

図・本館

平成 10, 11, 12 年度科学研究費補助金  
基盤研究 (B)(2) : 課題番号10558001  
研究成果報告書

不整地歩行シミュレーションシステムの開発

平成13年2月

研究代表者 桜 井 伸 二  
名古屋大学総合保健体育科学センター

## 研究代表者

桜井 伸二: 名古屋大学 総合保健体育科学センター 助教授

## 研究分担者

矢部京之助: 名古屋大学 総合保健体育科学センター 教授

池上 康男: 名古屋大学 総合保健体育科学センター 教授

石田 浩司: 名古屋大学 総合保健体育科学センター 助教授

近藤 孝晴: 名古屋大学 総合保健体育科学センター 教授

## 研究協力者

白井 宏明: 名古屋大学大学院 人間情報学研究科 博士前期課程  
(名古屋市総合リハビリテーションセンター)

佐野 真也: 名古屋大学大学院 人間情報学研究科 博士前期課程

十都 和也: 名古屋大学大学院 人間情報学研究科 博士前期課程

## 研究経費

平成10年度	8,300千円
平成11年度	4,600千円
平成12年度	1,300千円
計	14,200千円

## 研究発表

### (1) シンポジウム発表

Sakurai, S., Y. Ikegami, H. Nunome, and K. Yabe: Development of a simulator for walking on uneven terrain, The 17th Congress of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 1999.

### (2) 出版物

Sakurai, S., Y. Ikegami, H. Nunome, and K. Yabe: Development of a simulator for walking on uneven terrain, Proceedings of The 17th Congress of the International Society of Biomechanics, , 1999.

# 目次

(1) 不整地歩行研究の必要性	・・・	1
1.1 高齢者の転倒		
1.2 これまでの歩行研究の限界		
1.3 不整地歩行で明らかになるもの		
(2) 測定装置の開発	・・・	2
2.1 不整地歩行シミュレータの概要		
2.2 特徴		
2.3 装置の構成と図面		
(3) 基本測定 -傾斜の違いが定常歩行に及ぼす影響について-	8	
3.1 方法		
3.2 結果		
3.2.1 下肢関節角度変化		
3.2.2 足圧分布		
(4) 応用測定 -つまずき後の回復動作の研究-	・・・	24
4.1 背景		
4.2 つまずき解析の文献レビュー		
4.3 目的		
4.4 方法		
4.5 結果		
4.6 考察		
(5) まとめ	・・・	31
(6) 文献	・・・	32

# 1. 不整地歩行研究の必要性

## 1.1. 高齢者の転倒

高齢者における不慮の事故のうち、転倒による怪我は事故原因中の最多を占める。日本の65歳以上の高齢者において、1年間に転倒する人の割合は、在宅では10~20%、老人ホームでは13~37%と高い数値が報告されている<sup>(1)</sup>。転倒は寝たきりや積極性の減退につながり、生活の質そのものを低下させることから、いわば社会問題として転倒予防がとりくまれている。また歩行能力向上の視点からみると、これまでの歩行訓練が訓練室内の屋内整地歩行訓練が主体となっていたことが反省され、今後は実生活上の歩行（実用歩行能力）を重要視すべきだと提議され<sup>(2)</sup>、どんな場面でも、転ばないよう安全に歩くことの大切さが再認識されている。

## 1.2. これまでの歩行研究の限界

歩行を含めて、ヒトの運動の特徴は「驚異的な柔軟性」にある<sup>(3)</sup>。筋骨格系や神経系などの莫大な数の要素からなる複雑なシステムに対して、バイオメカニクスの先行研究者は、その原理を明らかにするためにモデル化を行ってきた。人体を少数のセグメントに分割し、ビデオ撮影によって得た3次元空間座標から、計算機上で動きを再構成する手法<sup>(4)(5)</sup>などは、その代表例である。このように当初、いかにして単純化するかが問題視された結果、いきおい分析対象までも単純な直進・水平歩行の分析が主流となった。またエネルギー消費の問題についても同様で、負荷試験の都合上、上り坂の分析は行われても、下り坂の分析<sup>(6)</sup>はごくまれであり、横方向に下がっている路面（片流れ路）やデコボコ路の分析は対象外とされてきた。

## 1.3. 不整地歩行で明らかになるもの

はたして単純な直進・水平歩行が、ヒトの歩行能力をすべてにわたって反映しているかどうかという疑問が残り、それが不整地歩行研究の着眼点となった。研究代表者である Sakurai, et al は下り坂歩行における膝伸展トルクおよび膝伸展パワーを計測し、トルクで平地の2.2倍、またパワーで5.9倍必要であることを報告している<sup>(7)</sup>。このことより、「負荷のより大きい下り坂の方が、より転倒しやすいのではないか」との仮説も十分考えられる。

また障害者歩行の臨床現場で指摘されているものとして、舗道の片流れの問題がある。通常の一般舗道は雨水の排水のために、わずかの角度であるが横方向に傾斜していて、それが障害者の歩行を妨げている。特に歩行が不安定なものほど、この影響を受けやすく、指導方法が模索されている。以上の経緯から、本研究では不整地における歩行を実現する専用装置「不整地歩行シミュレーター」を開発することで、これら諸問題の解明を試みた。

## 2. 測定装置の開発

### 2.1. 不整地歩行シミュレーターの概要

トレッドミルを改良することにより、上り坂、下り坂、横（左右）方向へ傾斜した片流れ路、およびその組み合わせで、歩行路面のあらゆる傾斜を再現することができ、また路面の凹凸を再現する装置の開発を目指した。そのためトレッドミルとは独立した駆動装置により、歩行路面の前後方向と左右方向の傾斜角度の設定を独立して行うことができるようにした。また歩行路面の凹凸を再現するために、障害物を取り付けることができるよう、路面がキャタピラー（スラットベルト）式のトレッドミルを採用した。

トレッドミル歩行は床上歩行と比較して、歩行特性は近似しているものの、立脚中期から後期にかけての垂直床反力がわずかに低下することが指摘されている<sup>(8)</sup>。しかし環境因子をコントロールしやすいこと、歩行スピードを一定に保ち易いこと、更には床上歩行路より長距離・長時間の試行が可能なことなど利点も多く、研究に広く用いられている。

### 2.2. 特徴

- ・ 長手、横手独立の傾斜角度設定が可能である
- ・ 被験者転倒時に停止させるための安全スイッチを装備している
- ・ トレッドミル両側には床の斜度を変更可能なプラットフォームが付属している
- ・ トレッドミルの走行面両側には調節式の手すりが設置してある。
- ・ 被験者転倒時は門型のフレームにより体幹を安全に保持できる。
- ・ トレッドミル傾斜装置の操作は別置式の操作スタンドより行うことができる。
- ・ トレッドミルの走行面にブロックを取り付けることにより路面の凹凸を再現することができる。

### 2.3. 装置の構成と図面

不整地歩行シミュレーター（酒井医療製 EX0-43BT & U-0063）は大きく分けて5個のブロックから成る（図1）。各ブロックはトレッドミル本体（図2）、傾斜装置（図3）、プラットフォーム2台（図4）、そして体幹保持装置（図5）である。他に操作スタンド（図6）があり、配置図を図7に示す。

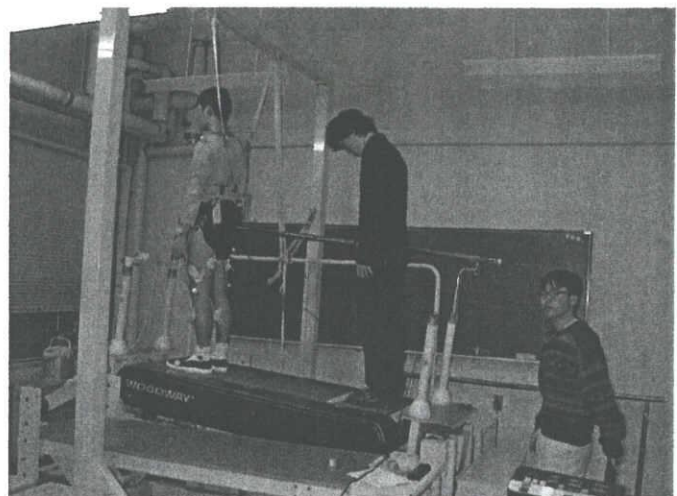


図1 不整地歩行シミュレーター全景

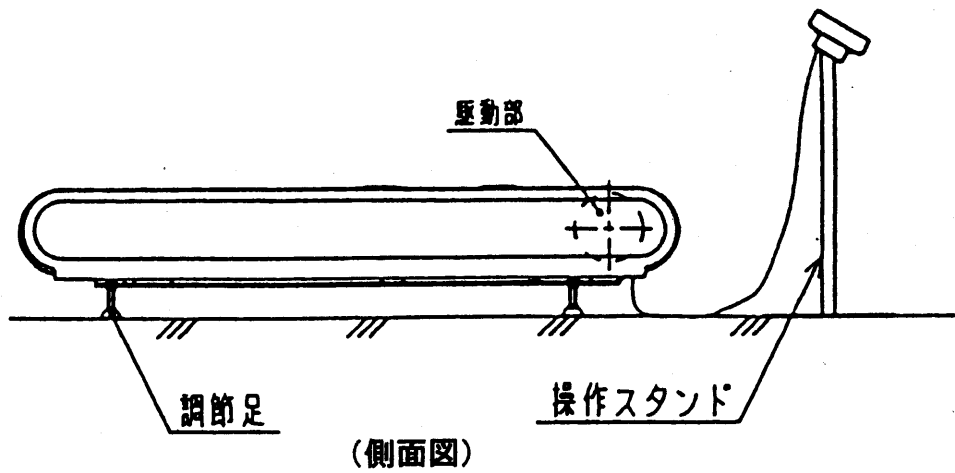
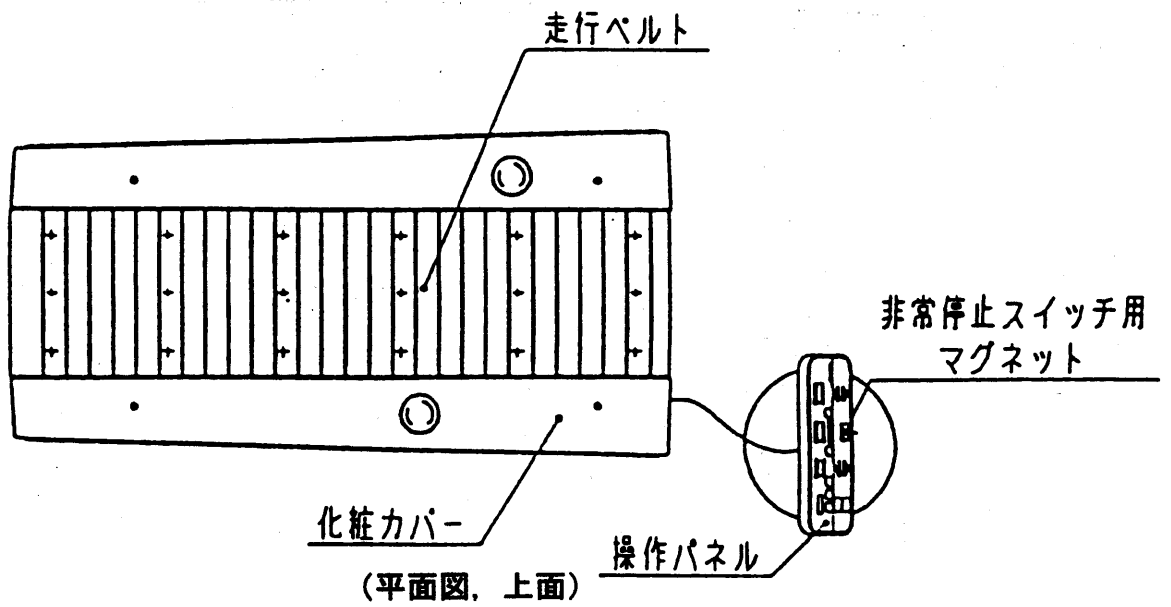
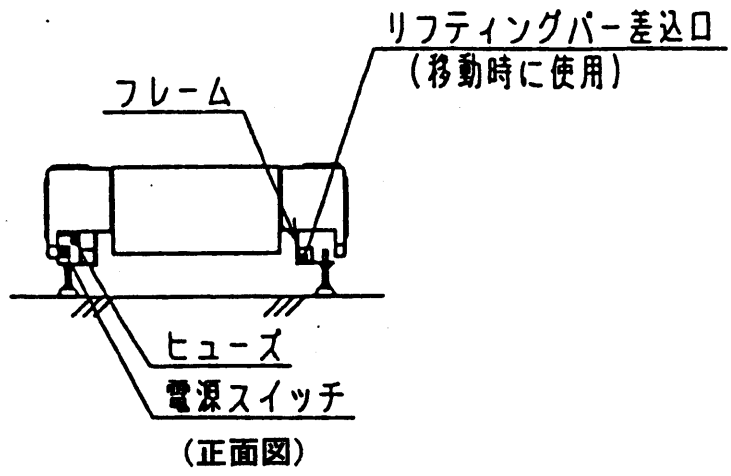


図 2 トレッドミル本体

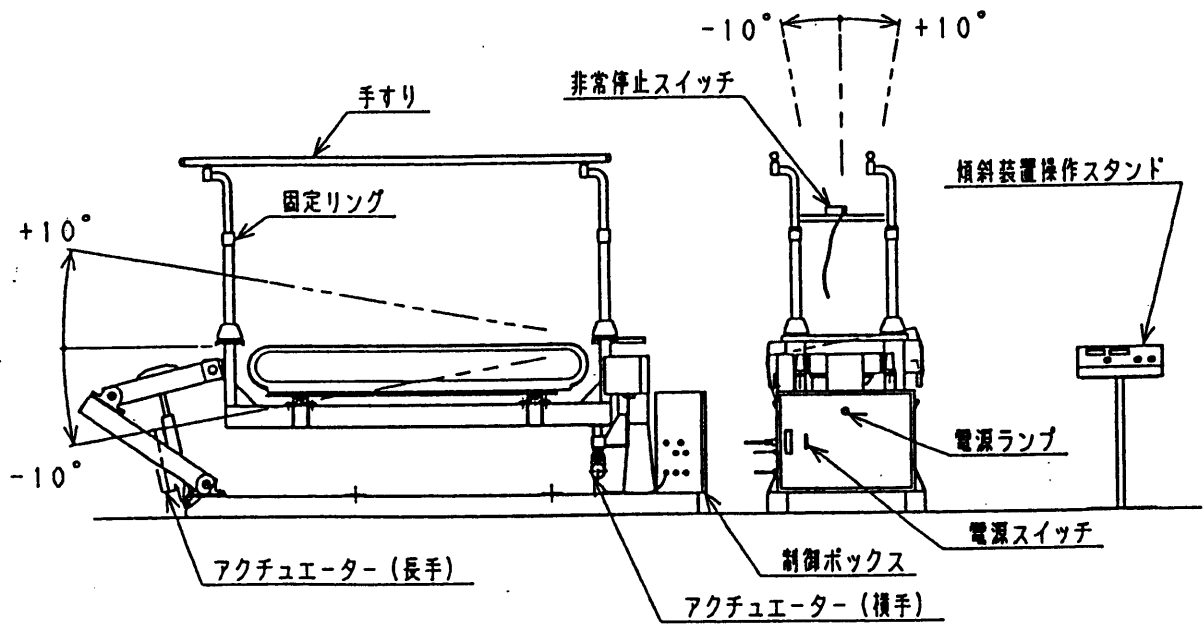
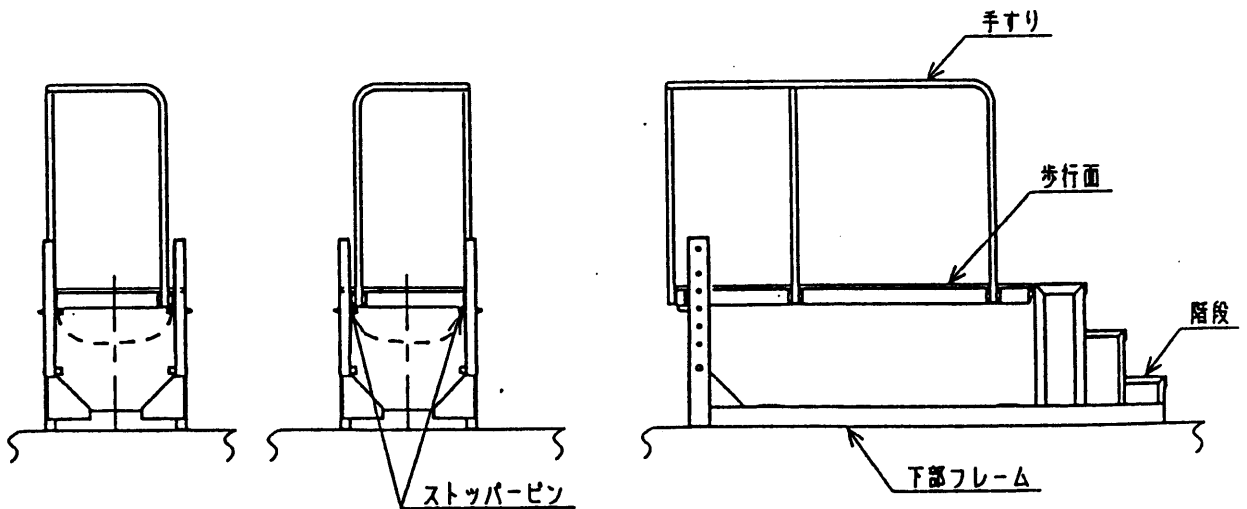


図 3 トレッドミル傾斜装置



(正面図)

(側面図)

図 4 プラットフォーム

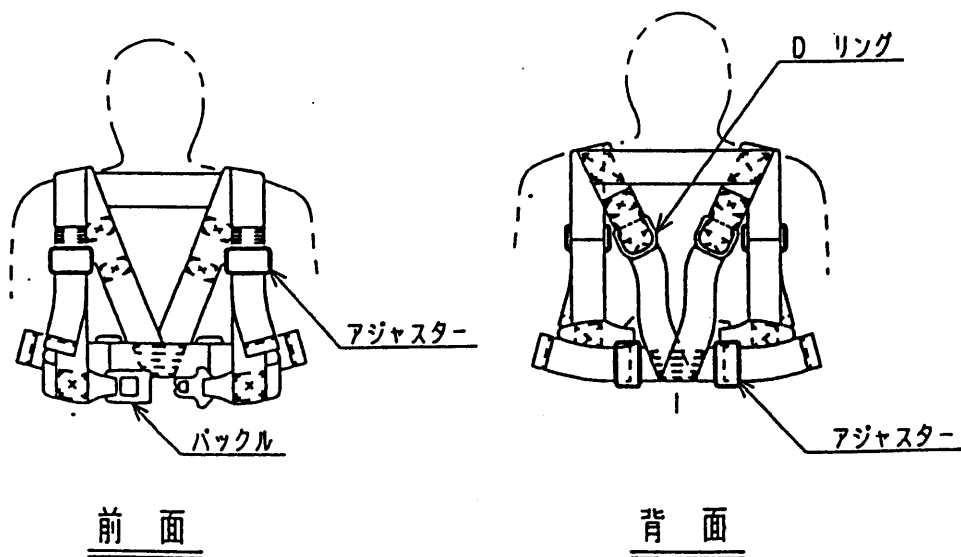
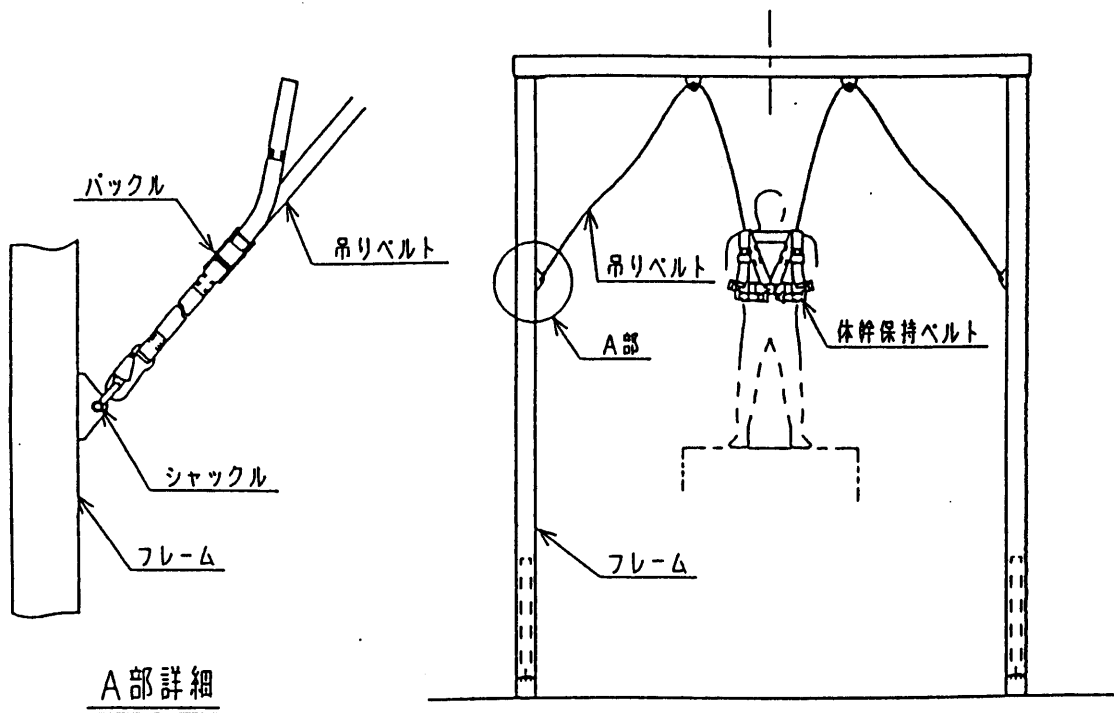


図 5 体幹保持装置



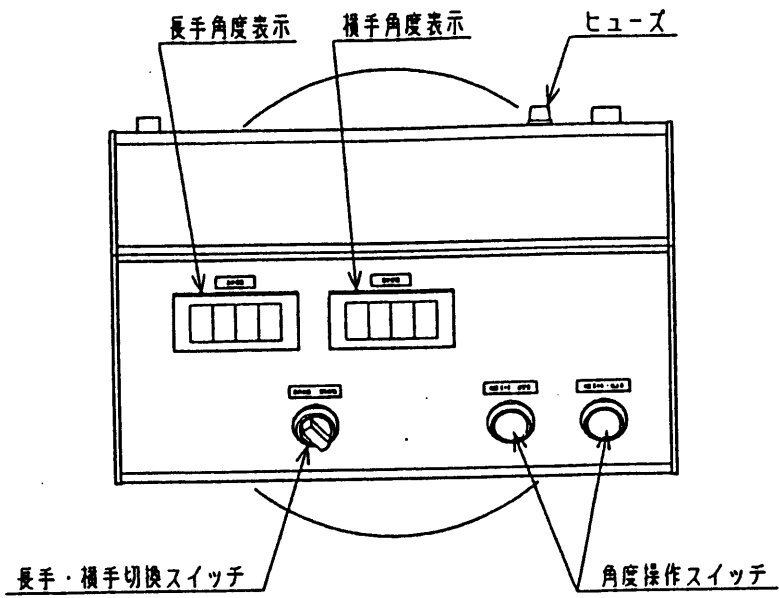


図 6 操作スタンド

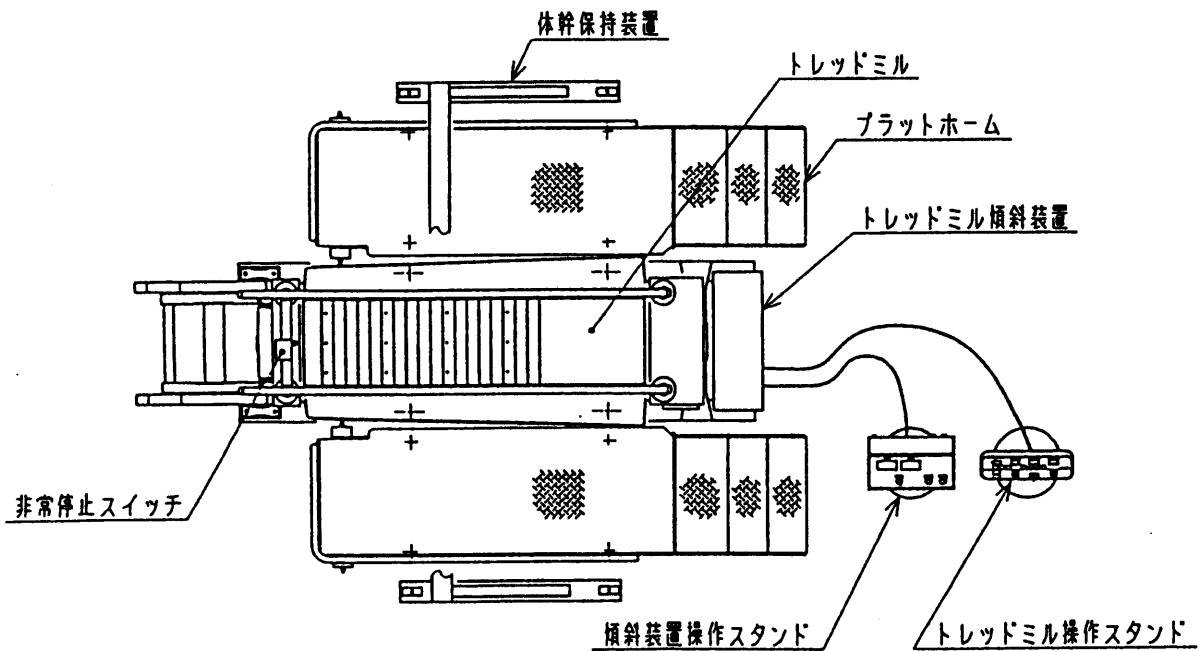


図 7 不整地歩行シミュレーター各ユニットの配置図 (平面図)

## 2.4. 仕様

トレッドミル傾斜装置の仕様を表 1 に、トレッドミル本体の仕様を表 2 に示す。

表 1 トレッドミル傾斜装置仕様

外形寸法	800 (W) × 3200 (L) × 1800 (H) mm
電源	AC100V
消費電力	210VA
駆動方式	電動アクチュエーター×2
傾斜範囲	長手方向：±10°      横手方向：±10°
材質 本体	スチール製 塗装仕上げ
材質 手すり	ステンレス製

表 2 トレッドミル本体の仕様

寸法	1700 (L) × 860 (W) × 137 (H)
重量	180kg
最大荷重	100kg
ベルト速度	0～10km/h
走行速度精度	±0.2km/h
走行ベルト	スラット数 60 枚, 43cm 幅, 交換可能型
スラットタイプ	アルミスラットにゴム焼付け
走行面	156cm × 43cm

### 3. 基本測定——傾斜の違いが定常歩行に及ぼす影響について

#### 3.1. 方法

被験者は健常成人1名(25歳男性, 身長179cm, 体重70kg)であった。歩行速度は1.0m/s(3.6km/h)とし, 歩調はメトロノームにて100steps/minに規定した。トレッドミル路面の傾斜はピッチ(前後:長手方向)及びロール(左右:横手方向)角をそれぞれ+5, ±0, -5度とした。3種のピッチ角(上り:uphill+5度, 水平:level±0度, 下り:downhill-5度)と3種のロール角(左下がり:L-down+5度, 水平:level±0度, 右下がり:R-down-5度)の組み合わせにより合計9種の試行となる。さらに平地歩行時に高さ3cmのブロックを出現させることにより, つまずきを引き起こした。

データ記録は, シャッターの開閉を同時に行うように調整した2台のビデオカメラからDLT法による3次元座標計測を行った。撮影速度は60Hzであった。身体各部のマーカの座標値から下肢関節角度を算出した。また表面筋電図を右下肢の4筋(内側広筋:VM, 大腿二頭筋:BF, 前脛骨筋:TA, 腓腹筋:GA)から記録した。さらに足圧分布測定装置(Novel, Pedar Mobile)によって立脚期の足圧を測定した。この足圧分布測定装置は靴底に敷いたインソールタイプのマットで片足分に99個のセンサーを有している。

#### 3.2. 結果

##### 3.2.1. 下肢関節角度変化

歩行中の右膝関節角度変化について, ピッチ角を同一にしておいて, ロール角を変化させた時の比較を図8に示す。

同じく, ロール角を同一にしておいて, ピッチ角を変化させた時の右膝関節角度変化を図9に示す。

また左および右脚につまずきをおこさせた場合と, 通常の平地歩行の場合の右膝関節角度変化を図10に示した。

##### 3.2.2. 表面筋電図

9通りの歩行路面の傾斜について, 各試行における下肢4筋の表面筋電図を図11に示す。また平地歩行においてつまずきをおこした場合の表面筋電図を図12に示す。

##### 3.2.3. 足圧分布

足底部各センサーの各試行中の圧力最大値を図13-A~図13-Iに示した。

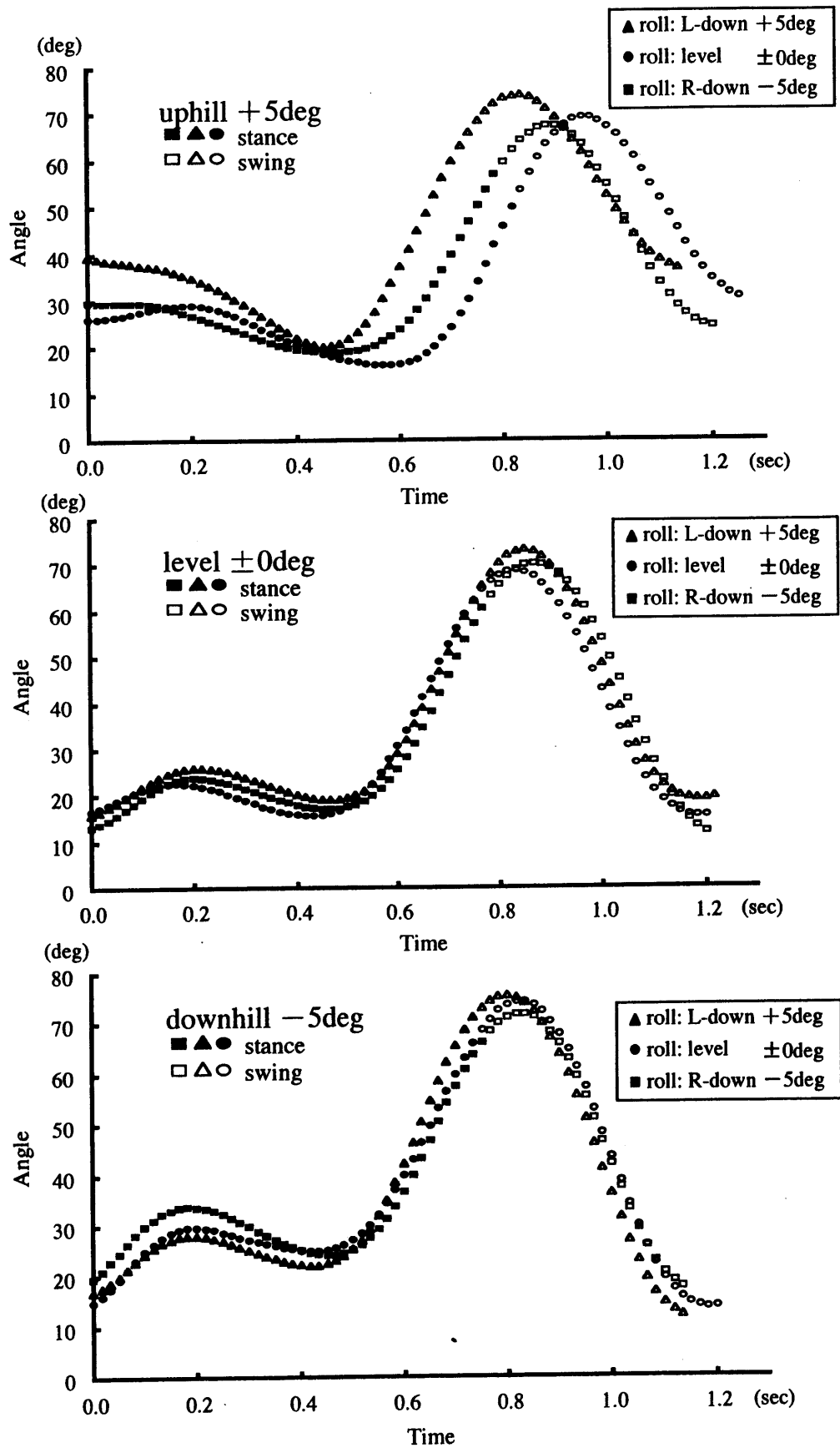


図 8 歩行 1 サイクル中の右膝関節角度変化 (ピッチ角を同一にしておいて、ロール角を変化させた時)

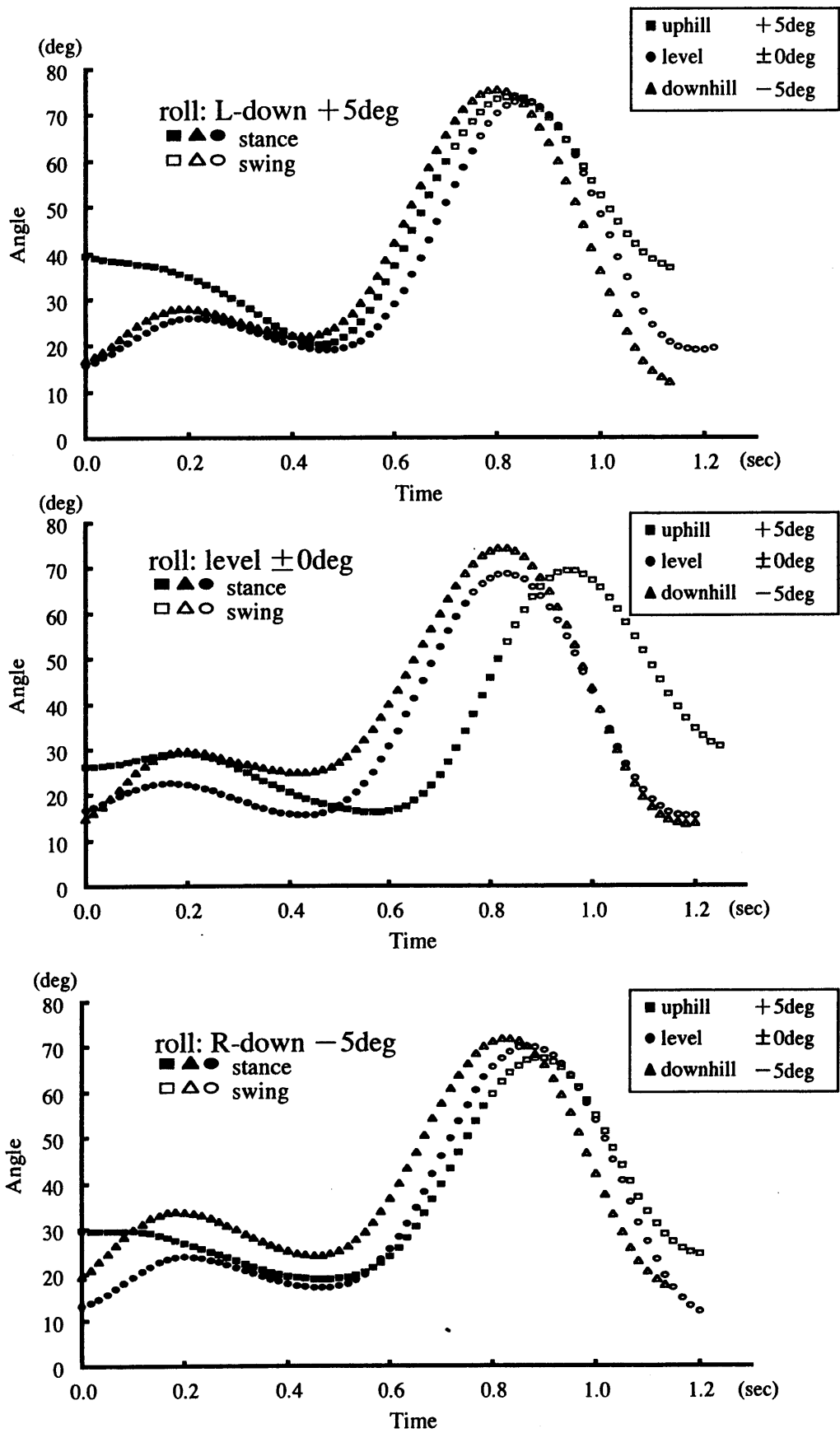


図 9 歩行 1 サイクル中の右膝関節角度変化 (ロール角を同一にしておいて、ピッチ角を変化させた時)

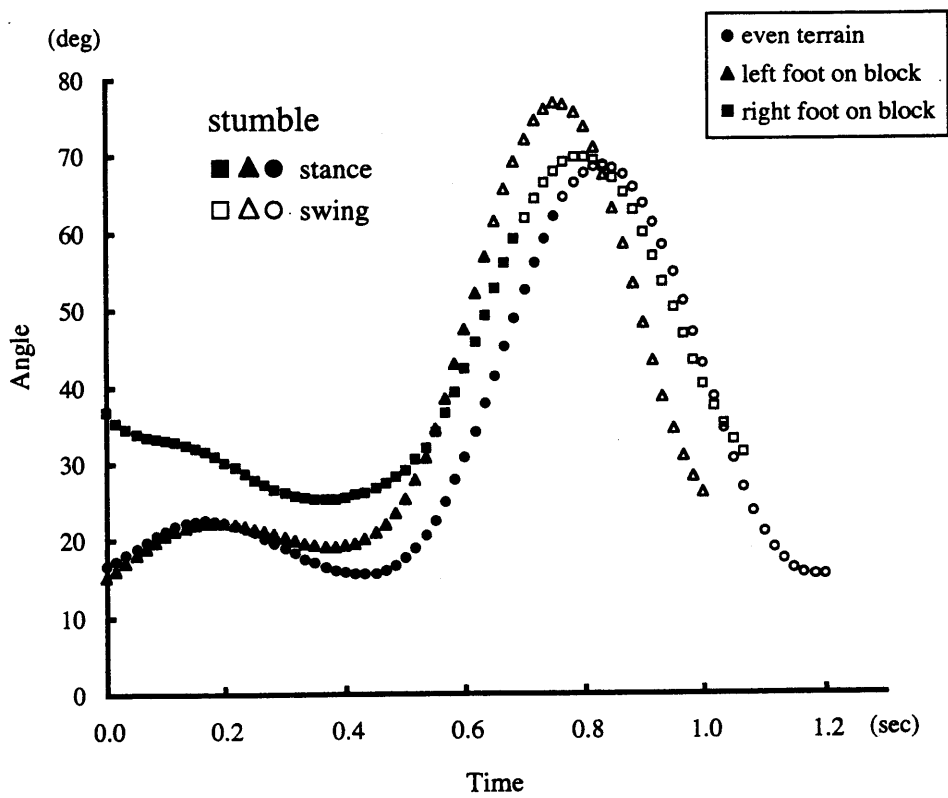
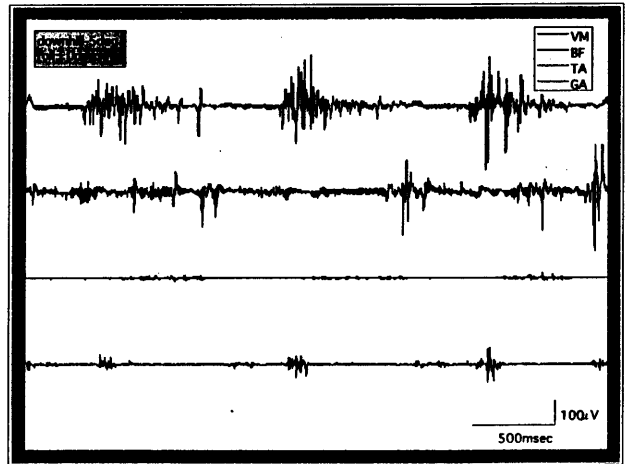
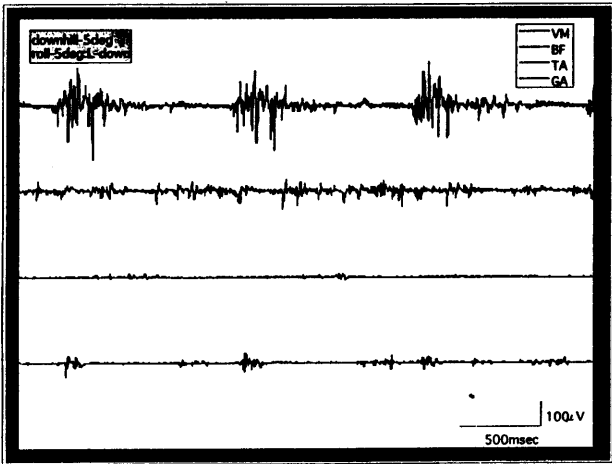
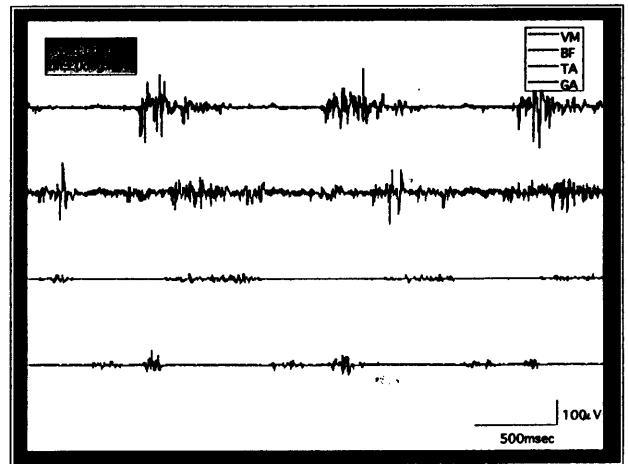
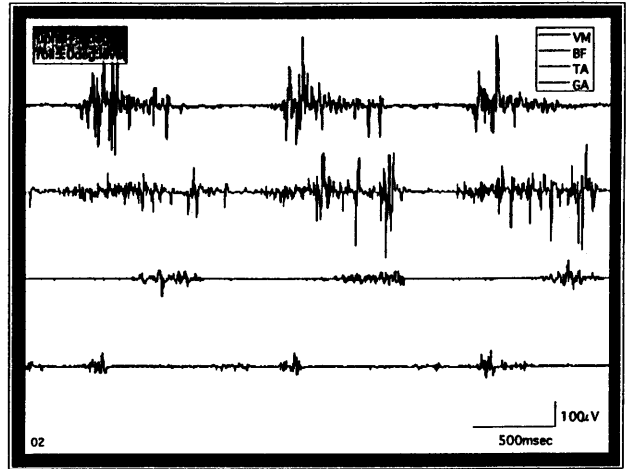
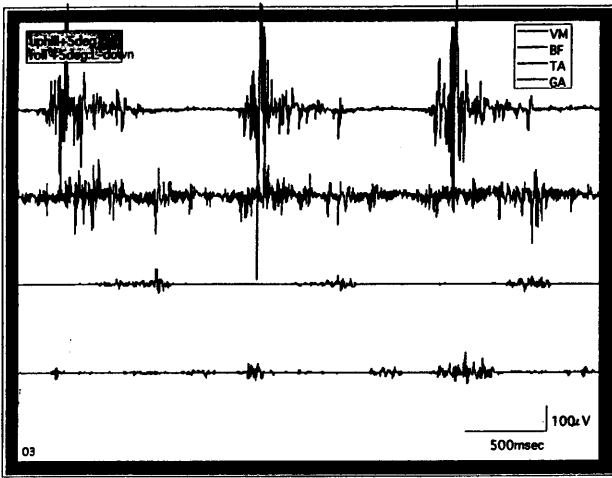
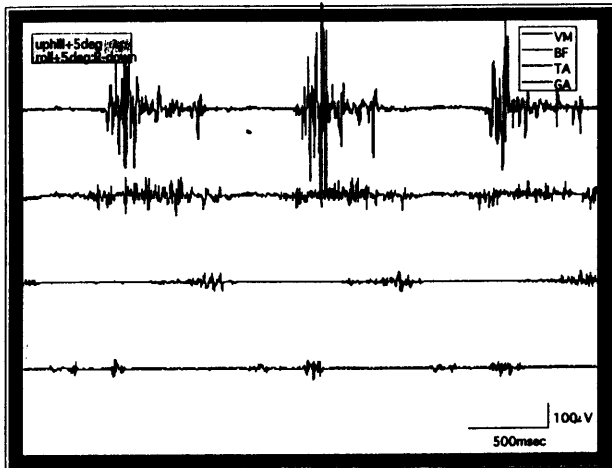


図 10 歩行 1 サイクル中の右膝関節角度変化  
(定常歩行とつまずき歩行との比較)



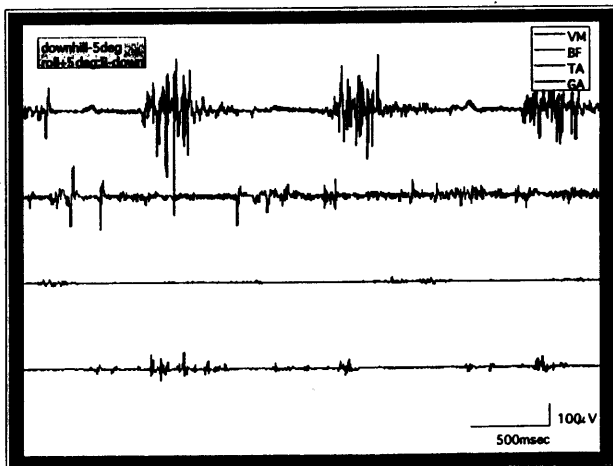
+5 deg L-down

0deg level



+5 deg  
Uphill

0 deg  
level



-5 deg  
downhill

-5 deg R-down

図 11 歩行中の下肢 4 筋の表面筋電図 (上段より内側広筋 : VM, 大腿二頭筋 : BF, 前脛骨筋 : TA, 腓腹筋 : GA を示す。傾斜は上り坂 : uphill, 水平 : level, 下り坂 : downhill, 左下がり : L-down, 右下がり : R-down を示す。)



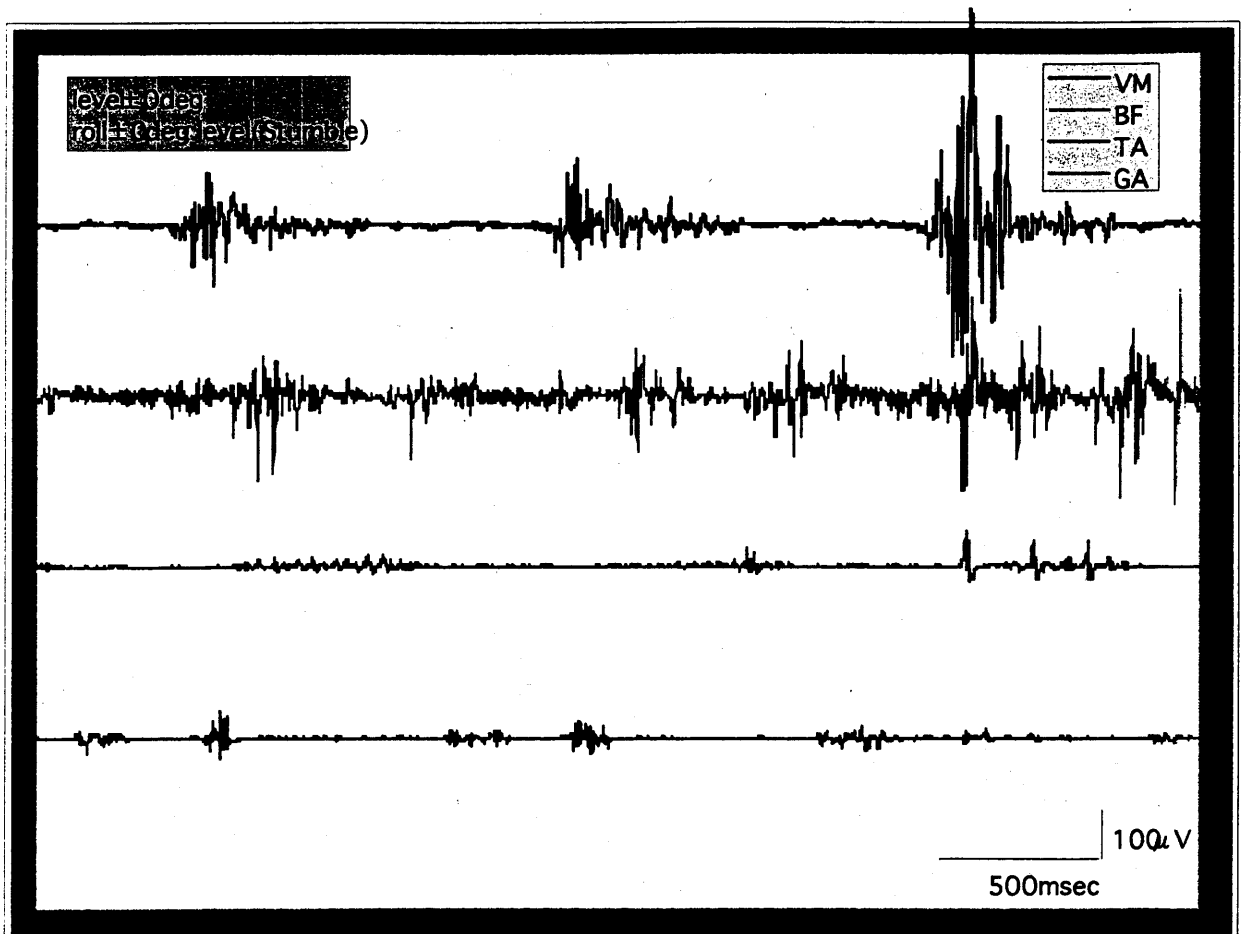


図 12 歩行中の下肢 4 筋の表面筋電図 (つまずき歩行の場合で、  
 上段より内側広筋 : VM, 大腿二頭筋 : BF, 前脛骨筋 : TA,  
 腓腹筋 : GA を示す。傾斜は水平路であった。)

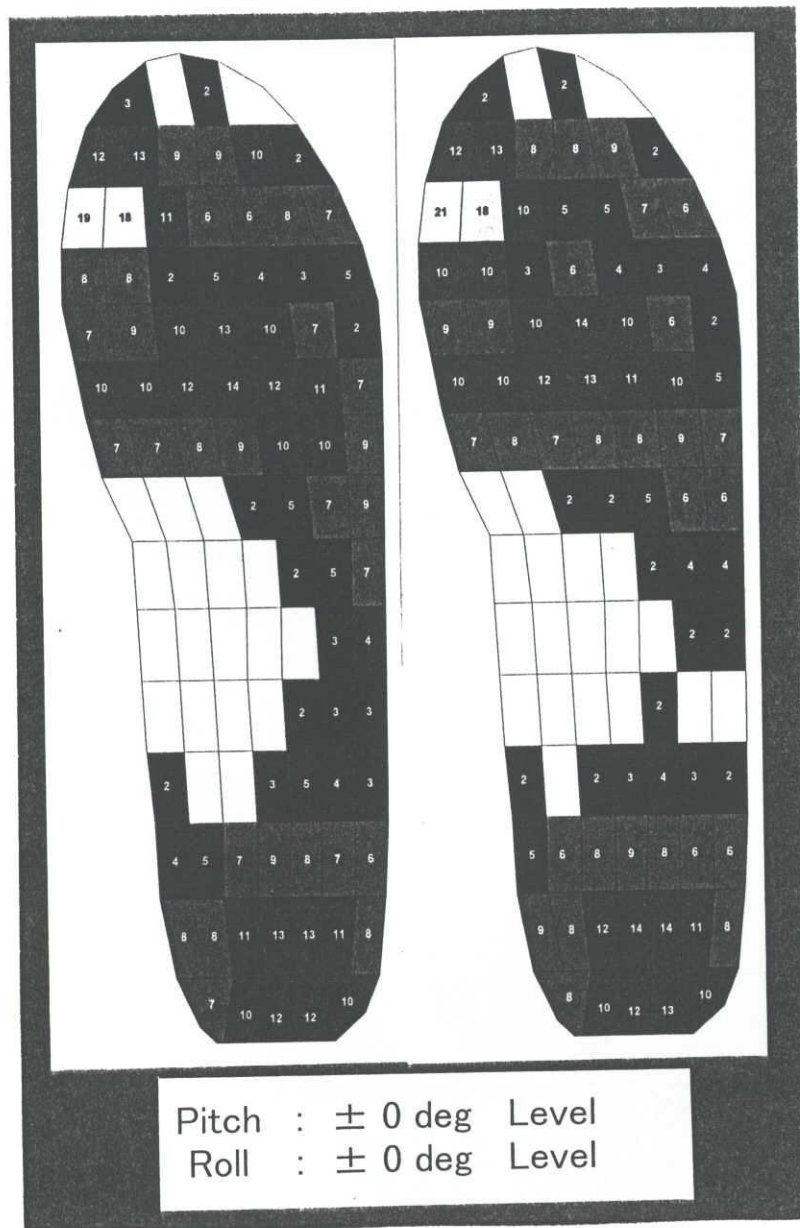


図 13-A 足圧分布（各種傾斜時の歩行中の足底各部における  
 圧力最大値[N/cm<sup>2</sup>]を歩行中の2歩について示す。）

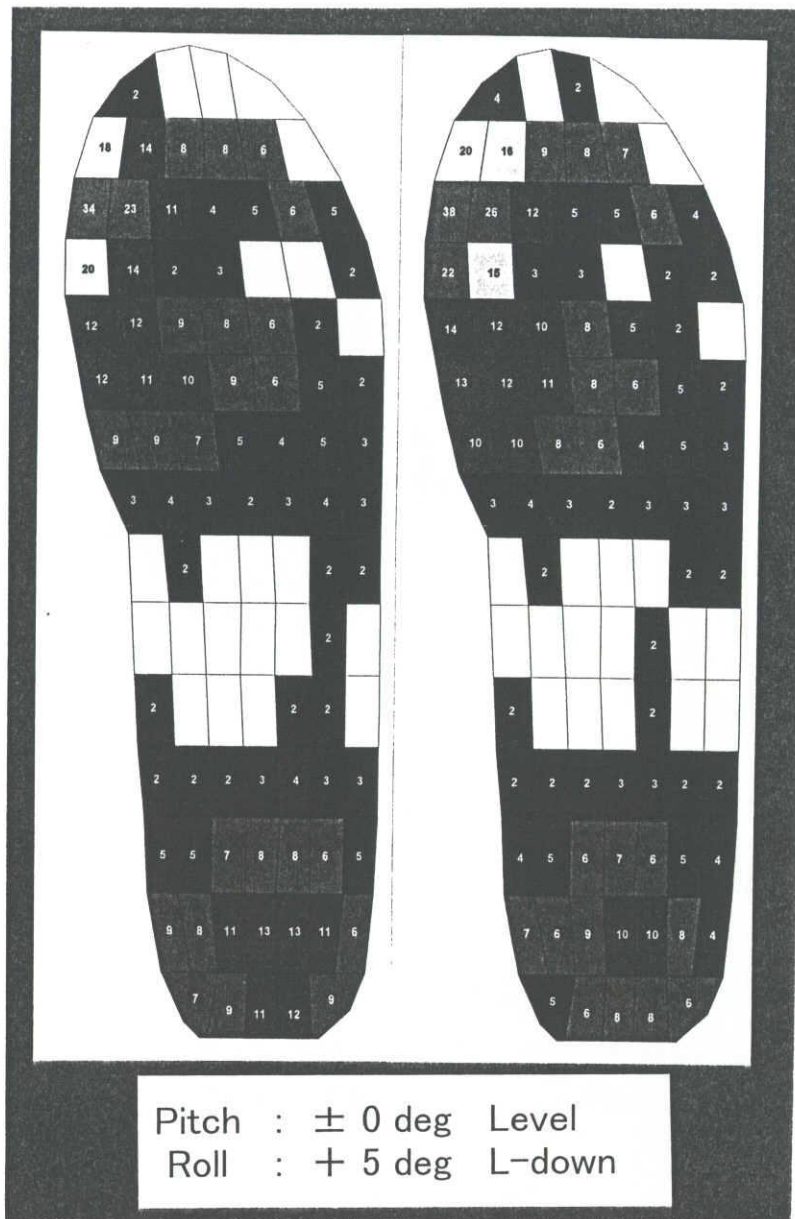
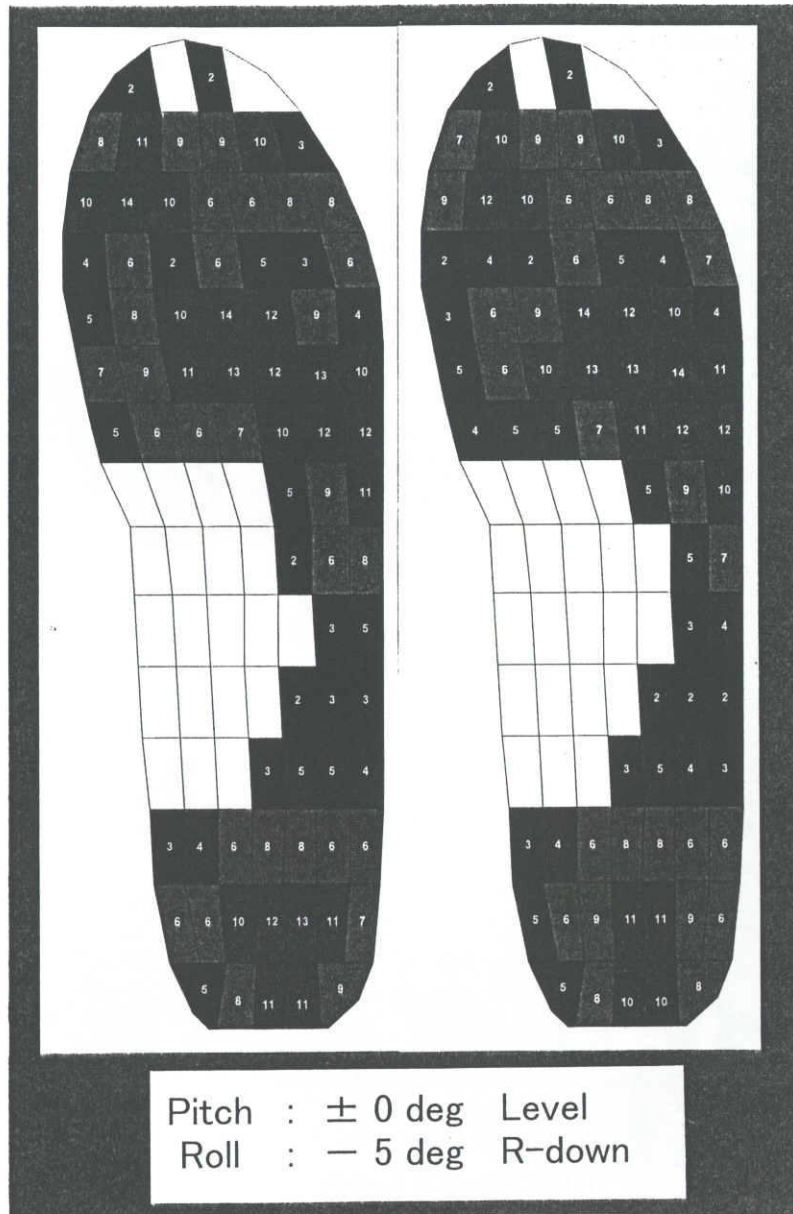


図 13-B



☒ 13-C

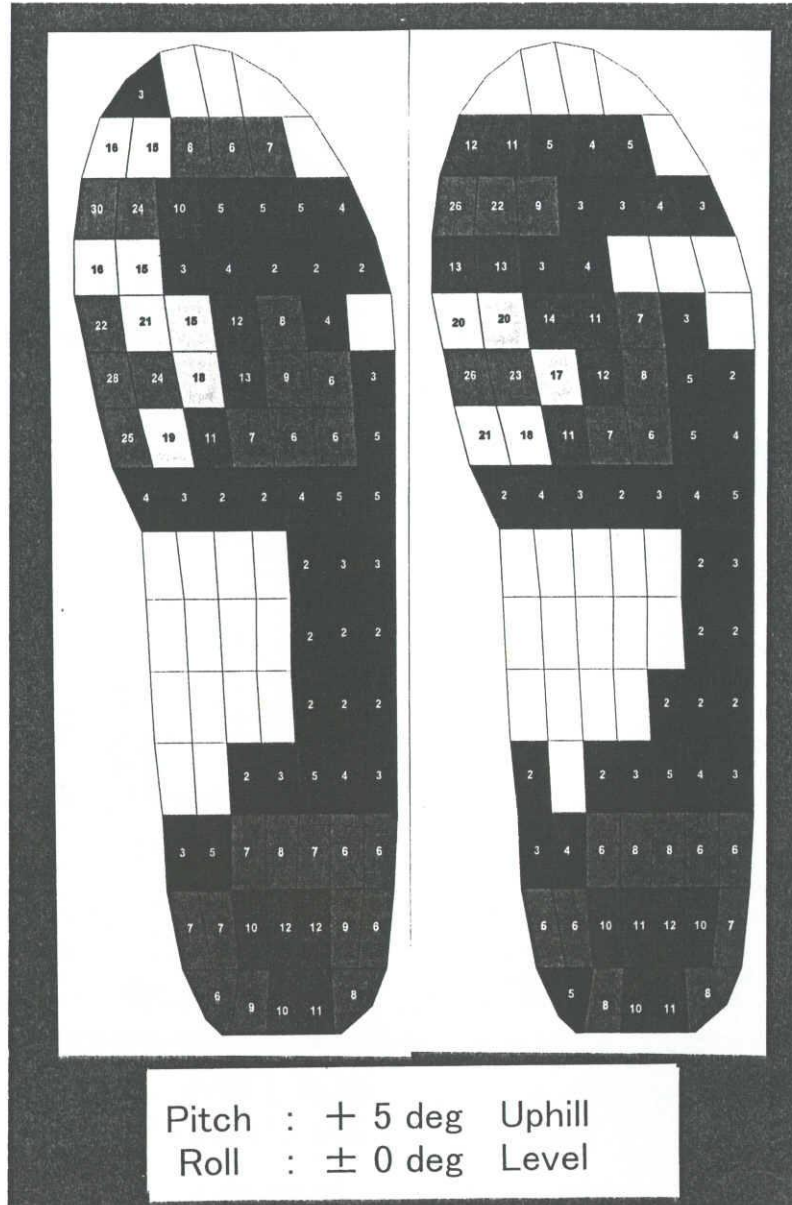


図 13-D

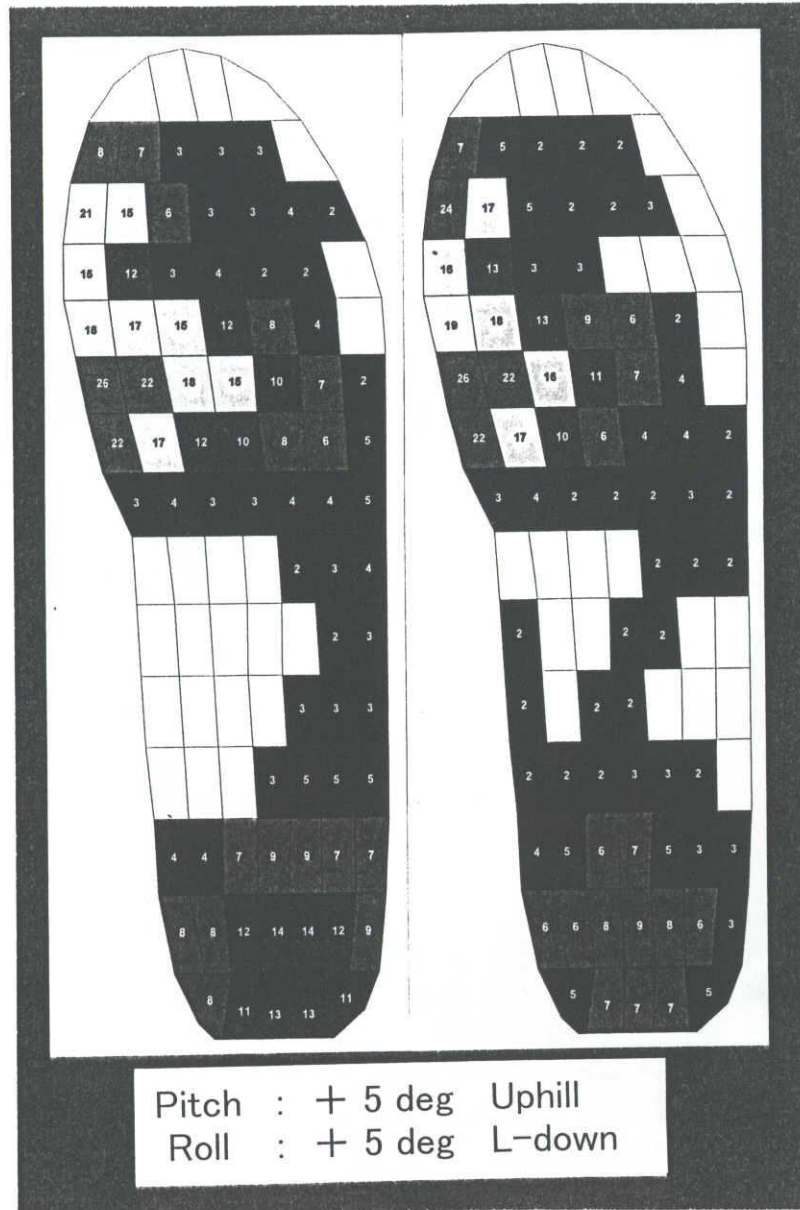


图 13-E

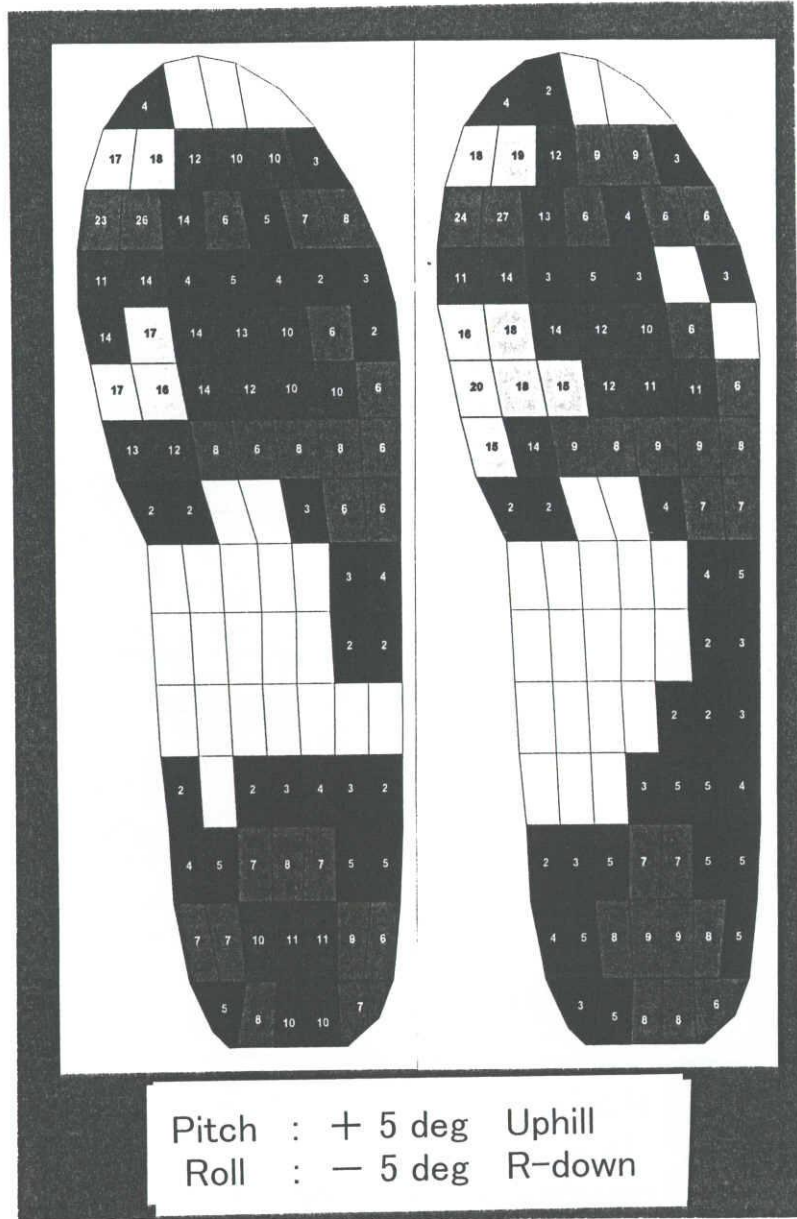
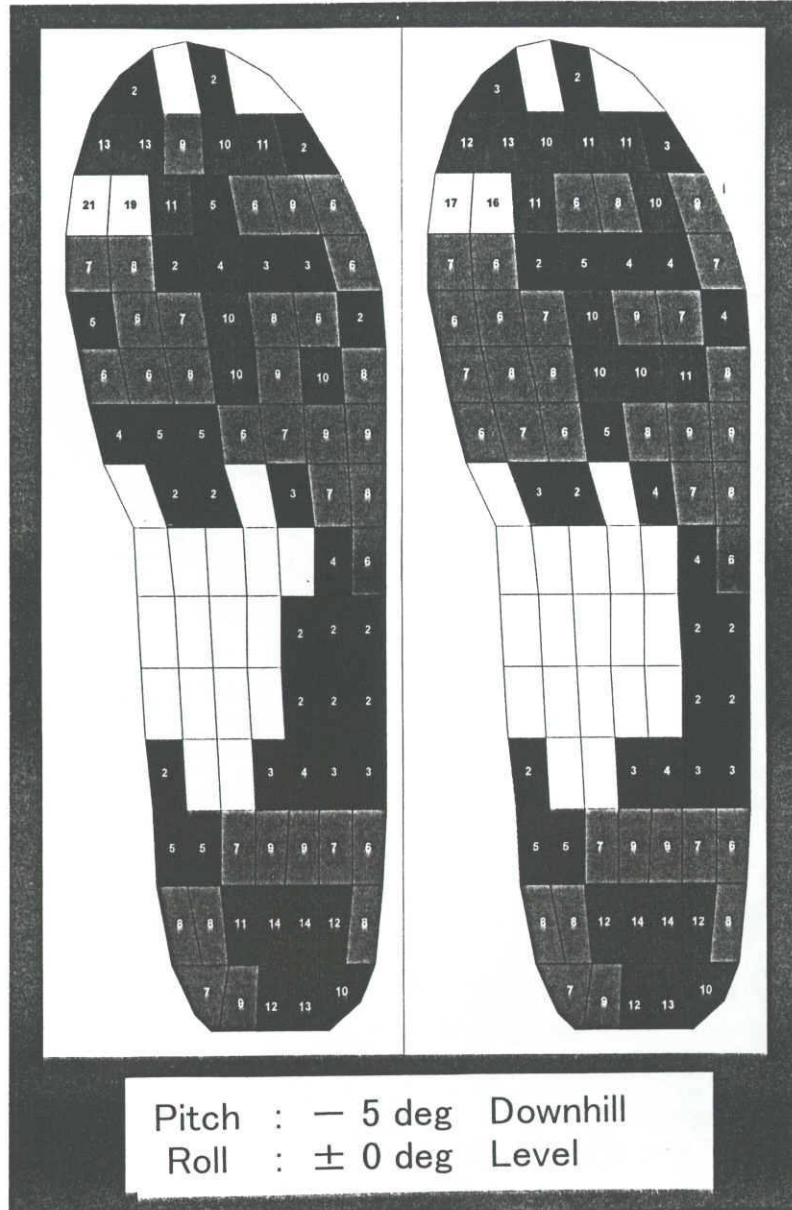


图 13-F



☒ 13-G



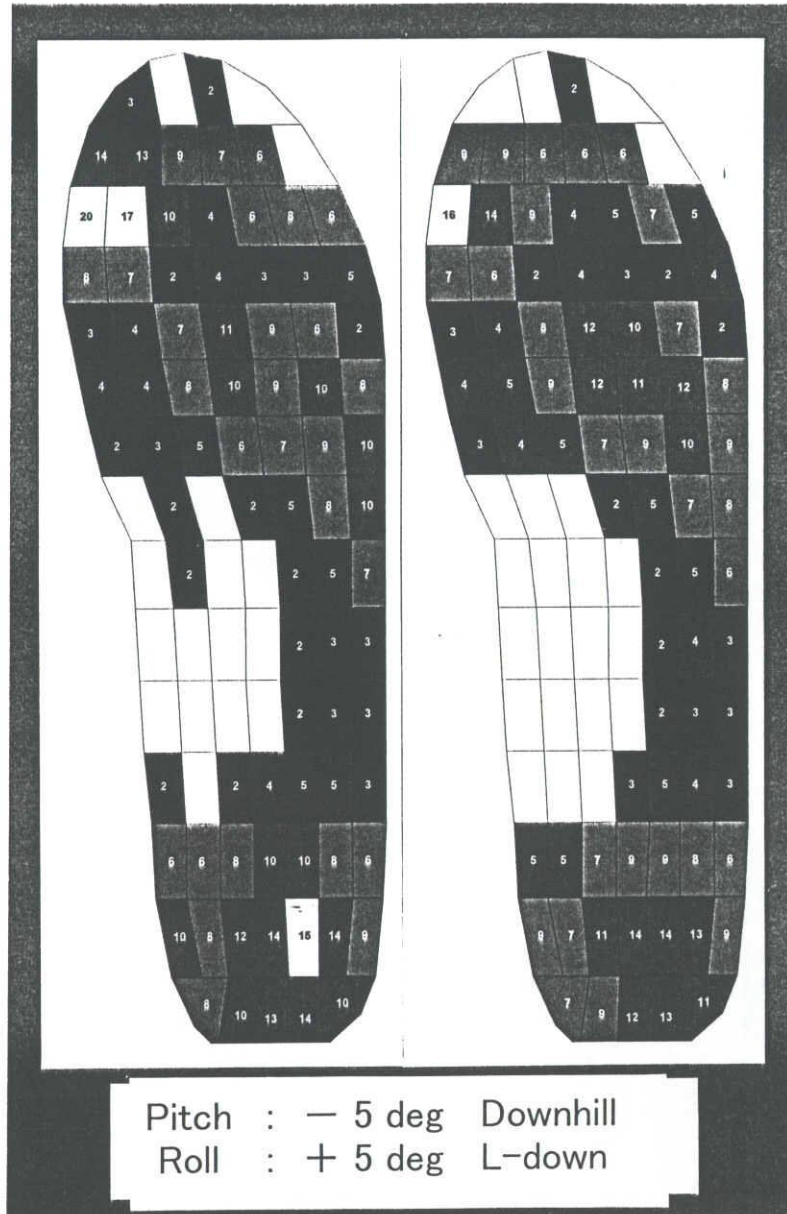


图 13-H

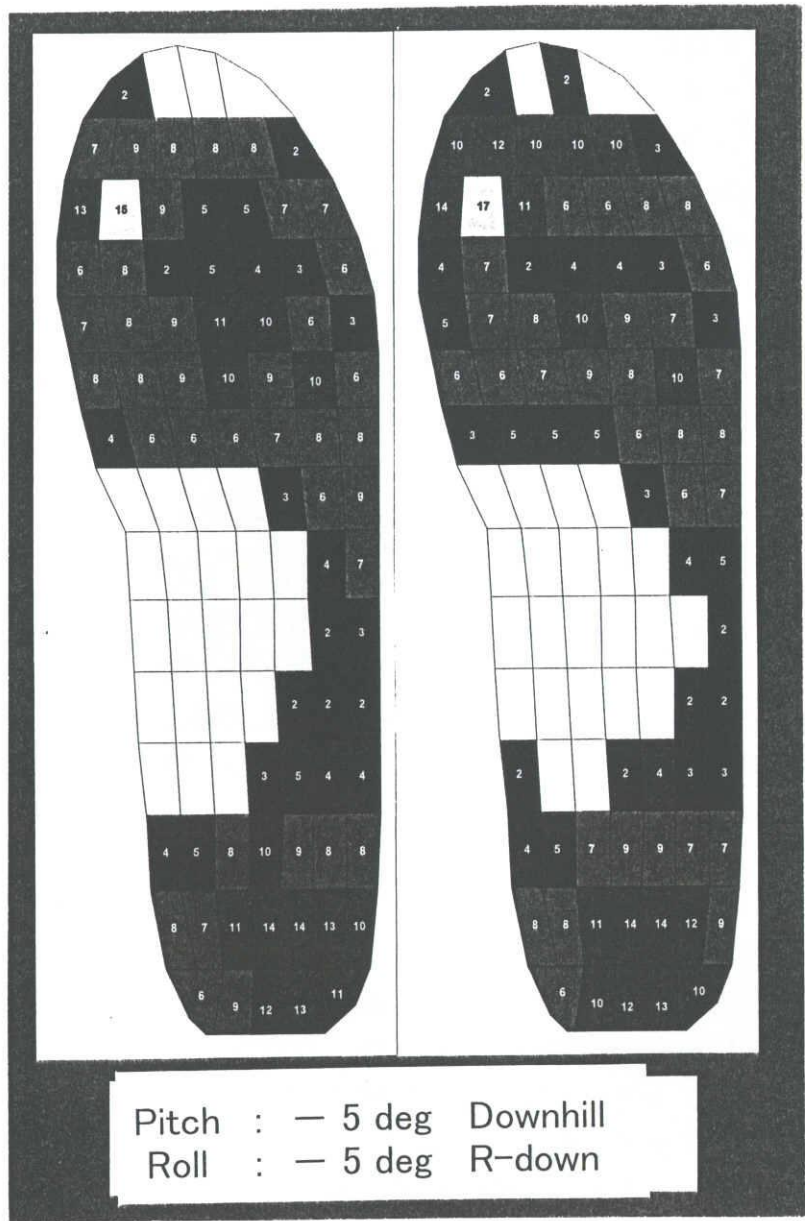


图 13-1

## 4. 応用測定——つまずき後の回復動作の解析

### 4.1. 背景

つまずきは高齢者にとって転倒につながりやすい。転倒の定義を「自らの意思によらず、足底以外の部分が、床、地面に着いた場合」<sup>(9)</sup>としたとき、原因は内因（健康状態など、転んだ人自身に強く関わる要因）と外因（周囲の環境に密接に関係する要因）の二つに大きく分けられる<sup>(10)</sup>。「めまいがして転んだ」などは内因性の転倒、「つまずいた」、「滑った」などは外因性の転倒の代表である。本研究では後者の「つまずき」をとりあげ、いったん崩れたバランスの回復動作について論ずる。

医学的にはヒトの立位・歩行におけるバランス保持は単純な動作ではなく、まず入力としての視覚・固有受容器・内耳器、そして出力としての筋力・関節可動域要素、さらにその入出力を制御する姿勢反射など複合的な局面を呈している。よってその説明は多種多様にわたり議論されている。

### 4.2. つまずき解析の文献レビュー

J. J. Eng<sup>(11)</sup>らは健常青年に対して実験室歩行路におけるつまずきから、その回復動作を分類し、歩行中遊脚期の前期 20%でつまずいた時に出現する Elevating strategy（遊脚側下肢の引き上げによって、それ以上の衝突を回避する方法）と後期 60%でつまずいた時に出現する Lowering strategy（遊脚時間を短縮し、早期に立脚期に移行する方法）の存在を提唱している。また渡部<sup>(12)</sup>らは高齢者に対して、障害物出現時の調節機能について述べ、トレッドミル上で障害となるものを跨ぎ越す課題を与えたとき、高齢者は歩幅を短縮する傾向を明らかにした。

### 4.3. 目的

本研究では遊脚期の中でも、より不安定な遊脚後期のつまずきに注目し、つまずき直後の回復動作の分析により、歩行中の転倒を防止するための基礎的資料を得ることを目的とする。遊脚後期の不安定性の理由は、立脚側から遊脚側下肢への重心移動の移行期にあたることによる。すなわちもし適切な踵接地が無ければ体に前方向へ働く慣性を止められず、そのまま前方への転倒につながることになる。特に先行研究では平地のみを対象としていたが、本研究では上り下りの傾斜の影響を明らかにすることも目的としている。

### 4.4. 方法

対象は男性健常成人 10 名（ $26.0 \pm 2.3$  歳、身長  $169.3 \pm 5.6$  cm、体重  $65.1 \pm 7.4$  kg：それぞれ平均値±標準偏差）とした。

測定には前述の不整地歩行シミュレーターを用いた。不整地歩行シミュレーター上

を定常歩行中のヒトに対して、路面上に障害物（硬質ゴム性、高さ 5cm 幅 20cm 奥行き 5cm）を出現させ、意図的につまずかせることを試みた。被験者には前もって障害物出現の可能性を教示してあるが、予測不可能なタイミングで、かつ右足・左足の区別をすることなく障害物を任意に出現させる。出現位置も任意とした。また上肢の振りは拘束せず目線は水平前方に定めた。

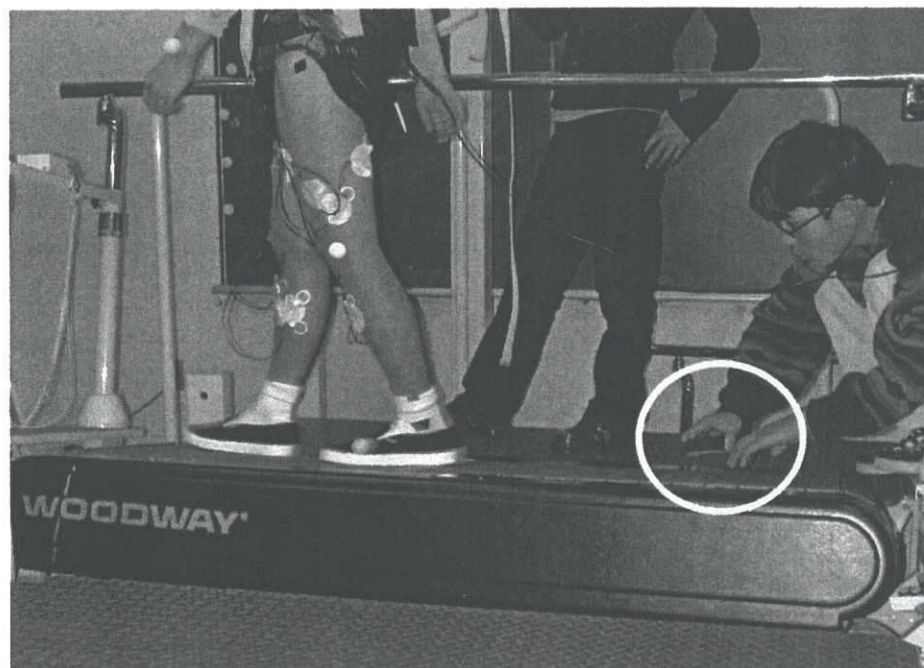


図 14 障害物の設置（被験者の後方で補助者が障害物をセットするとその後ベルトが一回転することで被験者の前方に現れる）

プロトコルは歩行面の前後方向の傾斜を 3 種（水平 0 度、上り+5 度、下り-5 度）とし、各被験者について、それぞれの斜度で 4 回分の試行を対象とした。また歩行速度は 1.1m/s (4km/h)、歩調は 110~113step/min とし、各試行の間は椅子座位で休憩した。また各被験者の着用する靴は同一種類（Moon Star Σ tef101）のものとした。

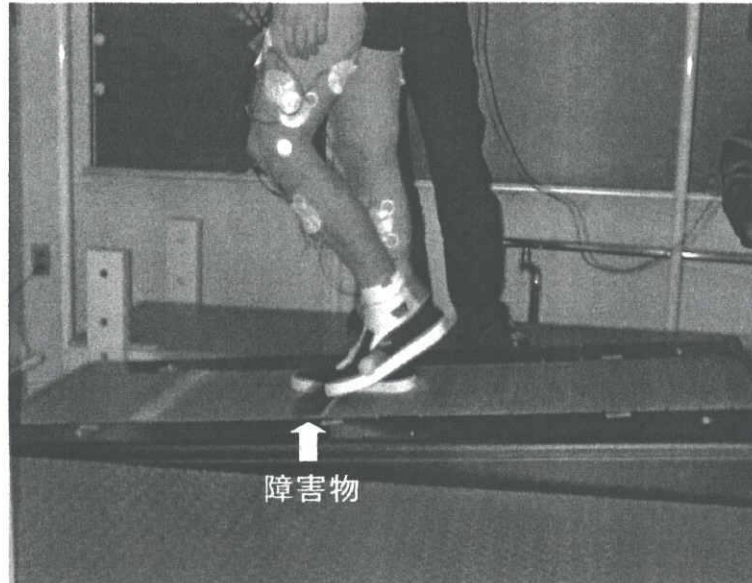


図 15 つまずいた瞬間

歩行動作をビデオカメラにより撮影した (SONY, DXC-107A 撮影速度 60[Hz]). また表面筋電図をホルター筋電計 (Mega Electronics, ME3000P, AD 変換分解能 2.95 [ $\mu$ V], CMRR110[dB], サンプリング周波数 1000[Hz]) にて記録した. 対象筋は両側の大腿直筋, 大腿二頭筋, 前脛骨筋, 腓腹筋内側頭とした.

データ処理は Panasonic ビデオカセットレコーダー AG7355 にて静止画から歩行の時間因子を算出した. 表面筋電は整流後, 時定数 10msec にて平滑化処理を行った.

なお実験にあたり安全対策としてハーネスの着用と過負荷時の自動停止装置を使用した. また被験者には十分な説明をし, 同意書記入の上, 名古屋大学総合保健体育科学センターにおける「ヒトを対象とする研究審査委員会」の承認を受けた.

#### 4.5. 結果

つまずいた直後の, 次に踏み出す第一歩は図 16 のように 2 種類観察された.

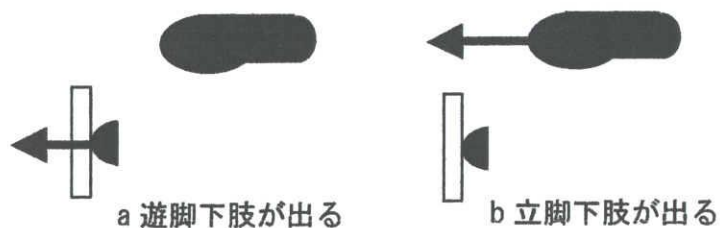


図 16 つまずき直後に前に出る下肢

ひとつは図 16-a のタイプで、遊脚している下肢は障害物に接触して、ひとたびはつまづくものの、すぐさま態勢を立て直して、そのまま遊脚期をとりながら、障害物に乗り越えて着地するタイプ。もうひとつは図 16-b のタイプで接触後、そのままの位置で、ただちに遊脚から立脚期に移行し、その支持を得て反対側下肢が振り出されるものである。

図 16-b のタイプのうち、代表的なつまずき試行のスティックピクチャーを図 17 に示す。つまずいた直後の第一歩が、反対側下肢である場合であり、各図の残像は 1/60 および 2/60sec 前の位置を表す。

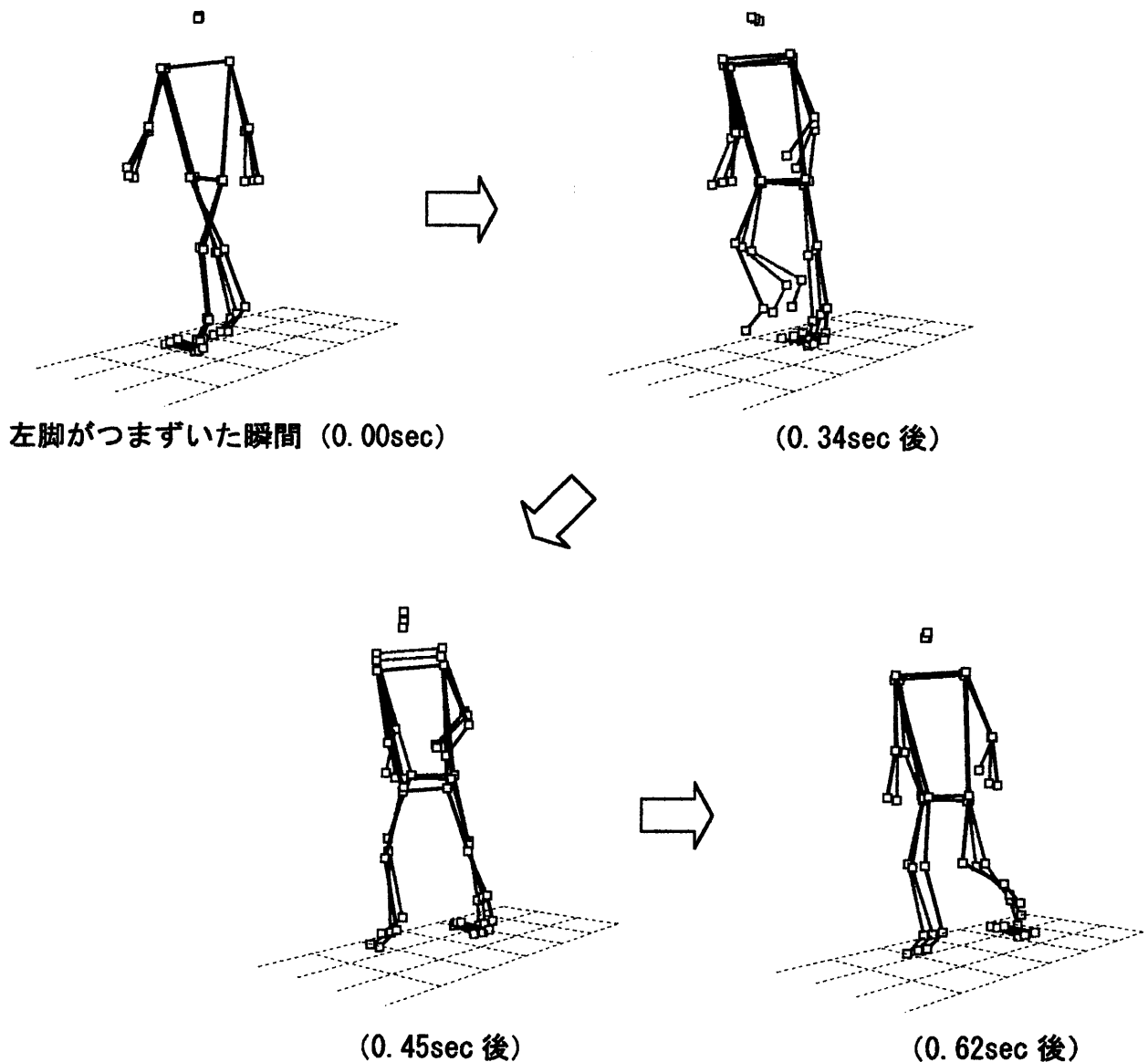


図 17 代表的なスティックピクチャー (つまずき直後に反対側下肢が前に出る場合で、残像は 1/60 および 2/60sec 前の位置)

この a, b の 2 種を区別するために、障害物がない時の定常歩行での遊脚時間を基準として、障害物がある場合の遊脚開始から障害物に接触するまでの時間との比を算出した。つまり、遊脚期のどのタイミングでつまずいたかによって、そのあと出現する回復動作に違いがあるかどうかを検証した。

まず基準となる定常歩行での平均遊脚時間は、水平±0 度では  $0.375 \pm 0.014$ sec, 下り-5 度では  $0.366 \pm 0.018$ sec, 上り+5 度では  $0.372 \pm 0.025$ sec であった。水平に比べて下りと上りでは、わずかに短縮傾向にあったものの、統計学的な有意差は認められなかった。

接触までの時間比は、水平±0 度において、遊脚側が踏み出される場合は、全被験者の全つまずき試行の平均（±標準偏差）で  $44.8 \pm 7.3\%$ , 立脚側が出される場合は  $62.5 \pm 7.1\%$ , 下り-5 度において遊脚側が出される場合は  $46.9 \pm 5.8\%$ , 立脚側が出される場合は  $62.0 \pm 6.1\%$ , 上り+5 度において遊脚側が出される場合は  $47.7 \pm 9.4\%$ , 立脚側が出される場合は  $68.9 \pm 10.9\%$  であった。全ての傾斜の条件で 2 種の出現タイミングには統計学的な有意差は認められた ( $p < 0.01$ )。遊脚側が踏み出される場合に着目し、水平・下り・上りの 3 条件の間で比較すると、統計学的な有意差は認められなかった。また立脚側が踏み出される場合に着目しても、同様に認められなかった。

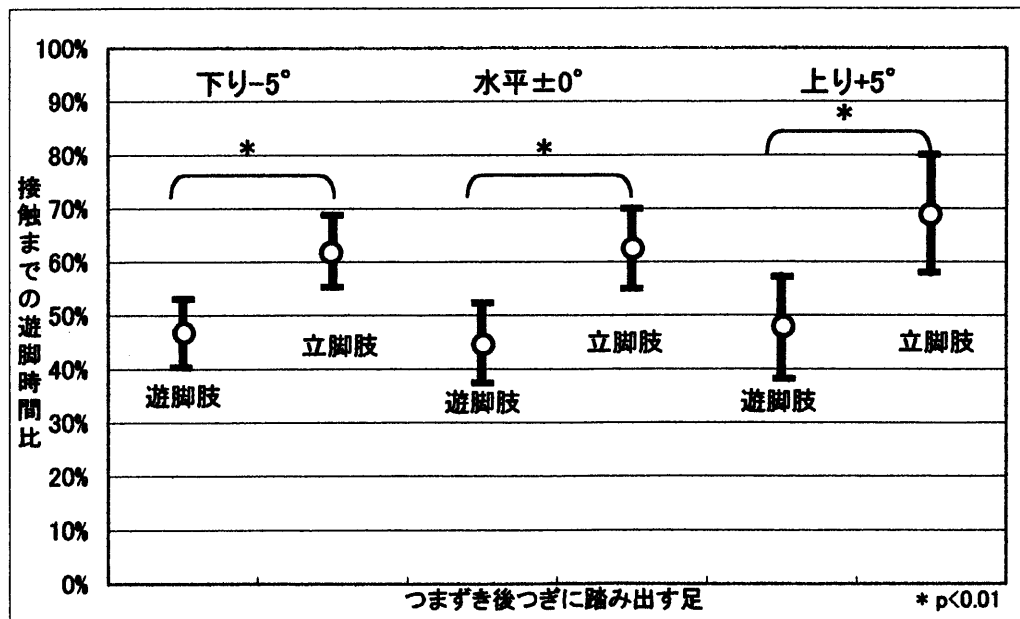


図 18 障害物接触までの時間とつまずき後つぎに踏み出す脚の関係

平滑化筋電図の代表例を図 19 に示す。これは図 16-b のタイプで、遊脚側下肢の筋活動を示す。

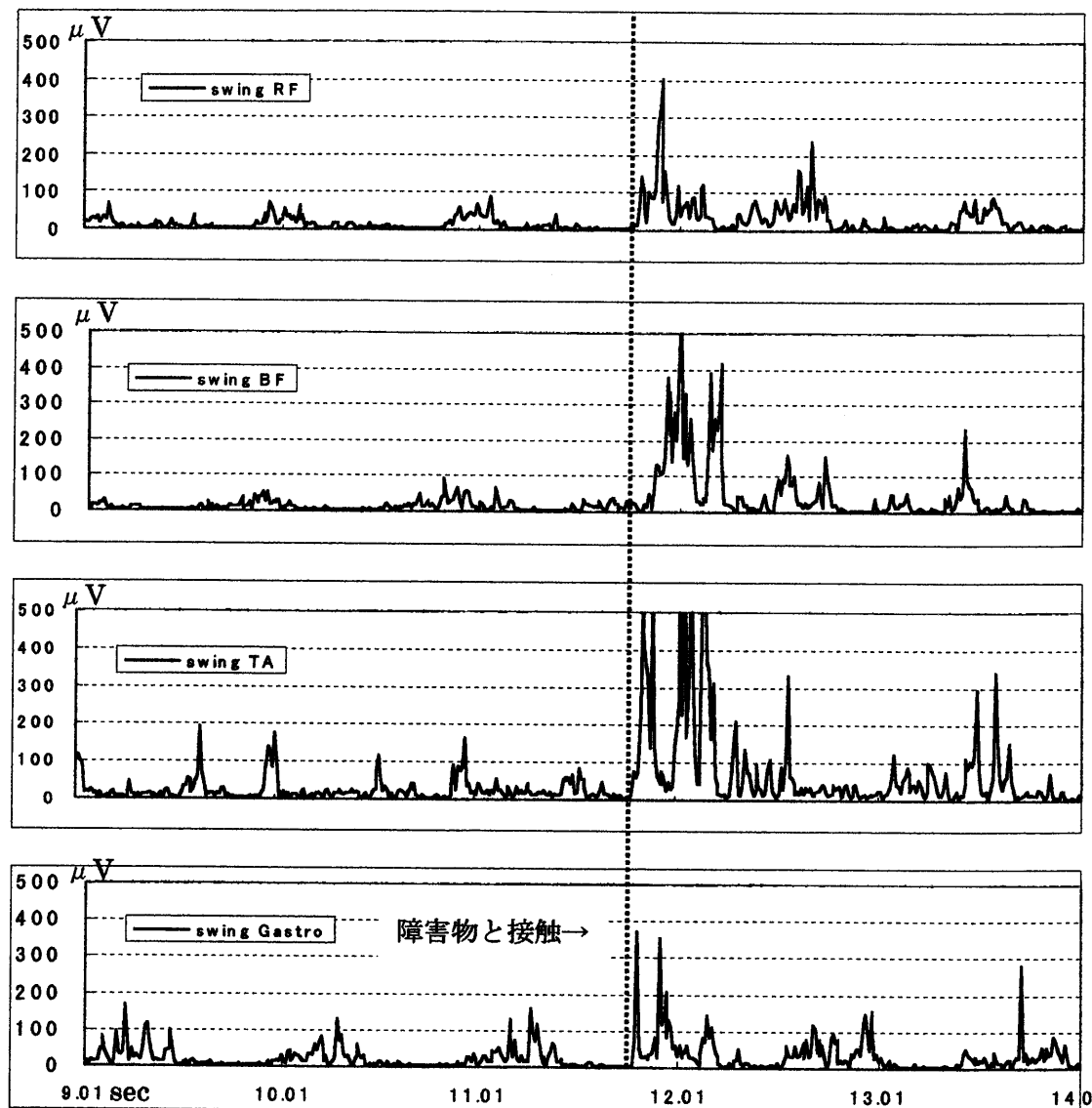


図 19 平滑化筋電図 (遊脚側下肢が障害物の乗り越え動作失敗後に立脚期をとるもの、傾斜条件は下り-5度)



#### 4.6. 考察

本論では、実験室環境にて、意図的につまずきをつくりだし、その時の回復動作を再現した。被験者の心理的影響としても、あらかじめ障害物が出現することが分かっており、現実場面のつまずきとは同一のものではない。しかしいくつかの興味深い現象が認められた。

遊脚期の中盤 45%付近でつまずいたときに、まず遊脚側で回復させようとする回復動作が優位に働く。つまずいた直後において足部を引き抜く方向は図 20 矢印のように斜め上方であるが、下り坂では障害物の移動方向も斜め上方となる。よって障害物に足部が捕捉されやすく足の引き抜きに失敗することがある。足の引き抜きに失敗した場合、次にとる回復動作は同側下肢での支持と反対側下肢の速やかな振り出しでしかない。しかし最初にとった引き抜きのため、時間ロスが生じ、その後の回復動作をより難しくさせる例が観察された。それは慣性によって体幹がさらに大きく前傾し回復動作を更に困難にさせるものである。

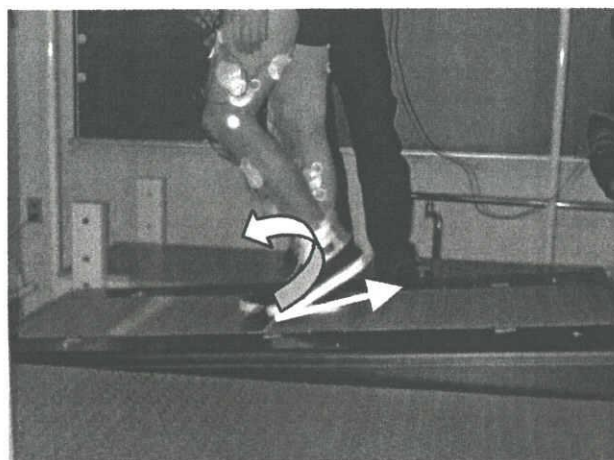


図 20 下り坂でのつまずき

この回復動作を筋電図学的に考察すると、図 19 の様に障害物に接触直後、膝関節屈筋としての腓腹筋の急激な放電が認められる。そして次の瞬間、障害物の回避動作として、前脛骨筋の放電が一時的に出現する。しかし障害物の乗り越えが失敗した段階で、もう一度腓腹筋の放電がおこり、支持機能を得る。それによって、反対側下肢は振り出す準備ができると推論される。

## 5. まとめ

- ・ 歩行動作は古くから多くの人の関心を集めてきた。しかしながら、これまでの研究の多くは平地歩行に限られている。高齢者の歩行中の転倒の問題をはじめとして不整地における歩行動作を研究する必要がある。このために不整地歩行シミュレーターを開発した。
- ・ 前後方向に3種の傾斜（上り+5度、水平±0度、下り-5度）、および左右方向に3種の傾斜（左下がり-5度、水平±0度、右下がり+5度）の組み合わせで9種の路面を再現し、歩行中の下肢関節角度変化、筋活動、足圧分布などを求めた。
- ・ 不整地歩行シミュレーターは歩行動作の分析に有効であった。
- ・ 不整地歩行シミュレーター上で路面の障害物による、つまずきからの回復動作について調査した結果、傾斜条件にかかわらず、回復動作は大きく2種類に分類可能であった。
- ・ 今後は被験者を障害者、高齢者にも広げ、また路面の傾斜や歩行速度、障害物の形状やサイズなどの組み合わせを徐々に変えることにより、より現実の歩行の条件を再現して研究を継続する予定である。

## 文献

- (1) 新野直明：老年症候群 転倒. *Geriatric Medicine*36 : 849-853, 1998.
- (2) 澤村誠志ほか：日本公衆衛生協会；寝たきり予防総合戦略に関する研究事業—地域リハビリテーション懇談会報告書：19, 2000.
- (3) 多賀巖太郎：歩行のシミュレーション—リズム発生器を備えた歩行モデル—. バイオメカニクス学会・バイオメカニクス学会・日本リハビリテーション工学協会・臨床歩行分析懇談会編；合同セミナー身体運動のコンピューター・シミュレーション最先端：63-78, 1992.
- (4) 山崎信寿：2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション. *バイオメカニクス* 3:261-269, 1975.
- (5) Winter, D. A., and Robertson, D. G. E. : Joint Torque and Energy Pattern in Normal Gait. *Biol. Cybernetics*, 29 : 137-142, 1978.
- (6) 佐々木 誠ほか：下り勾配トレッドミル歩行の運動負荷について. *理学療法学* 27 : 17-23, 2000.
- (7) Sakurai, S., Kuster, M., and Wood, G. A. : Why do lower limb-deficient people have difficulty in downhill walking?—Kinematics of downhill versus level walking, (Yabe, K. et. al. eds) *Adapted Physical Activity—Health and Fitness—*, Springer-Verlag, 1994, Tokyo, 155-158.
- (8) Scott C. White, H. John. Yack, Carole A. Tucker, and Hsin-Ying Lin : Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Official Journal of the American College of Sports Medicine* : 1537-1542, 1998.
- (9) Gibson MJ : Falls in later life. Improving the health of older people ; A world view (eds by Kane et al). Oxford Univ Press, New York, 296-315, 1990.
- (10) 安村誠司ほか：高齢者の転倒因子. *理学療法* 14 : 199-205, 1997.
- (11) JJ. Eng, D. A. Winter, A. E. Patla (1994) Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking. *Exp Brain Res* 102:339-349
- (12) 渡部和彦ほか：高齢者の歩行調節機能に関する研究；トレッドミル上での着地局面における足部の姿勢に着目. *体育科学* 20 : 104-109, 1992.

平成 10, 11, 12 年度科学研究費補助金  
基盤研究 (B) (2) : 課題番号10558001  
研究成果報告書

不整地歩行シミュレーションシステムの開発

平成13(2001)年2月20日

研究代表者 桜井伸二  
名古屋大学総合保健体育科学センター