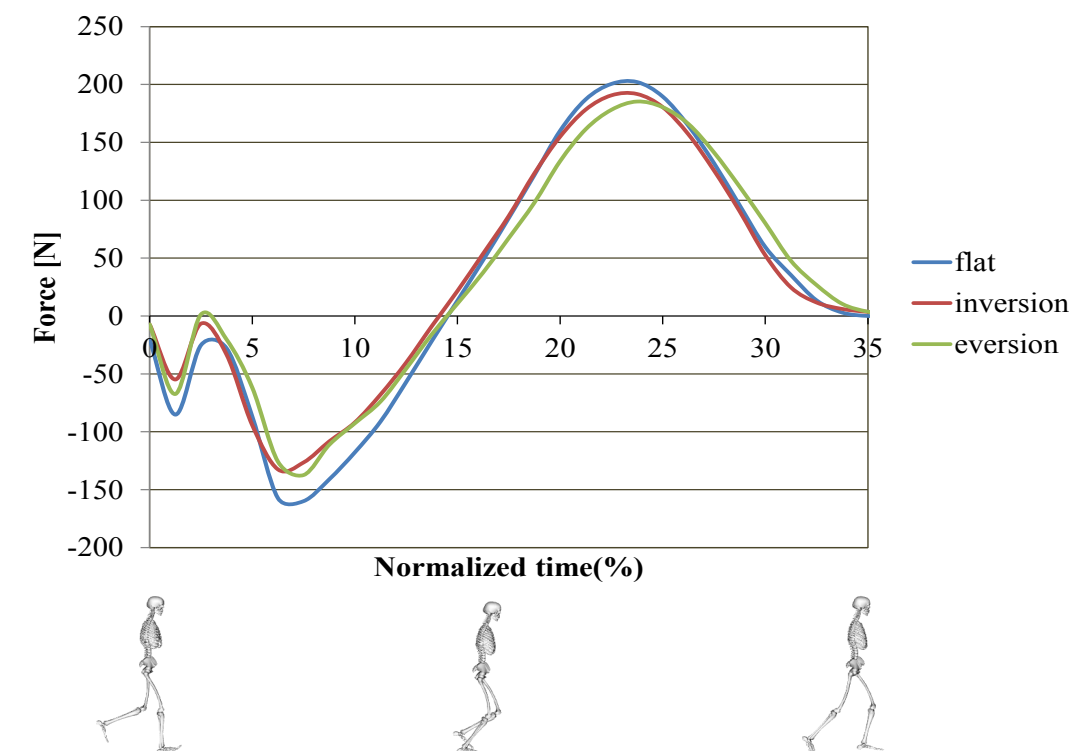


Fig.5.11 Floor reaction force Y component

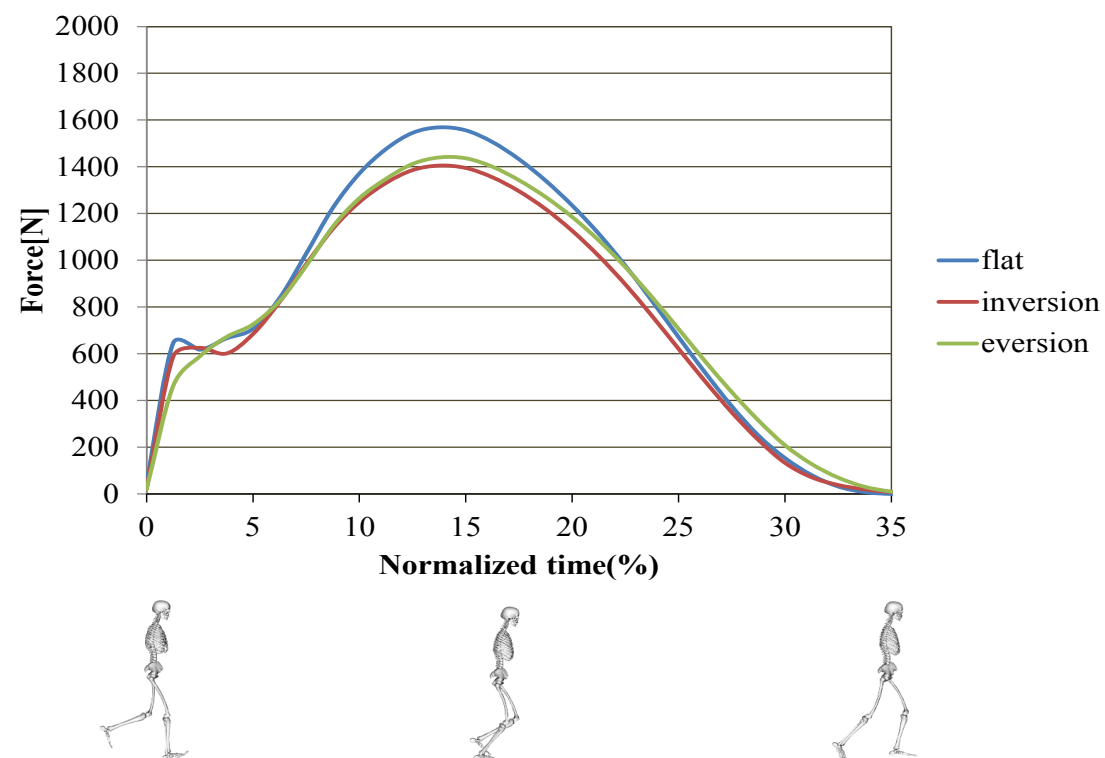


Fig.5.12 Floor reaction force Z component

6 章 考察

捻挫発症リスクの検討を行う上で足部に加わる関節モーメントによる考察が重要である。5.2節で示した関節モーメントでは2つのタイミングでモデル間に差が見られた。1つ目は接地時において、inversion モデルが他と比べ外反モーメントが大きくなる傾向にあった。これは5.4節の inversion モデルにおいて、接地時に床反力の作用点が足関節中心よりも内側にあったためだと考えられる。2つ目は正規化時間 18%において底屈モーメントおよび内反モーメントが最大値を示し、モデル間でも差が見られた。

以上の結果より、次節において関節モーメントに差が表れた、接地時（1%）と蹴り出し時（18%）における関節モーメントと筋活動度をモデル間で比較することで、捻挫の発症リスクについて考察を進めて行く。

6.1 接地時および蹴り出し時における比較

この節では怪我のリスクが増加すると考えられる、接地時(1%)における関節モーメントと筋活動度をモデル間で比較することで捻挫の発症リスクの検討を行う。各データにおいて、flat モデルとの比較検定を Mann-Whitney の U 検定を用いて行った。前節同様グラフにおいて青色が flat モデル、赤色が inversion モデル、緑色が eversion モデルを示し、エラーバーは標準偏差を示す。

6.1.1 接地時における関節モーメント

図 6.1.1 に接地時における足関節の底背屈モーメントを示し、背屈を正、底屈を負とする。flat モデルで 0.22 ± 0.30 [N・m/kg], inversion モデルで 0.24 ± 0.23 [N・m/kg], eversion モデルで 0.16 ± 0.22 [N・m/kg]であった。flat モデルと inversion モデル、eversion モデルにおいて底屈モーメントは同程度を示し、有意差は認められなかった。

図 6.1.2 に接地時における距骨下関節の内外反モーメントを示し、内反を正、外反を負とする。flat モデルで 0.01 ± 0.09 [N・m/kg], inversion モデルで 0.09 ± 0.08 [N・m/kg], eversion モデルで 0.03 ± 0.08 [N・m/kg]であった。これより inversion モデルにおいて外反モーメントが増加していることが分かる。統計処理の結果、flat モデルと inversion モデルにおいて有意に増加していることが認められた($p < 0.05$)。

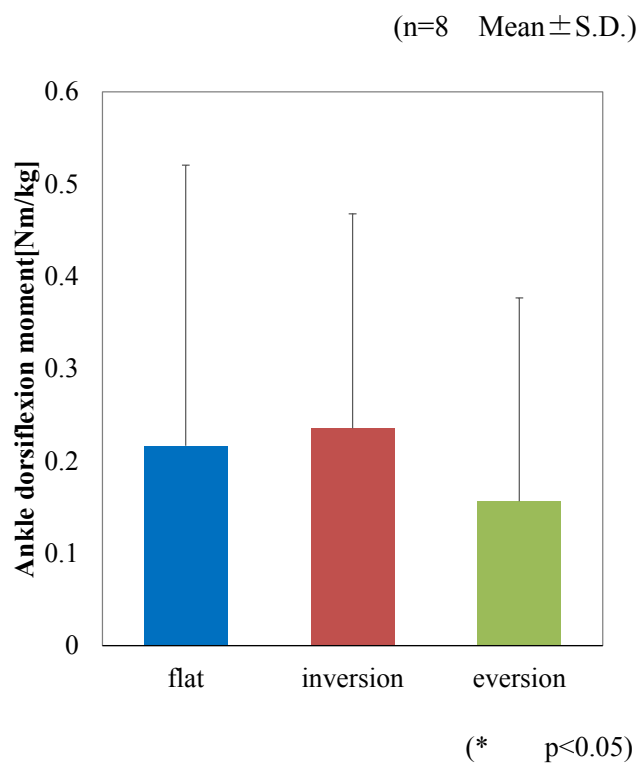


Fig.6.1.1 Ankle dorsiflexion moment at grounded

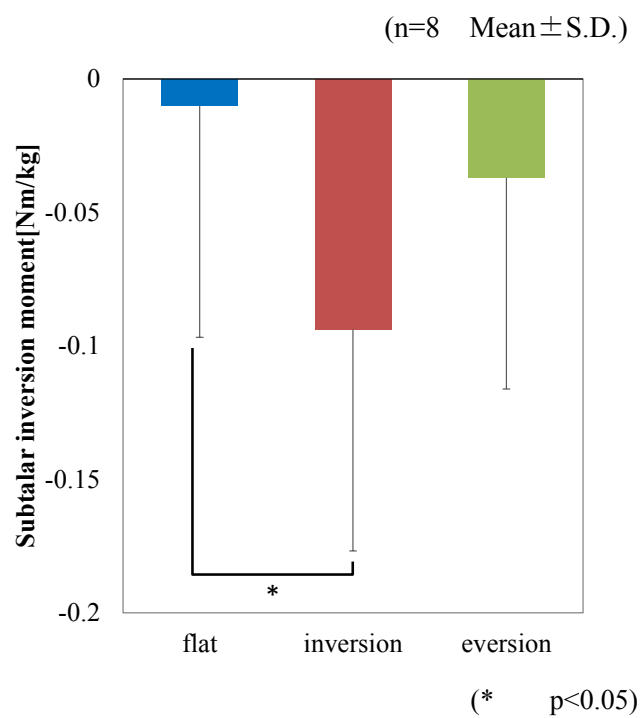


Fig.6.1.2 Subtalar inversion moment at grounded

6.1.2 接地時における筋活動度

図 6.1.3 に接地時における前脛骨筋 (TA) , 長腓骨筋 (PER) , ヒラメ筋 (SOL) , 腓腹筋 (GAS) の筋活動度を示す. 前脛骨筋 (TIB) を除き活動が 10%以下とほとんど活動していなかった. 腓腹筋を除く 3 つの筋で傾斜の有無で筋肉の活動に差はなかったが, 腓腹筋 (GAS) において傾斜を有した場合に活動が有意に低下することがわかった ($p<0.05$).

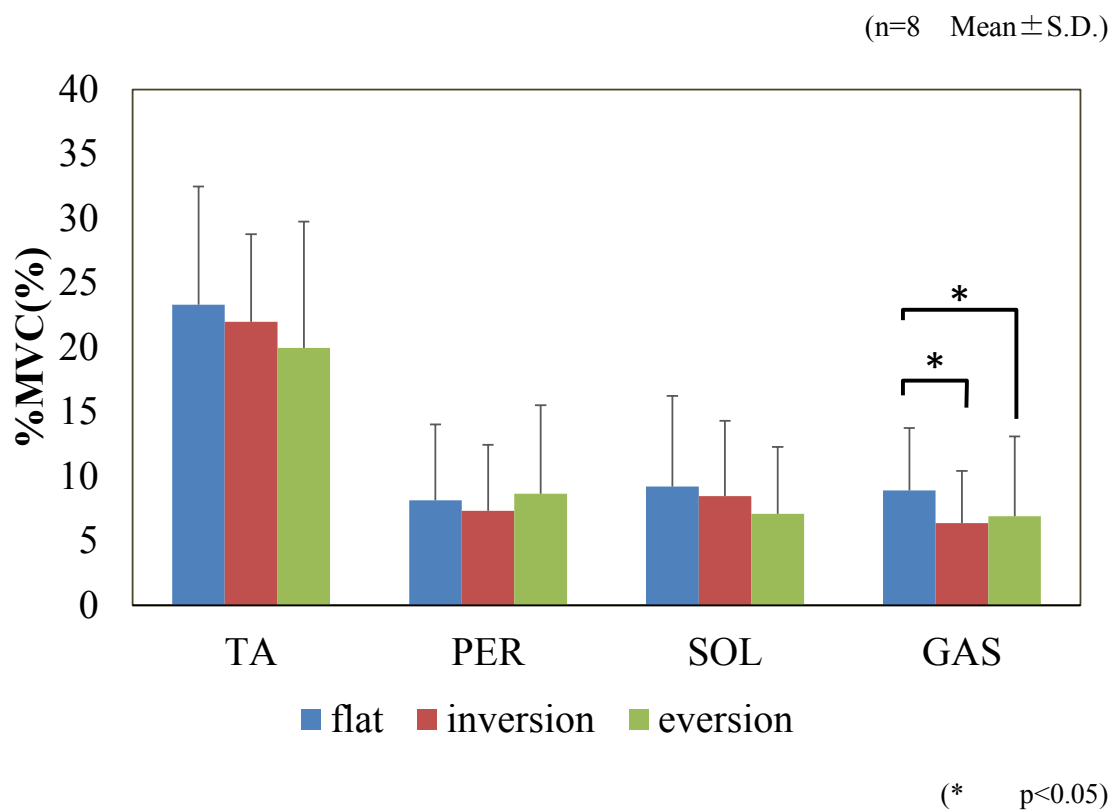


Fig.6.1.3 MVC at grounded

6.2 蹴り出し時における比較

この節では怪我のリスクが増加すると考えられる，蹴り出し時(18%)における関節モーメントと筋活動度をモデル間で比較することで捻挫の発症リスクの検討を行う．前節同様に各データにおいて，flat モデルとの比較検定を Mann-Whitney の U 検定を用いて行った．前節同様グラフにおいて青色が flat モデル，赤色が inversion モデル，緑色が eversion モデルを示し，エラーバーは標準偏差を示す．

6.2.1 蹴り出し時における関節モーメント

図 6.2.1 に蹴り出し時における足関節の底背屈モーメントを示し，背屈を正，底屈を負とする． flat モデルで 2.54 ± 0.49 [N・m/kg]， inversion モデルで 2.37 ± 0.46 [N・m/kg]， eversion モデルで 2.41 ± 0.48 [N・m/kg]であった． flat モデルと inversion モデル， eversion モデルにおいて底屈モーメントは同程度を示し，各モデル間で有意差は認められなかった．

図 6.2.2 に蹴り出し時における距骨下関節の内外反モーメントを示し，内反を正，外反を負とする． flat モデルで 0.39 ± 0.18 [N・m/kg]， inversion モデルで 0.18 ± 0.15 [N・m/kg]， eversion モデルで 0.44 ± 0.14 [N・m/kg]であった． flat モデルと inversion モデル間において有意差が認められた($p < 0.05$)．

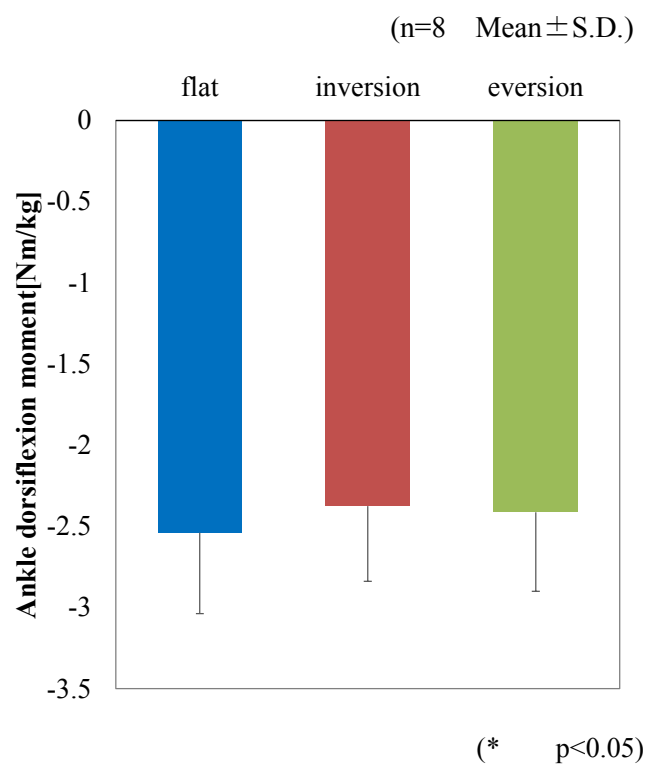


Fig 6.2.1 Ankle dorsiflexion moment at kicking out

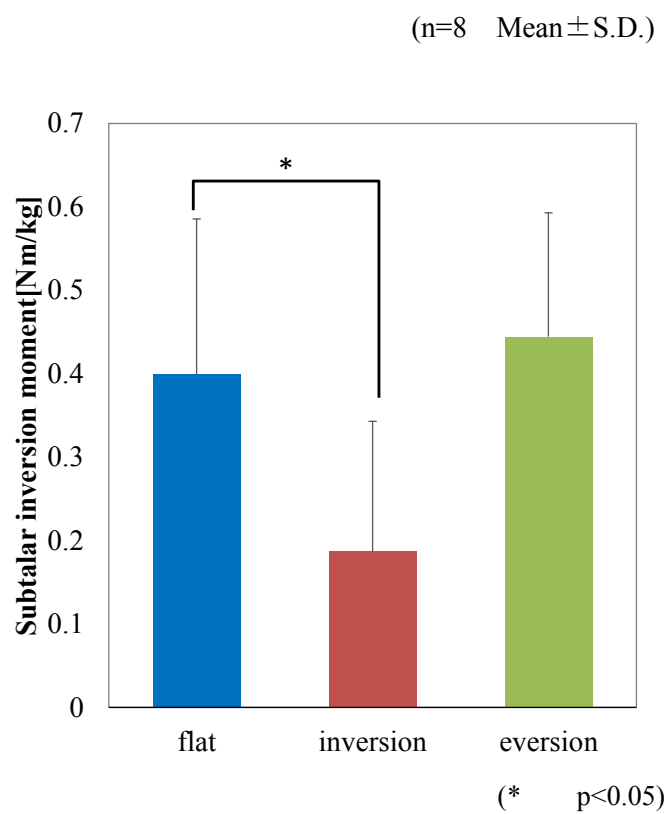


Fig 6.2.2 Subtalar inversion moment at kicking out

6.2.2 蹴り出し時における筋活動度

図 6.2.3 蹴り出し時における前脛骨筋 (TA) , 長腓骨筋 (PER) , ヒラメ筋 (SOL) , 腓腹筋 (GAS) の筋活動度を示す. 蹴り出し時において **eversion** モデルにおいて全体的に筋肉の活動が低下する傾向にあった. その中でも前脛骨筋 (TA) は **flat** モデルと **eversion** モデル間において有意差が認められた($p<0.05$).

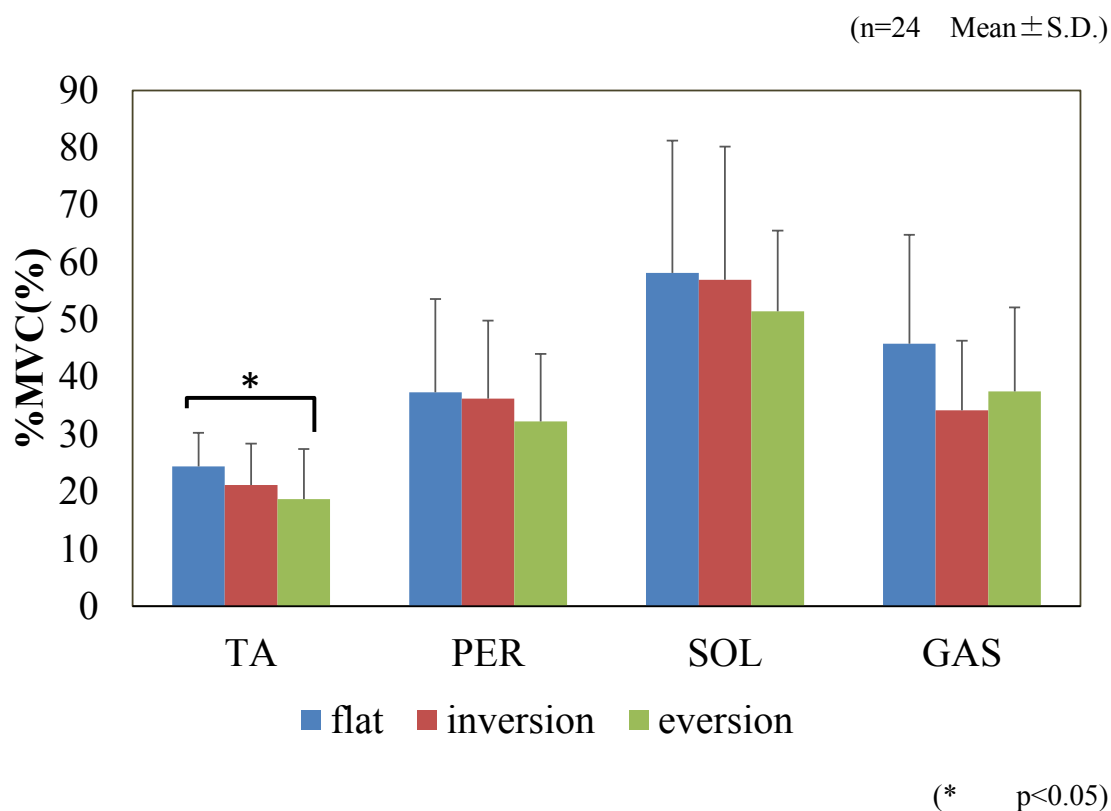


Fig 6.2.3 MVC at kicking out

6.3 接地時および蹴り出し時における考察

6.3.1 接地時における考察

接地時において、足部を内反させる傾斜を走行する際には距骨下関節における外反の関節モーメントが増加した（図 6.1.2）。これは接地時において、床反力の作用点が足関節中心よりも内側にあり（図 5.9）、その外力に抵抗するためであると考えられる。その一方で平地走行時と比べて筋肉の活動に差はなく（図 6.1.3）、特に足部を外反させる働きをする長腓骨筋の働きに差が無かったことから、筋肉による外反方向の働きは平地走行時と変わらないことが分かった。関節モーメントは筋や靱帯が発生させる内力であるため、モーメントの増加分は筋肉ではなく受動要素である靱帯が負担していることが示唆された。これは外力が 0.01 秒ほどのごく短い時間であったため、筋肉による対応が出来なかったためだと考えられる。

以上より、足部を内反させる傾斜を走行する場合、接地時において外側靱帯が外反方向の力を負担することとなるため、内反捻挫のリスクが増加することが考えられた。

6.3.2 蹴り出し時における考察

蹴り出し時において、足部を内反させる傾斜を走行する際には、平地に比べて内反モーメントが低下するので怪我のリスクは低減すると考えられる。一方で足部を外反させる傾斜を走行する際には、平地に比べ内反モーメントは同程度であるが筋肉の活動は低下する傾向にあった（図 6.2.2 および図 6.2.3）。蹴り出し時は底屈モーメントおよび内反モーメントが最大であり、足部に力が最もかかる瞬間である。その瞬間に、内外反の運動に携わる前脛骨筋と長腓骨筋の活動が共に低下したことから、関節の剛性が低下することが考えられる。これより、最も足部に力が加わる瞬間に筋肉の活動が低下することで左右方向の剛性が低下し、足部が不安定になることが示唆された。

以上より、足部を外反させる傾斜を走行する場合、蹴り出し時において足部の剛性が低下し、外反捻挫のリスクが増加することが考えられた。

7 章 結 言

本研究では、足関節捻挫の発症リスクを検証し予防策を提案することを目的とし、左右方向に側方傾斜を有した路面を走行する際の動作を計測した。その計測結果より、底屈、背屈方向の運動を受け持つ足関節と外反、内反の運動を受け持つ距骨下関節に生じるトルクと筋の活動を定量的な観点から比較、検討した。その結果、以下の知見が得られた。

・内反させる傾斜が足部に与える影響

接地時において、平地と比べて足部に内力として外反のモーメントが増加した一方で、平地走行時と比べて筋肉の活動に差は見られなかった。特に足部を外反させる働きをする長腓骨筋の働きに差が無かったことから、筋肉による外反方向の働きは平地走行時と変わらないことが分かった。この結果よりモーメントの増加分は筋肉ではなく受動要素である靭帯が負担していることが示唆された。これは外力が 0.01 秒ほどのごく短い時間であったため、筋肉による対応が出来なかったためだと考えられる。このことから、足部を内反させる傾斜を走行する場合、接地時において靭帯が負担することとなるため、捻挫のリスクが増加することが考えられる。

以上のことから、内反させる傾斜走行時には、接地時における傾斜による外力に対して筋肉による対応が出来ないため、捻挫対策として内反させる力を抑えるようなインソールなどの外部からの補助が必要である。

・外反させる傾斜が足部に与える影響

接地時において、足部の外反モーメントは平地と同程度であり、筋肉の活動にも大きな差は見られなかったことから、捻挫のリスクは平地と同程度であると考えられる。その一方で、蹴り出し時において内反モーメントは平地と同程度であったが、筋肉の活動は低下傾向にあった。蹴り出し時の足部に力が最も加わる瞬間に筋肉の活動が低下することで、足部の剛性が下がり不安定になることが示唆された。

以上のことから、外反させる傾斜走行時には、内外反の運動に関わる筋肉のトレーニングにより対応が可能であると考えた。

参考文献

-
- (1) 笹川スポーツ財団(2012), 『スポーツライフ・データ 2012』
 - (2) Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, et al.: The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech*, 2000, 33: 513-519.
 - (3) Medina McKeon JM, Bush HM, Reed A, Whittington A, Uhl TL, McKeon PO. : Return-to-play probabilities following new versus recurrent ankle sprains in high school athletes. *J Sci Med Sport*, 17 (1) : 23-28, 2014.
 - (4) Anandacoomarasamy A, Barnsley L. : Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med*, 39 (3) : e14., 2005.
 - (5) Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. : Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sports*, 12 (3) : 129-135, 2002.
 - (6) Verhagen RA, de Keizer G, van Dijk CN. : Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 114 (2) : 92-96, 1995.
 - (7) Kramer LC, Denegar CR, Buckley WE, Hertel J. : Factors associated with anterior cruciate ligament injury : history in female athletes. *J Sports Med Phys Fitness*, 47 (4) : 446-454, 2007.
 - (8) Terada M, Pfile KR, Pietrosimone BG, Gribble PA. : Effects of chronic ankle instability on energy dissipation in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc*, 2013.
 - (9) Terada M, Pietrosimone B, Gribble PA. : Individuals with chronic ankle instability exhibit altered landing knee kinematics : Potential link with the mechanism of loading for the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014.
 - (10) Terada M, Pietrosimone BG, Gribble PA. : Alterations in neuromuscular control at the knee in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*, 49 (5) : 599-607, 2014.
 - (11) Padua DA, Cameron KL, Beutler AI, de la Motte SJ, Kucera KL, Golightly YM, Marshall SW. : Prospective evaluation of musculoskeletal injury history as predictors for anterior cruciate ligament injury risk : The Jump- ACL study. *Osteoarthr Cartilage*, 23 : A171-A172, 2015.
 - (12) Terada M, Kosik KB, McCann RS, Gribble PA. : Diaphragm contractility in individuals with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*, 2016.
 - (13) Marshall PW, McKee AD, Murphy BA. : Impaired trunk and ankle stability in subjects with functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*, 41 (8) : 1549-1557, 2009. 105
 - (14) 安栽漢, 桜井伸二, 金興烈 : さまざまな傾斜の路面を走るときの下肢筋活動の差異～平地, 上り, 下り, 左右斜面について～, *体力科学* 56, pp167～178, 2007
 - (15) Kai, M. and Fukunaga, T., Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area by means of ultrasonic measurement, *Int. J. Sports Physiol*, 26, p.2632, 1968.
 - (16) Farfan, H.F., *Mechanical Disorders of the Low Back*. Lea and Febiger, Philadelphia, 1973.

- (17) Schultz, A., *et al.*, A. Loads on the lumbar spine. *J. Bone Jt Surg*, 64-A, pp.713-720, 1982.
- (18) Kobayashi T and Gamada K. : Lateral Ankle Sprain and Chronic Ankle Instability : A Critical Review. *Foot Ankle Spec*, 7 (4) : 298-326, 2014.
- (19) Frey C, Bell J, Teresi L, Kerr R, and Feder K. : A comparison of MRI and clinical examination of acute lateral ankle sprains. *Foot Ankle Int*, 17 (9) : 533-537, 1996.
- (20) Longo UG, Loppini M, Romeo G, van Dijk CN, Maffulli N, and Denaro V. : Bone bruises associated with acute ankle ligament injury : do they need treatment? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21 (6) : 1261-1268, 2013.
- (21) Gribble PA, *et al.*: Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium, *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(8):585-591, 2013.
- (22) Hertel J: Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability, *J Athl Train*, 37(4) : 364-375, 2002.
- (23) Hiller CE, *et al.* : Chronic ankle instability : evolution of the model. *J Athl Train*, (2) : 133-141, 2011.
- (24) Gribble PA, *et al.* : Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med*, 50(24) : 1496-1505, 2016.
- (25) Koshino Y, *et al.* : Kinematics and muscle activities of lower limb during a side-cutting task in subjects with chronic ankle instability, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24(4) : 1071-1080, 2016.
- (26) Koshino Y, *et al.*: Lower limb joint motion during a cross cutting movement differs in individuals with and without chronic ankle instability, *Phys Ther Sport*, 15(4): 242-248, 2014.
- (27) Rios JL, *et al.*: Individuals with chronic ankle instability compensate for their ankle deficits using proximal musculature to maintain reduced postural sway while kicking ball. *Hum Mov Sci*, 43:33-44, 2015.
- (28) Norkus SA, *et al.* : The anatomy and mechanisms of syndesmotic ankle sprains, *J Athl Train*, 36(1):68-73, 2001.
- (29) Bragonzoni L, *et al.*: The distal tibiofibular syndesmosis during passive foot flexion, RSA-based study on intact, ligament injured and screw fixed cadaver specimens, *Arch Orthop Trauma Surg*, 126(5): 304-308, 2006.
- (30) McCollum GA, *et al.*: Syndesmosis and deltoid ligament injuries in the athlete, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21(6): 1328-1337, 2013.
- (31) Swenson DM. *et al.* : Epidemiology of U.S. high school sports-related ligamentous ankle injuries, 2005-2010/11, *Clin J Sport Med*, 23(3) : 190-196, 2013

- (32) Kerkhoffs GM, et al : Anterior lateral ankle ligament damage and anterior talocalcaneal-joint laxity : an overview of the in vitro reports in literature. Clin Biomech(Bristol, Avon),16:635-643,2001.
- (33) Kovalski JE, et al : Joint stability characteristics of the ankle complex after lateral ligamentous injury, part 1: a laboratory comparison using arthrometric measurement, J Athl Train,49(2):192-197,2014
- (34) Fuji T, et al : Ankle stability in simulated lateral ankle ligament injuries, Foot Ankle int, 31(6) :531-537,2010
- (35) Caputo AM,et al : In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability, Am J Sports Med ,37(11) : 2241-2248,2009
- (36) Li HY, et al : Mri identification of the fibular and talus position in patients with mechanical ankle instability, Int J Sports Med,38(7) : 546-550,2017
- (37) Tochigi Y,et al ;Acute inversion injury of the ankle : magnetic resonance imaging and clinical outcomes, Foot Ankle Int, 19(11) :730-734,1998
- (38) Pallegriani MJ, et al :Systematic quantification of stabilizing effects of subtalar joint soft-tissue constraints novel cadaveric model, J Bone Joint Surg Am,98(10): 842-848,2016
- (39) Weindel S, et al : Subtalar instability : a biomechanical cadaver study, Arch Orthop Trauma Surg,130(3): 313-319,2010
- (40) Kjaersgaard-Anderson P, et al : Effect of the calcaneofibular ligament on hindfoot rotation in amputation specimens, Acta Orthop Scand, 58(2) 135-138,1987
- (41) Contini, R.. BodySegmentParameterS, PartII, ArtificialLimbs16, pp.1-19, 1972.
- (42) Zatsiorsky,V. et al, The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body, Biomechanics VIII B, pp.1152-1159, 1983.
- (43) Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp E.L., Rosen, J.M.: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 37, pp. 757-767, 1990.
- (44) Inman, V.T. The Joints of the Ankle. Baltimore: Williams & Wilkins, 1976.
- (45) Anderson F.C., Pandy M.G.: A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2:201-231, 1999.

謝辞

本研究を行うにあたり，理学療法的な見地から研究の指針となる多数のご助言を賜りました鈴鹿医療科学大学保健衛生学部理学療法学科の中俣孝昭先生に感謝申し上げます。先生の温かく丁寧なご指導があつてこそ，3年間の研究生生活を乗り越えられたのだと感じております。

そして，本研究を遂行するに当たり，多数のご指導を賜りました稲葉忠司教授，吉川高正准教授，馬場創太郎助教授には心より御礼申し上げます。お三方による幅広い視点からのご助言によって，本論文や研究発表を形にすることが出来ました。

また，ご多忙にも関わらず，本論文の副査を引き受けて頂きました材料機能設計研究室の鈴木泰之教授にお礼申し上げます。

被験者として私の実験にご協力頂いた同期，後輩，鈴鹿医療科学大学の学生の皆様に厚くお礼申しあげます。B4の牧野内君，菊谷君においては被験者のみならず実験のサポートまでして頂き，深く感謝いたします。

最後に，共に研究生生活を過ごした青木君，河野君，栗本君，柳谷君，吉村君をはじめとする生体システム工学研究室の皆様に感謝いたします。

中村 亮太