

平成 13 年度 修士論文

歩行動作における下肢関節間協調

所属 スポーツ健康科学研究科  
スポーツ医科学領域

著者 木藤 友規  
指導教員 米田 継武

合格年月日 14年 2月28日

審査委員

米田 継武

形本 静夫

菅原 香二

# 目次

第 1 章 緒言 .....	1
第 2 章 関連文献の考証 .....	4
第 1 節 <u>歩行動作の指標と記録について</u> .....	4
(1) ステップタイムとストライド長 .....	4
(2) 下肢関節動作の測定 .....	5
第 2 節 <u>快適速度と定常歩行について</u> .....	6
(1) 快適速度 .....	6
(2) 定常歩行 .....	7
第 3 節 <u>周期図と速度依存の動作変化について</u> .....	8
第 4 節 <u>床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究について</u> .....	9
(1) 床上歩行とトレッドミル歩行の関節動作の比較 .....	10
(2) 床上歩行とトレッドミル歩行のステップタイムとストライド 長の比較 .....	12
(3) 床上歩行とトレッドミル歩行の床反力の比較 .....	13
(4) 酸素摂取量の比較 .....	14

第 5 節	トレッドミル歩行への適応について	14
第 6 節	歩行に関わる神経制御機構	15
(1)	Central pattern generator	15
(2)	ヒト歩行と神経制御機構の研究	16
第 3 章	実験方法	19
第 1 節	実験概要	19
第 2 節	歩行速度の記録	21
第 3 節	解析対象区間	23
第 4 節	解析方法	24
第 5 節	関節動作変化の評価法	25
(1)	周期図と ROM	25
(2)	ROM の評価法	26
(3)	ROM 変化率の基準を 5 % と設定した理由	26
第 6 節	統計学的解析	27
第 4 章	実験結果	29
第 1 節	歩行速度	29

(1) 歩行速度の安定性 .....	29
(2) 床上歩行とトレッドミル歩行における歩行速度の同一性 ...	29
(3) ストライド内速度変動 .....	30
<b>第2節 <u>ステップタイムとストライド長</u> .....</b>	<b>30</b>
(1) 床上歩行とトレッドミル歩行の比較 .....	30
(2) ステップタイムとストライド長の変動性 .....	31
<b>第3節 <u>下肢関節動作の協調性</u> .....</b>	<b>32</b>
<b>第4節 <u>歩行中の身体鉛直動作</u> .....</b>	<b>34</b>
<b>第5章 考察 .....</b>	<b>35</b>
<b>第1節 <u>同速度の床上歩行とトレッドミル歩行動作比較の意義</u> .....</b>	<b>35</b>
<b>第2節 <u>同一速度計測下における歩行速度の記録</u> .....</b>	<b>35</b>
(1) 同一歩行速度計測法の意義 .....	35
(2) 歩行速度パターンの比較 .....	36
<b>第3節 <u>ステップタイムとストライド長の適応的变化</u> .....</b>	<b>37</b>
(1) トレッドミル歩行への適応的变化 .....	37
(2) ヒト歩行動作の時間的・空間的制御 .....	38
<b>第4節 <u>下肢関節間協調</u> .....</b>	<b>39</b>

(1) 下肢関節間協調の多様な適応的变化 .....	39
(2) 股関節と膝関節の適応的動作制御の独立性 .....	40
<b>第6章 結論 .....</b>	<b>42</b>
<b>第7章 要約 .....</b>	<b>43</b>
<b>謝辞 .....</b>	<b>45</b>
<b>引用文献 .....</b>	<b>46</b>
<b>英語要約 .....</b>	<b>51</b>

TABLE.1~2

Fig.1~10

## 第 1 章 緒言

ヒトは随意的機構と不随意的機構を巧みに組み合わせることで歩行を実現している。そして、歩行の基本的な動作発現は大脳皮質下の小脳、脳幹、及び脊髄の神経的制御機構で可能であると示唆されている<sup>(28)(35)(44)(50)</sup>。これらの機構によって、日常の歩行中に存在する路面や傾斜等の環境の変化や、または速度の増減に対応した歩行を特に意図せずとも成し遂げられる。

歩行に関わる不随意機構の多くは、主にヒトではなく他の動物によって調べられてきた<sup>(10)(11)(14)(15)(27)(44)(45)(46)(47)(48)(49)</sup>。そして、直接に中枢神経系の機能局在を探ることによって、歩行動作発現に関わる解剖学的、神経生理学的知見を得てきた。とりわけ、脊髄に存在する歩行動作中の肢間協調の律動的制御を担う機構は、CPG (Central pattern generator; 中枢パターン発生器) と呼ばれる<sup>(14)(15)</sup>、ヒトについても徐々にその機構が研究されてきている。ヒトでは、歩行速度変化や外乱といった状況変化への適応過程で歩行動作における肢間リズムの変化が確認されている<sup>(4)(5)(6)(22)(23)(32)(34)</sup>。また、肢間リズムを調節するには小脳による制御機構が欠かせないことも知られている<sup>(28)(44)(45)(46)(47)(48)(49)(50)</sup>。このように、肢間リズム変化に視点を置

き CPG の機構を探る試みがなされている<sup>(44)(45)(46)(47)(48)(49)(50)</sup>。しかしながら、各肢の相対的な動作リズムを制御するだけで歩行動作を円滑に行えるとは考えられない。CPG 機構による肢間動作リズムの変化とともに、神経制御機構による歩行の為の各関節の動作パターンと、それらが協調してこそ歩行が実現できる。これまでに、ヒト歩行中の下肢関節動作パターンの協調性に関わる制御機構の特徴は明らかでない。

一方、歩行研究やリハビリテーションにトレッドミルは多くの利便をもたらす。しかし、トレッドミル上での歩行（トレッドミル歩行）は、たとえ日常歩くような床上での歩行（床上歩行）と同速度、同路面であっても関節動作や他の運動学的指標に相違があることが知られている<sup>(1)(17)(37)(42)</sup>。このことは、床上とトレッドミルが、ヒトにとって歩行を遂行する上で異なる環境にあることを意味する。そして、ヒト歩行制御機構が環境の変化に対して適応的に動作を変化させていたことを示す。しかしながら、これまでの床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究では、研究者によって結果が異なっていた<sup>(1)(17)(37)(42)</sup>。この先行研究での結果の違いが、実験上の条件設定や使用された装置の不確実性によるものなのか、あるいはトレッドミル歩行への適応的動作変化がヒトによって多様に異なるためなのか定かではない。

本研究では、床上歩行とトレッドミル歩行で同一の速度計測方法を使用することにより、両歩行条件の比較研究で重要な速度設定を確実なものとした。このことは、本研究における論理的背景が先行研究よりも堅固であることを示す。そして、予測されるトレッドミル上での歩行動作の適応的変化を、時間的指標と空間的指標から再検証した。さらに、トレッドミル歩行への股関節と膝関節の適応的動作変化の関連性を解析することにより、下肢関節間の協調性変化の評価を試みた。そして、ヒト歩行における下肢関節間協調の制御機構を検討した。



## 第2章 関連文献の考証

本研究では、ヒト歩行における下肢関節間の動作協調に関わる神経制御機構について調べる。そこで歩行動作の指標と測定法、ヒト歩行動作の相違が報告されている床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究、さらに歩行動作に関わる神経制御を中心に手がかりとなる文献について考察した。

### 第1節 歩行動作の指標と記録について

#### (1) ステップタイムとストライド長

歩行研究において、片側の1動作周期（例えば、右踵の着地時から再び右踵が着地するまで）を1歩（1歩行周期、又はステップ）と表現するのが常である。そして、1歩行周期は足が路面に接地している相（着地相、又は立脚期）と、足が路面から離れている相（遊脚相、又は遊脚期）の主に2相に分けられる<sup>(51)</sup>。また、1ステップに要する時間をステップタイム、1ステップで獲得した距離をストライド長と呼ぶ。

ステップタイムは歩行動作に関わる時間的な神経制御の結果を、そしてストライド長は歩行動作に関わる空間的な神経制御の結果を端的に表すと考えられる。また、ステップタイムは単位時間あたり

のステップ数 (cadence) として表記されることもある。

## (2) 下肢関節動作の測定

歩行中に推進力を生み出す為には、下肢の各関節が合目的かつ協調して動作する必要がある。ヒトの歩行が随意的活動であろうと不随意的活動であろうと神経制御の結果であることは疑いない。したがって、歩行遂行時の下肢関節の動作記録は歩行の神経制御の結果を反映しているものと考えられる。歩行動作は、主として下肢関節による多関節動作であるので、歩行中の関節動作を評価する為には下肢の各関節動作を同時に記録する必要がある。

Karpovich et al.<sup>(19)</sup>は、1960年に初めて電気角度計によって歩行中の関節動作を記録した。その後、Johnston and Smidt<sup>(18)</sup>は股関節の3局面(矢状面、前頭面、水平面)での動作を記録できる電気角度計(3次元電気角度計)での歩行動作の結果を報告した。また、Kettelkamp et al.<sup>(20)</sup>は膝関節で歩行中の3局面動作を記録することに成功した。また、歩行中の脚の主要な関節(股関節、膝関節、足関節)についての3局面動作同時記録はLamoreux<sup>(24)</sup>によってなされた。さらに、Hannah et al.<sup>(16)</sup>は左右両脚の股関節、膝関節、足関節の3局面動作が同時記録できる角度計が設計した。そしてIsacson et al.<sup>(17)</sup>は、Hannah et al.によって設計された電気角度計を改良して健常人での歩行動作を記録した。

さらに Isacson et al. は、これまでに報告されている先行研究での歩行動作記録やビデオ撮影での動作記録と比較することで、3次元電気角度計の信頼性を示した。また、彼らは後述の床上歩行とトレッドミル歩行の関節動作比較も行っている。

このように、歩行中の下肢関節動作は多関節、多局面の同時記録による測定が確立されてきた。つまり、先述のように歩行の推進力を生み出す為には、下肢の各関節が適切な関係で動作することが暗黙のうちに想定されていたと考えられる。また、歩行中の速度の変化によって、矢状面の各下肢関節モーメントの大きさが変化することが知られている<sup>(51)</sup>。したがって、矢状面、前頭面、横断面の各動作局面で、最も歩行の推進力に寄与するのは矢状面での関節動作であるだろう。

## 第2節 快適速度と定常歩行について

### (1) 快適速度

大橋<sup>(33)</sup>はヒトには歩行中のエネルギー消費量を少なくする為の機構があるとしている。坂本ら<sup>(38)</sup>は単位時間あたりの酸素消費量は歩行速度が快適速度のとき最小で、そこから離れるほど大きくなったと報告した。さらに、彼らは心拍と歩行リズムの位相同期を確認し、不随意機構の位相同期がエネルギー消費の最小化や代謝効率の

最適化といった機能と関連している可能性を示唆した。また、心拍と歩行リズムの位相同期は歩行開始数分後に観察されている。このことから、ヒトにおいて最も効率よく、そして不随意機構が巧みに協調した典型的な歩行は、各個人の快適速度で数分間継続された歩行において実現されると考えられる。

Grieve<sup>(13)</sup>は、ヒトの快適速度が身長に關係することを見つけた。この身長(m)と歩行速度(m/sec)の比率を Relative Speed(R. Sp.) と呼んだ。そして身長の70%での歩行速度(0.7R. Sp.)が快適速度であることを示した。

## (2) 定常歩行

ヒトは必ずしも一定の速度で歩いているわけではなく、日常的には歩き始めや歩き終わりに速度の変化がある。このような速度変化を除く期間で、一定の速度で歩いている状態を定常歩行と呼ぶ<sup>(8)</sup>。しかし、ヒト歩行動作では着地や蹴り出しのように1歩行周期内でも速度には変動がある。そこで江原<sup>(8)</sup>は定常歩行について、「1歩行周期間の平均速度が一定になった歩行」と定義している。

また、彼は1歩行周期についての平均速度が4歩目(2歩行周期)から一定となるために、2歩行周期後からであれば、おおよそ定常歩行とみなすことができるとしている。

以上のことから、ヒトの典型的な歩行動作を解析する為には、各

個人の快適速度での定常歩行における動作記録が必要であると考えられる。

### 第3節 周期図と速度依存の動作変化について

同時記録された歩行中の各関節動作を評価する試みがなされている<sup>(2)(12)(13)(41)</sup>。

Grieve<sup>(12)(13)</sup>は歩行中の関節間の相互関係を表す最も良い方法として、1側肢の2関節の位置を座標で示す angle/angle diagrams (cyclogram; 周期図) を歩行動作に導入した。そして、この技法は歩行の臨床や研究のために広く利用されてきた<sup>(3)(25)(26)(41)</sup>。歩行動作は規則正しい周期動作であるので、周期図の軌道は閉曲線を描く。この閉曲線について、ある一定の軌道に収束した状態が安定した歩行状態とされる<sup>(22)</sup>。先述の定常歩行では、各関節動作が一定のパターンとなると考えられる。したがって、定常歩行での周期図は一定の軌道に収束した状態となり、このときの関節間の動作パターンは協調した状態であると考えられる。本研究では、この状態における相対的関節動作を関節間協調と呼ぶ。

Grieve<sup>(13)</sup>は、成人男性の大腿（鉛直方向に対する大腿の角度）／膝関節周期図のパターンが R. Sp. に依存して形状が変化することを報告している。しかし、膝関節／足関節周期図については1名の例

を示すだけであった。そのため Charteris<sup>(2)</sup>は R.Sp.と周期図を利用して膝関節／足関節周期図と、さらに女性についても検証し、速度依存の動作変化を確認した。これらの報告は、歩行速度の変化に応じた動作変化が全ての下肢関節に見られることと、さらに歩行における下肢関節間協調が速度変化への適応で神経制御機構によって変化する可能性を示す。しかし、この変化が歩行速度（運動強度）の違いによるとも考えられるので、ヒト歩行動作の神経制御機構による柔軟な動作改変によるものであるのか、あるいは効果器（筋）への出力の大小だけによる結果であるのかを明確にできない。

先行研究から、周期図は多関節動作及び協調を必要とする歩行動作を評価する手法として有用であると考えられる。また、同速度の歩行でも下肢関節動作の変化を確認できれば、この時の周期図の変化を解析することによって、ヒト歩行の下肢関節動作に関わる神経制御機構をより明らかにできると考えられる。

#### 第4節 床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究について

歩行研究やリハビリテーションでは、トレッドミル上で歩行を実施することがある。しかし、トレッドミル歩行が、本当に日常の床上歩行と同じであるのかが議論されている<sup>(1)(30)(36)(37)(42)</sup>。そして、床上歩行の種々の運動学的指標と比較した結果、トレッドミル歩行

は床上歩行と異なる歩行動作様式であることが示唆されている(1)(17)(37)(41)。これまでの報告から、トレッドミル歩行と床上歩行の相違を考察した。

#### (1) 床上歩行とトレッドミル歩行の関節動作の比較

Strathy et al.<sup>(37)</sup>は、同速度での床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究で、3局面（矢状面、前頭面、水平面）の動作が記録できる電気角度計を用いて膝関節動作を調べた。前頭面と水平面の膝関節動作に有意な差はなかったが、トレッドミル歩行において矢状面での動作範囲が小さくなること、そして、踵接地時の膝関節角度がより伸展位置となること、また、遊脚相での最大伸展角度が有意に増加することを報告した。

Isacson et al.<sup>(17)</sup>は3次元電気角度計によって、床上歩行とトレッドミル歩行の関節動作を比較した結果、トレッドミル歩行での着地相において股関節と膝関節の最大屈曲角度が床上歩行よりも小さくなったと報告している。しかしながら、踵接地時の膝関節角度や矢状面を除く各局面の関節動作には床上歩行とトレッドミル歩行の間で差がなかったと記した。踵接地時の膝関節角度の結果はStrathy et al.と異なる報告である。

Alton et al.<sup>(1)</sup>は、肩峰、大転子、大腿骨外側上顆、外果、及び第5中足骨骨頭部に取り付けたマーカーをビデオ撮影によって記録

し、解析する手法で、同速度の床上歩行とトレッドミル歩行の下肢関節動作と各関節の動作範囲 (Range of motion;ROM) を比較した。その結果、トレッドミル歩行で女性の股関節最大屈曲角度についてのみ有意に大きくなった。他の関節動作指標に相違が確認されなかったのは、彼らが有意水準を厳しく設定した為 ( $P < 0.004$ ) であろう。彼らもまた、実際には男性においてもトレッドミル歩行で、股関節ROM と股関節最大屈曲角度が大きくなる傾向にあったと記している。そして、全被験者について解析した時、トレッドミル歩行の股関節ROM と股関節最大屈曲角度が床上歩行よりも大きくなることが観察された。また、膝関節と足関節のROMはトレッドミル上でわずかに小さい値であったが、床上歩行とほとんど差がなかった。彼らの結果は、床上歩行からトレッドミル歩行への適応的動作変化の影響が、膝関節や足関節よりも股関節動作に強く現われることを示す。しかし、Alton et al.の結果は Strathy et al.の報告と完全に一致するものではない。さらに、Alton et al.の股関節動作は、マーカーを取り付けた肩峰、大転子、大腿骨外側上顆から成る角度から解析されたものであり、彼ら自身も股関節動作に上体の影響が反映された可能性があることを危惧している。



## (2) 床上歩行とトレッドミル歩行のステップタイムとストライド長の比較

たとえ同じ速度の歩行であっても、トレッドミル歩行では床上歩行よりも1分間あたりのステップ数が多くなる（つまりステップタイムが短くなる）という報告がなされている<sup>(1)(29)(37)(42)</sup>。また、この結果に伴ってトレッドミル歩行で床上歩行よりも短いストライド長が報告されている<sup>(42)</sup>。これらの結果は、歩行条件間で同速度に設定されていたことから理にかなう報告である。

しかし、Alton et al.<sup>(1)</sup>は同速度の床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究で、トレッドミル歩行において短いステップタイムとなる事と、統計学的解析からストライド長には差がないことを報告した。しかしながら、彼らの記した結果において、トレッドミル歩行のストライド長は床上歩行のそれよりもわずかに大きかった。したがって、彼らの比較実験では床上歩行とトレッドミル歩行で速度条件を正確に設定できていなかった可能性がある。

また、歩行とは移動様式が異なるが、Nelson et al.<sup>(30)</sup>は同速度の床上ランニングとトレッドミルランニングを比較した。彼らは、水平路面、上り坂、下り坂のそれぞれについて3段階の速度(3.35、4.88、6.40m/sec)でランニング動作を比較した。彼らの水平路面における結果は、全ての速度についてトレッドミルランニングが床上

ランニングよりも少ないストライド頻度（つまり長いステップタイム）と、長いストライド長となることを報告している。

先行研究から、同速度の床上歩行とトレッドミル歩行で、歩行動作の基本的な指標であるステップタイムとストライド長が異なることは、歩行を遂行する上で両環境が歩行に関わる神経制御戦略に異なる影響を与えることを示唆する。しかしながら、研究者間及び移動様式の違いによって結果が異なることから、床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究をより確かな条件設定のもとに再検討する必要がある。

### （３）床上歩行とトレッドミル歩行の床反力の比較

White et al.<sup>(42)</sup>はフォースプレートを利用して、床上歩行とトレッドミル歩行中の床面に対する力発揮パターンを比較した。その結果、歩行中の鉛直力パターンと加速度のパターンは、歩行条件間で似ていることを示した。床反力の結果は、移動を目的とする歩行の推進力を反映すると考えられる。そのため、床上歩行とトレッドミル歩行で酷似の床反力パターンであることは、トレッドミル歩行が床上歩行と同様な「歩行」という移動様式である事を示唆する。しかし、被験者の通常速度以上において、mid-stance相における鉛直力発揮は床上歩行のほうが大きかったと報告している。したがって、床上歩行とトレッドミル歩行が同様な歩行様式であっても異なる

る神経的制御戦略下で遂行される可能性がある。

#### (4) 酸素摂取量の比較

Van Ingen Schenau<sup>(40)</sup>は同速度の床上歩行とトレッドミル歩行の酸素摂取量を比較した。その結果、両歩行条件の酸素摂取量には違いがなかったと報告している。酸素摂取量は生体内でのエネルギー消費量を示す<sup>(39)</sup>ので、同速度の床上歩行とトレッドミル歩行ではエネルギー消費量の効率は同じであることを意味する。

### 第5節 トレッドミル歩行への適応について

Charteris and Taves<sup>(3)</sup>は、成人女性のトレッドミル歩行への習熟過程を調べた。そして、大腿と膝関節の屈曲パターンがトレッドミル歩行開始後15分間にわたって変化することを示した。しかしながら、歩行開始7分後では既に両関節の屈曲パターンは15分後とほとんど変わらないと報告している。

Wall and Charteris<sup>(41)</sup>は、初めてトレッドミル歩行を経験した成人男性でステップタイムと大腿/膝関節周期図の適応的变化をもとに、トレッドミル歩行への習熟に要する時間を調べた。そして、トレッドミル上での歩行に完全に慣れるためには最低1時間の練習期間が必要であると示唆した。しかし、長時間の歩行では疲労が生じることを懸念している。さらに彼らは、歩き始めてから初めの約3

分間は急激な適応的動作変化が生じるので、定常歩行の解析対象としてふさわしくないとしている。

したがって、トレッドミル歩行開始約7分後であれば被験者がほとんど疲労していない状態で、ほぼ定常歩行と同等の動作を記録することができると考えられる。

## 第6節 歩行に関わる神経制御機構

### (1) Central pattern generator

胸椎レベルで上位中枢からの運動情報が遮断された状態のネコ（脊髄ネコ）であっても、トレッドミル上でベルトを駆動させる事によって後肢のステップ動作を誘発できる<sup>(10)(11)(27)</sup>事が知られている。そして、ベルト速度を変化させることで歩行（walk）、速歩（trot）、そして疾走（gallop）へと移動様式を変化させることができる<sup>(10)(27)</sup>。このことは歩行をはじめとして移動における律動性の筋活動と、さらには対側肢間の協調（四肢間協調、あるいは対側肢間協調）を制御することが脊髄レベルで可能であることを示す<sup>(28)</sup>。

このような歩行などの移動運動に必要な律動性の筋活動は、脊髄の介在細胞群による神経回路で発現される<sup>(28)</sup>。頸髄レベル及び腰髄レベルにおいて、四肢の動きを制御する機構はCPG（Central pattern generator；中枢パターン発生器）と呼ばれる

(10)(11)(14)(15)(28)(35)(44)(50)。CPGは、髄節性の感覚情報や脊髄上位機構からの運動情報などを受容する興奮性、及び抑制性の介在細胞群、さらに軸索終止が脊髄内に限られる介在細胞群などで形成される(28)。

しかし、移動運動に関わる基本的な律動的筋活動を脊髄レベルで発現できても、歩行中に生じた外乱から定常歩行への動作回復や対側肢間動作リズムの適応的变化は、小脳及び脳幹といった脊髄上位の中枢から CPG への動作改変のための修飾情報が必要であることが示唆されている(44)(45)(46)(47)(48)(49)(50)。

## (2) ヒト歩行と神経制御機構の研究

これまでに CPG は小型のサメ、あるいはネコなどの動物でメカニズムが研究されてきた。また、ヒトにも CPG が存在する事が示唆されている(7)。CPG の中でも歩行リズムの活動に限られる神経回路は *spinal stepping generator* と呼ばれ(4)(6)(28)(34)、それらは前肢及び後肢支配の髄節レベルにおいて左右の髄節にそれぞれ独立して存在する(28)。

Dietz et al.(6)は、脊髄損傷患者をトレッドミル上でトレーニングすることにより擬似歩行を発現したことを報告している。そして、ヒトでの *spinal stepping generator* の可塑性を示唆した。

Prokop et al.(34)は、左右のベルトが独立し、異なる速度で駆動で

きるトレッドミル（分離トレッドミル）を用いて対側肢間協調を観察した。ヒトが分離トレッドミル上で左右同速度の歩行から、一側肢のベルト速度を対側肢と異なるベルト速度に駆動すると一過性に歩行リズムが乱れる。しかし、左右で異なるベルト速度をそれぞれに保った状態で歩行を継続すると、この状況に応じた肢間協調を獲得する。そして同じパラダイムが繰り返された時には、先のトライアルよりも早い外乱から適応的動作獲得があった。また、脊髄ネコについても同様で、左右非対称のステップ動作を誘発できると報告されている<sup>(15)</sup>。

これらの結果は、脊髄におけるヒト歩行制御機構と神経制御の階層性を示すものである。つまり、CPGによる対側肢間のステップリズム発現を受けて、各下肢を支配する *spinal stepping generator* は各々の動作パターンを形成すると考えられる。しかし、対側肢間協調に関連して各下肢の動作パターンが形成される際に、各下肢の各関節がいかに協調して動作パターンを変容しうるのかは明らかでない。さらに、歩行中に対側肢間協調のリズム変化がなければ歩行を遂行する為の下肢関節動作パターン、すなわち下肢関節間協調が変化できないのか否かは定かでない。

以上の先行研究により、厳密に設定された同速度条件での床上歩行とトレッドミル歩行の各下肢関節動作を相対的に比較することで、

ヒト歩行の神経制御機構における下肢関節間協調の制御メカニズムを考察できるものと考えられる。

### 第 3 章 実験方法

#### 第 1 節 実験概要

歩行機能に障害や外傷のない健康な本学男子学生（19－30 歳）19 Table.1 名が、本実験に被験者として参加した。Table.1 に被験者らの身体的特徴を記す。

既に述べたように、これまでに報告されている同速度での床上歩行とトレッドミル歩行の適応的動作変化の結果は、研究者によって異なっていた<sup>(1)(17)(37)(42)</sup>。したがって、まず両歩行条件間の適応的動作変化の有無と傾向を再検証する必要がある。そして信頼できる比較研究の結果を得るために、床上歩行とトレッドミル歩行で同一の速度計測方法による速度条件設定を試みた。後述の同一の速度計を被験者に牽引させることによって、異なる歩行環境間で同じ方法で歩行速度を求めることができた。

歩行動作を調べる為に被験者の股関節、膝関節、及び足関節に可変抵抗器を装着して、矢状面での下肢関節動作を記録した。そして、接地と離地のタイミングを記録する為にフットスイッチ（DKH 社製感圧センサ S50）を左右足の踵と拇指球に取り付けた。また、被験者が日常と変わらぬ歩行を実現できるように、各歩行条件で各自の履き慣れた靴を履かせた。



初めに、床上歩行がトレッドミル歩行に先駆けて実施された。床上歩行は、トレッドミルベルトと似た材質によるラバーマット（厚さ 10mm、幅 500mm）が敷かれた 30m の歩行路（本学の廊下）での往復歩行として実施した。あらかじめ被験者には、実験装置を取り付けた状態での歩行に慣れるための十分な時間を与えた。そして可能な限り日常と同じような無理のない歩行（快適速度での歩行）を行わせた。その後、被験者は 30m の歩行路を完全に通り過ぎるようにして 10 往復（片道を 1 トライアルとして、20 トライアル）歩いた。この時、被験者に対しては「自分の最も快適な速度で歩くこと」、「10 往復を通して一定の速度で歩くこと」を指示した。

床上歩行終了後、速度計による速度記録をもとにして直ちに床上歩行での平均速度を算出した。そして被験者には約 15 分間の休息の後、速やかにトレッドミル（西川鉄工社製 NT-12 型 5.5kw）上に移動させてトレッドミル歩行を行わせた。トレッドミル歩行においても床上歩行と同一の速度計を牽引させた。床上歩行と同じ速度で被験者を歩かせるために、速度計からの速度記録を参照しながらトレッドミルベルト速度を調節した。トレッドミル上での歩行速度調節に要した時間は約 3 分間であった。この速度調節後、連続して 10 分間のトレッドミル歩行条件が実施された。

## 第2節 歩行速度の記録

歩行動作は歩行速度の変化に伴って変化すると報告されている<sup>(2)(13)</sup>。したがって、床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究では、両歩行環境による歩行動作相違の有無のみを調べる為に歩行速度を同じにしていた<sup>(1)(2)(17)(36)(37)(42)</sup>。しかしながら、床上歩行とトレッドミル歩行では同一の速度計測方法が行われていなかった。床上歩行では被験者に取り付けたマーカーをビデオ撮影することで水平移動距離を記録して速度を算出する<sup>(1)</sup>か、あるいは最も一般的な方法として、一定距離に配置した光電池と白熱灯によって通過時間を計測して速度が算出されていた<sup>(2)(36)(42)</sup>。この光電池と白熱灯を利用した方法は、測定区間における正確な平均歩行速度を算出できるがトレッドミル歩行条件に適用することはできない。また、トレッドミル上での歩行速度計測法は、トレッドミルベルト上に設置したマーカーをビデオ撮影したり<sup>(36)(37)</sup>、あるいはベルト駆動モーターの回転数からベルト速度を求めて歩行速度の算出に利用していた<sup>(1)</sup>。つまり、トレッドミル上ではトレッドミルベルト速度自体を被験者の歩行速度としていた。そして、このように歩行条件間で速度の計測法が異なる場合、実験上で生じる測定誤差についての質が歩行条件間で異なる為に、比較研究としての信頼性に欠けると考えられる。そこで本研究では、独自に作成した速度計を使用することに

よって両歩行条件で同一の速度計測方法を使用することを可能にした。

歩行動作の目的は、路面に対して身体を意図する方向へ移動させることと考えられるので、歩行速度は意図する方向への路面に対する身体の水平移動速度である。したがって、路面に対する身体移動を逐一記録する為に以下の装置（速度計）を作成した。

被験者は丈夫な皮製のベルトを腰部に装着した。そして、ベルトにアルミニウム製の棒（約 1.2m）でつながれた軽量な車輪を牽引した。歩行時の車輪の回転数は回転検出器（ロータリエンコーダ、OMRON 社製 E6C2-C）によって検出された。回転検出器の軸にかかる負荷を軽減する為に、車輪軸と回転検出器軸のそれぞれに取り付けた滑車をラバーベルトで繋ぐことで車輪の回転が伝えられた（Fig. 1 A）。この回転数は電気信号として演算機能を内蔵したデジタル回転パルスメータ（OMRON 社製 K3NR）によってカウントされ、16msecごとに速度を算出した。本研究では、被験者の牽引した車輪、回転検出器、滑車の一体化した装置を総称して速度計と呼んだ。また、この速度計の重量は 2.2kg であった。

Fig.1 A

歩行中の身体は進行方向への移動だけではなく、鉛直方向への動きも生じている。この歩行中の身体鉛直動作によって、本研究で使用した速度計は移動量増減の影響を受けていた。しかし、速度計と

被験者をつないでいる棒の角度を、可変抵抗器によって検出することで不純な速度計の移動量を取り除けた。つまり、既知の被験者腰部から速度計までの距離と角度を逐一記録することで、歩行中の身体鉛直動作と、身体鉛直動作による不純な速度計の移動量を三角関数によって逐一算出できた (Fig.1B)。そして、不純な速度計の移動量を時間微分することで速度を算出し、これを速度計から得られた速度記録から差し引くことで実際の水平方向への歩行速度を求めることができた (Fig.1C)。

Fig.1 B

Fig.1 C

### 第3節 解析対象区間

床上歩行では、たとえ被験者が一定の速度で歩いているように見えても、ステップ内 (ストライド内、Fig.2) やステップ間、さらにトライアル間 (Table.2) での歩行速度に変動があった。本研究では、各被験者の快適速度での定常歩行を研究対象としていた。そのため、床上歩行条件については、全トライアルの平均歩行速度から差のあった4区間を棄却した。さらに、速度増減の大きい可能性がある、30m区間の歩行路の両端5mについては解析対象としなかった。したがって、各被験者で16トライアル中の歩行路中間20mから、200ステップを抽出して解析した。

先述のようにトレッドミル歩行において、適応的歩行を記録する

ためには少なくとも歩行開始 3 分間を除くことが推奨されている<sup>(41)</sup>。本研究では、3 分間の練習及び速度調節期間後に 10 分間のトレッドミル歩行テストを開始した。そして後半 5 分間（つまり、トレッドミル歩行開始 8 分後以降）の 200 ステップを適応後の歩行として解析した。

#### 第 4 節 解析方法

歩行中の関節角度計、フットスイッチ、及び速度計からの信号は増幅器を内蔵したテレメータシステム（日本光電社製 マルチテレメータシステム WEB-5000）によって送受信された。これらの信号は、A/D 変換機（KEYENCE 社製 NR-110）によって 200Hz のサンプリングレートでデジタルデータに変換した後、パーソナルコンピュータを用いてオフラインにて解析を行った。また、全てのデータは、データレコーダ（TEAC 社製 PCM データレコーダ RG-200T）に同時記録した。そして、記録されたデータの処理は、波形データ観測ソフト（KEYENCE 社製 Wave Shot）と表計算ソフト（Microsoft 社製 Excel）を使用して行った。

1 ステップに要した時間（ステップタイム）は、フットスイッチからの信号をもとに計測した。また、1 ステップで獲得した距離（ストライド長）は、速度計のデータをもとにして 1 ステップごとに移

動距離を積算して算出した。そして、各歩行条件の平均ステップタイムと平均ストライド長を算出した。ヒト歩行動作制御機構の指標として、ステップタイムは最も基本的な時間的指標であり、ストライド長は最も基本的な空間的指標であると考えられる。

関節角度計と速度計のデータは、フットスイッチによって記録された右踵接地信号をトリガとして1ストライドの百分率として標準化した。その後、各歩行条件での解析対象の200ステップについて1%ごとに平均化した。また、各被験者が最も自然に直立した状態を各関節角度の0度と定めた。かくして、各被験者の典型的な床上歩行とトレッドミル歩行の歩行動作が得られた。

## 第5節 関節動作変化の評価法

### (1) 周期図とROM

歩行動作は、主として下肢関節動作による多関節動作であることは周知の事実である。視覚的に多関節の動作変化を判断する為に、各歩行条件で股関節と膝関節の200ステップの平均角度変化をもとに周期図<sup>(2)(12)(13)(41)</sup>を作成した。歩行動作が継続している限り、両関節間では歩行動作のための適切な相対的動作関係（関節間協調）が存在しているはずである。したがって、周期図の変化は歩行動作における下肢関節間の動作協調の変化を示す。また、定量的な評価

法として両関節の ROM (Range of motion:動作範囲) を求めた。

## (2) ROM の評価法

各関節の ROM が、床上歩行とトレッドミル歩行で変化したか否かを評価する為に、床上歩行の関節 ROM とトレッドミル歩行の関節 ROM の差を求めて、その差を床上歩行の関節 ROM で割ることで ROM の変化率を求めた。股関節と膝関節では ROM の絶対値が異なり、被験者間でも ROM の絶対値が異なるので、床上歩行からトレッドミル歩行への各関節の ROM の変化を変化率として標準化した。そして、床上歩行とトレッドミル歩行の股関節と膝関節の ROM 変化率の差が 5% を超えた場合、床上歩行での股関節と膝関節の関節動作の関係が、トレッドミル歩行において別の股関節と膝関節の動作関係に変化したと考えられる。この時、歩行のための下肢関節間協調がトレッドミル歩行で床上歩行と異なる協調関係に変化したと評価できる。

## (3) ROM 変化率の基準を 5% と設定した理由

定常歩行中は、ステップタイムとストライド長及び歩行速度が安定することから、股関節と膝関節の動作は、それぞれの変動範囲内で時間的、空間的に適切な相対関係を保ちつつ、一定の関節動作をしていると予想される。本研究では、多くの歩行周期数を解析しているため、各関節の ROM の平均値を各歩行条件での代表値と考え

た。

床上歩行での股関節と膝関節の ROM を基準として、トレッドミル歩行での股関節と膝関節の ROM 変化率の差が大きい時に、トレッドミル歩行での各関節 ROM の相対関係が変化したと考えられる。また、床上歩行を基準として、両方の関節 ROM がそれぞれ変化しようと、片方の関節 ROM のみが変わりしようと、股関節と膝関節の ROM 変化率に差があれば相対的な関節動作の関係が変化したと判断できる。つまり、股関節の ROM あるいは膝関節の ROM が歩行条件間で有意に変化しなくとも、股関節と膝関節の ROM 変化率の間に差があれば、相対的な関節動作関係が変化したものとした。さらに、床上歩行での股関節 ROM と膝関節 ROM の 1 SD を各関節 ROM の平均値で標準化して求めた変動係数を基準として、その合成値が 5 % 未満であることから、トレッドミル歩行での各関節 ROM の変化率の差が 5 % を超えれば、ROM の観点から床上歩行と異なる各関節の動作関係が形成されたものと判断できる。

## 第 6 節 統計学的解析

全ての被験者における、ステップタイムとストライド長の床上歩行条件とトレッドミル歩行条件間の差は、一標本 t 検定で検定した。そして、各被験者についてのステップタイムとストライド長の両条



件間の差は、二標本 t 検定で検定した。

## 第4章 実験結果

### 第1節 歩行速度

#### (1) 歩行速度の安定性

Table.2に、床上歩行での解析対象16トライアルにおける全被験者Table.2の平均歩行速度と、各トライアル間の平均速度変動を記す。本研究における被験者の平均身長は1.72mであり、Grieve et al.<sup>(13)</sup>が報告した0.7R.Sp.から快適速度は72.2m/minと予測された。全被験者についての平均歩行速度の結果は71.1m/min(約0.69R.Sp.)であった。また、ほとんどの被験者で一般的な成人男子の通常歩行速度の範囲内であった<sup>(43)</sup>。そして、床上歩行の各トライアル間の歩行速度変動は平均で2.09%と低かった。したがって、床上歩行で被験者は快適速度での定常歩行を行っていたと判断した。

#### (2) 床上歩行とトレッドミル歩行における歩行速度の同一性

トレッドミル歩行速度は、トレッドミルベルトの速度調節機能の制御能力によって、床上歩行速度と完全に一致させるには限界があった。またトレッドミルベルト速度は、特に被験者の着地や離地の歩行動作によって速度が増減する為に、常に一定の速度で駆動することはない<sup>(36)</sup>。したがって、歩行条件間での歩行速度には小さな差があった。しかし、各被験者の歩行条件間の平均速度差は平均

0.7m/min (約 1%) であり、本研究ではトレッドミル上で床上歩行と同速度の歩行を行ったと判断した。

### (3) ストライド内速度変動

Fig.2 は、床上歩行とトレッドミル歩行でのストライド内速度変動の例を示す。どちらの歩行条件でも、拇指球離地 (push off) による速度増加局面 (図中の A phase) と、股関節と膝関節の伸展による速度増加局面 (図中の B phase) が観察された。また、1 ストライド内に左右肢で同様な局面が存在する為に、ストライドの 50% を境に同様な速度変動を繰り返した。そして、この速度増加局面は両歩行条件で同様に存在した。この傾向は全ての被験者について同様であった。

Fig.2

また、Fig.2 に破線で描かれている速度変動は、鉛直動作による速度増減の影響を取り除く前の生速度データの平均速度変動である。水平方向への正確な歩行速度波形 (図中の実線) は、この生速度波形よりも複雑な変動を示した。また、生速度波形は正確な歩行速度波形よりも 50% を境にして均等な波形を描いた。

## 第 2 節 ステップタイムとストライド長

### (1) 床上歩行とトレッドミル歩行の比較

歩行動作の基本的指標であるステップタイムとストライド長は、

Fig.3

ほとんどの被験者について床上歩行とトレッドミル歩行で有意に変化した。しかし、その変化に一定傾向はなかった (Fig.3)。このことは、トレッドミル歩行への適応様式が被験者によって異なることを意味する。

全被験者の平均ステップタイムと平均ストライド長を歩行条件間で比較した時、トレッドミル歩行条件で両指標とも有意に小さくなった (Fig.4)。つまり、トレッドミル上では床上歩行よりも速いステップリズムで歩行動作が小さくなる傾向が強いことを示す。

Fig.4

また、ステップタイムとストライド長について、床上歩行とトレッドミル歩行間で統計学的に差が見られない例が観察された。トレッドミル歩行への両指標の適応的变化傾向の分布 (Fig.4) から、この例が偶発的なものであるとは考えられない。また、この被験者は後述の下肢関節動作変化を示した。

## (2) ステップタイムとストライド長の変動性

ステップタイムとストライド長の変動性は、ヒト歩行動作の神経機構における時間的制御と空間的制御の特徴を示すものとして調べた。

両指標の変動性を比較した時、歩行条件の違いに関わらずストライド長の変動はステップタイムの変動よりも大きくなった (Fig.5)。

Fig.5

このことは、ヒト歩行動作の神経的制御機構における時間的制御機構の優位性を示す。つまり、ヒト歩行動作の神経制御は、時間的な肢の動作が空間的な肢の動作よりも厳密かつ規則的な範囲となるように制御されていることを意味する。

### 第3節 下肢関節動作の協調性

歩行中の股関節と膝関節で構成される周期図の被験者6名の結果を Fig.6 に表す。この周期図は、これまでに報告されている形状<sup>(2)(13)(41)(43)</sup>と同様であった。

Fig.6

床上歩行と比較した時のトレッドミル歩行の周期図は被験者によって多様に変化した。そして、床上歩行の周期図 (Fig.6 の実線) と比較した時のトレッドミル歩行の周期図 (Fig.6 の破線) は、股関節と膝関節の ROM 変化に着目すると、次の3タイプの形状的变化が観察された。;

- I) 股関節 ROM 変化率が膝関節 ROM 変化率よりも大きいタイプ。
- II) 股関節と膝関節の ROM 変化率が同じタイプ。
- III) 股関節 ROM 変化率よりも膝関節 ROM 変化率が大きいタイプ。

この分類の I と III に属した被験者は、トレッドミル歩行での各関節の ROM 変化率の差が 5% 以上であった。また、以上の分類の各タイプにおいて、周期図のシフトを伴う例が観察された (Fig.6 の例

では下段の Subs. E、J、及び C)。そして、これらの変化は速度変化に伴う周期図の部分的な変化<sup>(2)</sup>と異なった。さらに、前述のトレッドミル歩行へのステップタイムとストライド長の適応的变化が認められなかった被験者は I のタイプに属した (Fig. 6 の Subs. N)。

全ての被験者について、床上歩行と比較した時のトレッドミル歩行における各関節の ROM 変化率を Fig. 7 に示す。各プロットが各被験者の ROM 変化率を指し示す。中心の円で囲まれた領域 (Motion non-change area) に位置した例は少なかった。また、股関節と膝関節の ROM 変化率が同等である例 (Same change rate area に属する例) も少なかった。つまり、トレッドミル歩行を遂行するにあたり、多くの被験者は下肢関節動作の適応的变化を伴っていたことを示す。そして、同速度の歩行でも下肢関節間の相対的な動作パターンを変化することが可能であることを示唆する。

Fig. 7

トレッドミル歩行では股関節の ROM が減少した例が多かった。そして、膝関節よりも股関節への適応的变化の影響が大きい傾向にあった。

また、歩行制御機構におけるリズム (時間) 制御と関節動作 (空間) 制御の観点で、床上歩行からトレッドミル歩行へのステップタイム変化と各関節の ROM 変化の相関が調べられた (Fig. 8)。股関節と膝関節の各々と、ステップタイム間の適応的動作変化に相関はな

Fig. 8

かった。

#### 第4節 歩行中の身体鉛直動作

歩行中に床面に対して発揮された力が、全て進行方向への推進力となるわけではない。進行方向の他に発揮される力の方向として、鉛直動作が考えられる。歩行は進行方向への移動が目的であるとする、身体鉛直動作の大小は歩行の動作効率の良し悪しを決定する要因と考えられる。このことは、トレッドミル歩行への適応的動作変化が生じた一因子と成り得るので着目した。

各歩行条件ごとに、全被験者の平均身体鉛直動作範囲を比較した時、トレッドミル歩行中の鉛直動作は、床上歩行中に比べて有意に減少した (Fig.9)。したがって、床上歩行よりもトレッドミル歩行は歩行動作の効率が良い傾向にあるといえる。

Fig.9

また、これは速度計に取り付けた角度計から得た演算結果なので、速度計を牽引した腰部での鉛直動作結果である。

## 第5章 考察

### 第1節 同速度の床上歩行とトレッドミル歩行動作比較の意義

本研究は、ヒト歩行動作における制御機構が各下肢関節間の相対的動作関係を適応的に変化し得るか否かを検討した。歩行の速度依存の動作変化が報告されている<sup>(2)(13)</sup>が、それは運動強度の相違による神経的制御の結果であるという可能性があり、下肢関節間協調の柔軟な適応的变化がヒト歩行制御機構に存在するのかを明確にできない。そこで本研究では、同速度の床上歩行とトレッドミル歩行の間で報告されている動作の相違に着目して、ヒト歩行中における下肢関節間協調の制御機構を検討した。

### 第2節 同一速度計測下における歩行速度の記録

#### (1) 同一歩行速度計測法の意義

本研究では、先述（第5章、第1節）のように床上歩行とトレッドミル歩行を同速度条件で実施することが前提であった。しかしながら、これまでの両歩行条件を比較した研究では、歩行速度の計測方法が必ずしも同じでなかった<sup>(1)(17)(36)(37)(42)</sup>。したがって、実験上起こりうる歩行速度計測の精度と質的な誤差が歩行条件間で異なる為に、比較研究としての信頼性に欠けていた。



本研究では、(方法で述べたように)歩行条件間の歩行速度計測方法を一致させた。このことは、本研究で得られた歩行動作指標を歩行条件間で比較し、論じることの論理的背景を強固としたと言える。

## (2) 歩行速度パターンの比較

Sevelberg et al.<sup>(36)</sup>は、駆動力の異なる3種類のトレッドミル上での歩行時に各ベルト速度の変動を測定し、1歩行周期中のベルト速度変化パターンが異なることを見つけた。さらに、駆動力の小さいトレッドミルほどベルト速度変動は大きくなった。そして、歩行動作が各トレッドミル間で異なることから、トレッドミル上での歩行動作はトレッドミルベルト速度変動に依存すると考えた。トレッドミル歩行において、トレッドミルベルト自体の駆動速度が歩行速度としてみなされている。しかし、トレッドミルベルトの速度は歩行速度そのものではない。たとえこの方法でも比較的長い時間の歩行を対象に算出するのであれば、トレッドミルベルト速度と歩行速度は同一とみなせるだろう。しかしながら、比較的短い時間の歩行や数ステップを対象にする場合は誤差が大きくなると考えられる。また、1ストライド内での歩行速度変動を計測することは困難を極める。したがって、床上歩行とトレッドミル歩行で、特に1ストライド内の速度変動を比較することは困難であり、たとえ比較できたとしても信頼性に欠けるだろう。

本研究における速度計は、路面に対しての身体の平行移動を忠実かつ短い時間まで検出するように設計された。そのため、1ストライド中の速度変化パターンを歩行条件間で比較することもできた。結果 (Fig. 2) で示したように、ストライド内速度変動は歩行条件間で同様なパターンの曲線が得られた。また、歩行の目的は意図する方向への身体移動であるので、少なくとも本研究で使用されたよりも大きな駆動力を有するトレッドミル上での移動様式は、各被験者で床上と同様な歩行様式であると考えられる。

### 第3節 ステップタイムとストライド長の適応的变化

#### (1) トレッドミル歩行への適応的变化

同速度の床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究では、歩行動作の基本指標としてのステップタイム (又は cadence) とストライド長が比較されている<sup>(1)(29)(37)(42)</sup>。ステップタイムは歩行動作機構の時間的制御を、ストライド長は歩行動作の空間的制御を端的に示す。しかしながら、研究者ごとに報告は異なっていた<sup>(1)(29)(37)(42)</sup>。本研究での全ての被験者についての結果は、トレッドミル歩行で短いステップタイムとストライド長であった。この傾向は、両指標についての同様な結果を得ている先行研究を一概に支持するものではない。それは、例えばトレッドミル歩行で短いステップタイムと長いスト

ライド長<sup>(1)</sup>というように、両歩行条件間で同速度条件に設定できていなかった可能性が先行研究に存在するからである。また、歩行動作が人によって多様に異なるにも関わらず、これまでの比較研究では全被験者についての総合的な傾向を示すにとどまり、歩行動作に存在する個人差が無視される傾向にあった。本研究結果で、トレッドミル歩行への適応様式が被験者によって多様に異なるという結果は、ヒト歩行動作の適応的制御機構が単純な反射的応答だけでなく、柔軟な適応様式が制御機構に存在するか、あるいは適応制御機構の応答がヒトによって異なることを示唆する。

## (2) ヒト歩行動作の時間的・空間的制御

各歩行条件のステップタイムとストライド長の変動性の結果から、定常歩行において、ヒトは精密に歩行動作の時間と空間を制御していることが示唆される。そして、全ての被験者のステップタイムはストライド長よりも安定していた。このことは、ヒト歩行動作の神経的制御戦略が空間的よりも時間的に優位な制御がなされていることを示唆する。つまり、ヒトは歩行中の各ステップで異なる小さな外的変化に対して対側肢間の動作リズムを保ちつつ、ストライド長を決定する各肢の関節動作を微妙に調整しながら歩く傾向にあると考えられる。

#### 第 4 節 下肢関節間協調

##### (1) 下肢関節間協調の多様な適応的变化

定常歩行中の関節動作は、その規則性や日常に見られる各個人の歩行動作の特徴から、既に定められた動作パターンを実行しているように思われる。しかし、同速度の定常歩行中でも路面状況のような必ずしも常に一定でない環境に対応して動作変化をする必要があることから、歩行動作制御機構には外的変化に瞬時、または適応的に対応するための機構が備わっている<sup>(34)(50)</sup>。脊髄ネコ歩行周期中に与えた触覚刺激によって歩行動作の伸展や屈曲動作の反射に影響が生じる(反射の逆転現象)。これは、与えられた触覚刺激が脊髄のCPGにフィードバックされて歩行動作に影響する現象とされている<sup>(11)</sup>。この報告からCPGは、歩行活動を行う時に筋の収縮やそのタイミングを決定するのに中心的な役割を果たしていると考えられている<sup>(35)</sup>。もし、ヒト歩行動作制御機構においても、動作変化はCPGのリズム発現に強く依存しているならば、本研究でのトレッドミル歩行への適応で、各被験者はステップタイム依存の関節動作変化を示すはずであった。そして、各関節の動作変化の間には相関があるだろう。しかしながら、本研究で各被験者はトレッドミルへの様々な動作適応を示した。さらに、床上歩行とトレッドミル歩行で同じステップタイムであっても動作変化を示す例が観察された。このこ

とは、CPG に依存せずとも関節動作の適応的变化が可能であることを示唆するものである。

一方ではネコ<sup>(44)(45)(46)(47)(48)(49)(50)</sup>やサル<sup>(28)</sup>の研究から CPG と spinal stepping generator の運動ニューロン群は、歩行におけるパターン生成のために、各々で脊髄上位中枢の支配を受けているとされる<sup>(28)(50)</sup>。それならば、CPG に依存しなくとも関節動作は適応的に変化しうるはずであり、本研究の結果は、この論理を支持するものであった。

また、ROM 変化の傾向に関わらず、周期図の移動 (Fig. 6 下段) は、歩行中に関節動作を発現していた筋の可動位置が異なっていたことを意味する。例えば、最大刺激のもとで筋が 1 回収縮するときの機械的応答 (力、速度) は収縮開始前の筋長と与えられた負荷条件によって異なる<sup>(21)</sup>。さらに、筋の可動位置の相違は、動作に関わる空間的処理が違っていたこと示唆する。したがって、周期図の移行を伴った被験者は、可動域制御とは別に下肢関節動作と歩行動作の為の協調性に関わる位置的制御変化を行ったと示唆される。

## (2) 股関節と膝関節の適応的動作制御の独立性

CPG の中でも歩行リズムの活動に限られる神経機構 (spinal stepping generator<sup>(4)(6)(28)(34)</sup>) は、前肢および後肢支配の髄節レ

ベルにおいて左右の髄節にそれぞれ独立して存在する<sup>(28)</sup>。ヒト歩行中でも、両下肢のそれぞれで速度とリズムの異なる歩行が可能である<sup>(34)</sup>ことから、それらの generator は各肢で独立した動作パターンを形成できると考えられる。このような CPG の階層性の中で、さらに各肢の各関節動作制御における独立性は不明である。本研究では、股関節 ROM と膝関節 ROM のトレッドミル歩行への適応的変化の関連性を評価することによって、各関節動作制御の機構を明らかにすることを試みた (Fig.7)。トレッドミル歩行への適応的動作変化の結果、多くの例で股関節と膝関節の変化傾向と変化率が一致しなかったことは、ヒト動作制御機構が適応過程で各関節ごとに独立して動作パターンを形成できることを示唆する。そして、歩行動作を変化させる脊髄上位中枢や体制感覚受容器からの情報<sup>(28)(50)</sup>が、各関節の動作制御機構をそれぞれに修飾して動作パターンを生成している可能性を示唆する。

## 第 6 章 結論

同速度の床上歩行とトレッドミル歩行の間で観察される時間的及び空間的動作指標の相違と、それらの指標と必ずしも連動しない下肢関節動作の相違が確認された。歩行動作の神経的制御戦略の観点から、トレッドミル歩行への適応で観察された下肢関節動作協調変化の多様性は、ヒト歩行動作制御機構の適応過程における柔軟性を示唆する。

また、ヒト歩行動作制御機構において下肢関節間協調制御が CPG による時間的制御から部分的に独立性を有する可能性が示唆された。

## 第7章 要約

- 1、ヒト歩行動作の神経制御機構を調べるために、同速度の床上歩行とトレッドミル歩行を実施した。そして、ステップタイム、ストライド長、下肢関節動作を歩行条件間で比較することにより、床上歩行とトレッドミル歩行の動作指標の相違を検討した。
- 2、床上歩行とトレッドミル歩行の比較研究としての論理的背景を堅固とするために、床上歩行とトレッドミル歩行で同一の歩行速度計測方法を実施した。
- 3、歩行条件間でステップタイムとストライド長は、ほとんどの被験者で相違が認められた。しかし、各指標のトレッドミル歩行への適応的变化に一定の傾向は見出せなかった。
- 4、トレッドミル歩行への股関節動作範囲の適応的变化は顕著であり、床上歩行よりも動作範囲が減少する傾向にあった。そして、股関節と膝関節の動作変化は対応しなかった。また、被験者間で異なるトレッドミル歩行への変化様式を示した。さらに、各関節動作範囲の変化はステップタイムの変化と相関がなく、歩行条件間でステップタイムが同じでも関節動作を変化した例が確認された。
- 5、以上のことから、ヒト歩行動作は同速度の歩行であっても適応



的に各々の関節について動作パターンを変化できることが示された。そして、ヒト歩行動作に関わる神経制御機構で、脊髄CPGによって決定される歩行リズム制御に依存せずとも歩行のための下肢関節間協調を変容し得る可能性が示唆された。

## 謝辞

本実験の被験者として御協力をいただいた本学大学院生および学部生に厚く御礼申し上げます。並びに、トレッドミルを使用するにあたり、格別な御配慮を賜った本学運動生理学研究室に深く感謝の意を表します。

本稿を終えるに臨み、御指導を賜った本学スポーツ健康科学研究科米田継武教授に深く感謝の意を表します。

## 引用文献

- (1) Alton, F. Baldey, L. Caplan, S. Morrissey, M.C.: A kinematic comparison of overground and treadmill walking, Clin. Biomechanics, 13, 434-440, (1998)
- (2) Charteris, J.: Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications, Int. J. Rehab. Research, 5(4), 507-518, (1982)
- (3) Charteris, J. and Taves, C.: The process of habituation to treadmill walking: a kinematic analysis., J. Perceptual and Motor Skills, 47, 659-666, (1978), Charteris, J.: Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications, Int. J. Rehab. Research, 5(4), 507-518, (1982) より引用
- (4) Dietz, V. Zijlstra, W. Duysens, J.: Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion., Exp. Brain Res., 101(3), 513-520, (1994)
- (5) Dietz, V. Zijlstra, W. Prokop, T. Berger, W.: Leg muscle activation during gait in parkinson's disease: adaptation and interlimb coordination, Electroencephalogr Clin Neurophysiol., 97, 408-415, (1995)
- (6) Dietz, V. Colombo, G. Jensen, L.: Locomotor activity in spinal man., Lancet, 344, 1260-1263, (1994)
- (7) Dimitrijevic, M.R. Gerasimenko, Y Pinter, M.M.: Evidence for a spinal central pattern generator in humans., Ann NY Acad Sci., 16(860), 360-376, (1998)
- (8) 江原義弘: 各種動作の運動分析; 歩き始め, 黒川幸雄、高橋正明、鶴見隆正 編 運動分析, 第1版, 69-76, 三輪書店:東京 (2000)
- (9) 江原義弘: 関節モーメント計算の原理, 臨床歩行分析研究会 編 関節モーメントによる歩行分析, 第1版, 13-18, 医歯薬出版株式会社:東京 (1997)
- (10) Forssberg, H. and Grillner, S.: The locomotion of the acute spinal cat injected with clonidine i.v., Brain Res., 50, 184-186, (1973)
- (11) Forssberg, H. Grillner, S. Rossignol, S.: Phase dependent reflex reversal during walking in the chronic spinal cat., Brain Res., 85, 103-107, (1975)
- (12) Grieve, D.W.: The Assessment of Gait, Physiotherapy, 55, 452-460, (1969)

- (13) Grieve, D.W.: Gait patterns and the speed of walking, Biomedical Engineering, 3, 119-122, (1968)
- (14) Grillner, S.: On the generation of locomotion in the spinal dogfish, Exp. Brain Res., 20, 459-470, (1974)
- (15) Grillner, S.: Control of locomotion in bipeds, tetrapods and fish. In: Motor control., Brooks V.B. editor Handbook of physiology, sect 1, The nervous system, vol II, part 2, 1179-1235, Am Physiolo Soc.:Washington DC (1981)
- (16) Hannah, R.E. Foort, J. Cousins, S.J. Cooper, D.: Gait analysis and the C.A.R.S.-U.B.C. Electrogoniometer., International Electrical and Electronics Conference, Tronto., (1979), Isacson, J. Gransberg, L. Knutsson, E.: Three-dimensional electrogoniometric gait recording, J. Biomechanics, 19(8), 627-635, (1990)より引用
- (17) Isacson, J. Gransberg, L. Knutsson, E.: Three-dimensional electrogoniometric gait recording, J. Biomechanics, 19(8), 627-635, (1986)
- (18) Johnston, R.C. Smidt, G.L.: Measurement of hip joint motion during walking., J. Bone Joint Surg., 51, 775-790, (1969), Isacson, J. Gransberg, L. Knutsson, E.: Three-dimensional electrogoniometric gait recording, J. Biomechanics, 19(8), 627-635, (1987)より引用
- (19) Karpovich, P.V. Herden, E.L. Asa, M.M.: Electrogoniometric study of joints., U.S. arm. Forces med. J., 11, 424-450, (1960), Isacson, J. Gransberg, L. Knutsson, E.: Three-dimensional electrogoniometric gait recording, J. Biomechanics, 19(8), 627-635, (1986)より引用
- (20) Kettelkamp, D.B. Johnson, R.J. Smidt, G.L. Chao, E.Y. Walker, M.: An electrogoniometric study of knee motion in normal gait., J. Bone Joint Surg., 52, 775-790, (1970), Isacson, J. Gransberg, L. Knutsson, E.: Three-dimensional electrogoniometric gait recording, J. Biomechanics, 19(8), 627-635, (1988)より引用
- (21) 金子公有: 瞬発的パワーからみた人体筋のダイナミクス, 第1版, 5-7, 杏林書院 (1977)
- (22) 小林誠、野村泰伸、Pakdaman, K.、佐藤俊輔: 二足歩行運動の動的安定性, 信学技報, 7, 63-69, (1997)
- (23) Lamb, T. and Yang, J.F.: Could different directions of infant stepping be controlled by the same locomotor central pattern generator?, J. Neurophysiol., 83, 2814-2824, (2000)

- (24) Lamoreux, L. W. : Kinematic measurements in the study of human walking., *Bull. Prosth. Res.*, 10(15), 3-84, (1971), Isacson, J. Gransberg, L. Knutsson, E. : Three-dimensional electrogoniometric gait recording, *J. Biomechanics*, 19(8), 627-635, (1989)より引用
- (25) Milner, M. Dall, D. : Angle diagrams in the clinical assessment of locomotor function: preoperative data on patients requiring total hip reconstruction., In *Proceedings of the 26th ACEMB, Minneapolis.*, (1973), Charteris, J. : Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications, *Int. J. Rehab. Research*, 5(4), 507-518, (1984)より引用
- (26) Milner, M. Dall, D. Ruff, A.L. Brennan, P.K. : Pre- and post-operative angle diagrams in cases of total hip reconstruction., In *Proceedings of the 5th Canadian Medical and Biological Engineering Conference, Montreal.*, (1979), Charteris, J. : Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications, *Int. J. Rehab. Research*, 5(4), 507-518, (1983)より引用
- (27) Mori, S. and Takakusaki, K. : Integration of posture and locomotion, Amblard, B. Berthoz, A. and Clarac, F. editors *Posture and Gait : Development, adaptation and modulation*, 341-354, Elsevier Science Publishing Company Inc. : New York (1988)
- (28) 森茂美 : 運動の階層性制御, 宮本省三、沖田一彦 選 運動制御と運動学習, 第1版, 23-47, 三秀舎 : 東京 (1997)
- (29) Murray, M.P. Kory, R.C. Sepic, S.B. : Walking patterns of normal women., *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51, 637-650, (1970), Charteris, J. : Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications, *Int. J. Rehab. Research*, 5(4), 507-518, (1985)より引用
- (30) Nelson, R.C. Dillman C.J. Lagasse, P. Bickett, P. : Biomechanics of overground versus treadmill running, *Med. Sci. Sports.*, 4(4), 233-240, (1972)
- (31) Nester, C. : The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking, *Gait Posture*, 12, 251-256, (2000)
- (32) 中島宗量、野村泰伸、佐藤俊輔 : 二足歩行運動の力学系モデ

- ル, 信学技報, 7, 71-78, (1997)
- (33) 大橋正洋: 臨床における運動分析の目的, 黒川幸雄、高橋正明、鶴見隆正 編 運動分析, 第1版, 2-12, 三輪書店:東京 (2000)
- (34) Prokop, T. Berger, W. Zijlstra, W. Dietz, V.: Adaptational and learning processes during human split-belt locomotion: interaction between central mechanisms and afferent input, Exp. Brain Res., 106, 449-456, (1995)
- (35) Schmidt, R. A.: 概念モデル内の開回路制御, 調枝孝浩 監訳 運動学習とパフォーマンス, 第1版, 80-89, 大修館書店:東京 (1994)
- (36) Sevelberg, H. H. Vorstenbosch, M. A. Kamman, E. H. van de Weijer, J. G. Schambardt, H. C.: Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion, Gait Posture, 7, 26-34, (1998)
- (37) Strathy, G. M. Chao, E. Y. Laughman, R. K.: Changes in knee function associated with treadmill ambulation, J. Biomechanics, 16(7), 517-522, (1983)
- (38) 坂本修一、野村泰伸、Pakdaman, K.、佐藤俊輔: 心拍・呼吸・歩行リズム間の相互作用と協調, 信学技報, 5, 53-60, (1997)
- (39) 有働正夫: 運動と神経, 石子利寛、杉浦正輝 共編著 運動生理学, , 81-82, 建帛社:東京 (1998)
- (40) Van Ingen Schenau, G. J.: Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion., Med. Sci. Sports Exerc., 12, 257-261, (1980), - White, S. C. Yack, H. J. Tucker, C. A. Lin, H. Y.: Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking, Med. Sci. Sports Exerc., 30(10), 1532-1542, (1998) より引用
- (41) Wall, J. C. and Charteris, J.: A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking, Ergonomics, 24(7), 531-542, (1981)
- (42) White, S. C. Yack, H. J. Tucker, C. A. Lin, H. Y.: Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking, Med. Sci. Sports Exerc., 30(10), 1532-1542, (1998)
- (43) Whittle, M. W.: Gait analysis: an introduction, second edition, Butterworth Heinemann: Oxford (1996)
- (44) 渡部琢也: 除脳ネコを用いた歩行中の肢間協調の筋電図学的解析, 順天堂大学大学院体育学研究科修士論文, (1996)

- (45) Yanagihara, D. Udo, M. Kondo, I. Yoshida, T: A new learning paradigm: adaptive changes in interlimb coordination during perturbed locomotion in decerebrate cats. , Neurosci Res., 18(3), 241-244, (1993)
- (46) 柳原大: 歩行の適応制御に関わる小脳の一酸化窒素, 運動性化学, 10, 11-16, (1998)
- (47) 柳原大: 歩行運動の適応制御: 小脳シナプス可塑性から、計算論、ロボットへ, バイオメカニクス研究, 3(3), 201-210, (1999)
- (48) 柳原大: 歩行運動における小脳の役割, 神経科学の進歩, 44(5), 793-800, (2000)
- (49) 柳原大: 歩行の適応, 生体の科学, 45(5), 402-403, (1994)
- (50) 柳原大: 運動におけるパターン生成の神経機構, 森寿、真鍋俊也、渡辺雅彦、岡野栄之、宮川剛 編 脳神経科学イラストレイテッド, 第1版, 225-231, 羊土社: 東京 (2000)
- (51) 山本澄子: 歩行時の関節モーメントと筋活動, 臨床歩行分析研究会 編 関節モーメントによる歩行分析, 第1版, 19-24, 医歯薬出版株式会社: 東京 (1997)

# The control of inter-joint coordination in human walking.

Tomonori Kitoh

## Summary

1. The present study was undertaken to clarify the control of inter-joint coordination in human walking. Step time, stride length, and joint movement during walking were compared between overground and treadmill walking.
2. An identical speed measurement method was applied to overground and treadmill walking in order to establish a uniform speed condition in both environments. This method enabled further strengthening of the logical background of this comparative study.
3. For most subjects, step time and stride length differed between both walking conditions. However, those characteristics didn't show a uniform tendency among all subjects.
4. When overground and treadmill walking were compared, it was remarkable that the ROM (Range Of Motion) of hip joint during treadmill walking was changed, and the size of motion of the hip joint in treadmill walking decreased in almost all subjects. However, knee joint motion didn't show a tendency of either increase or decrease of joint angle movement. Furthermore, those characteristics didn't show a uniform pattern among all subjects. The ROM of each joint changed in treadmill walking regardless of the change of step time.
5. Therefore, it is suggested that the control of movement (inter-joint coordination) might be partially independent of the rhythmic control (inter-limb coordination) in adaptation to changes in walking condition.



**Table.1. Subject characteristics**

Subject	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)
A	25	1.75	65.4
B	19	1.70	64.4
C	21	1.63	64.5
D	21	1.71	61.0
E	21	1.81	68.0
F	24	1.71	77.1
G	25	1.68	69.0
H	21	1.80	79.7
I	23	1.75	67.2
J	22	1.65	61.0
K	19	1.69	66.7
L	21	1.68	61.0
M	24	1.73	74.5
N	23	1.75	72.8
O	30	1.78	69.0
P	20	1.75	72.0
Q	21	1.71	62.0
R	23	1.73	76.3
S	22	1.71	68.0
Mean	22.4	1.72	68.4
Max	30	1.81	79.7
Min	19	1.63	61.0
SD	2.50	0.04	5.55

**Table.2. Walking parameters**

Subject	Walking speed (m/min)	SD (m/min)	CV (%)
A	50.9	0.79	1.56
B	56.8	1.06	1.86
C	68.9	1.09	1.59
D	68.5	1.68	2.45
E	68.3	2.08	3.05
F	54.9	2.18	3.97
G	85.0	2.18	2.56
H	74.2	2.07	2.80
I	83.5	0.82	0.98
J	76.2	1.91	2.51
K	66.9	1.11	1.66
L	76.1	1.73	2.28
M	81.0	1.22	1.52
N	71.7	1.67	2.32
O	76.0	0.64	0.84
P	67.2	1.23	1.83
Q	65.9	1.31	1.99
R	82.6	1.41	1.71
S	76.7	1.66	2.16
Mean	71.1		2.09
SD	9.57		
Max	85.0	2.18	3.97
Min	50.9	0.64	0.84

\* All parameters were calculated from 16 trials in overground condition.

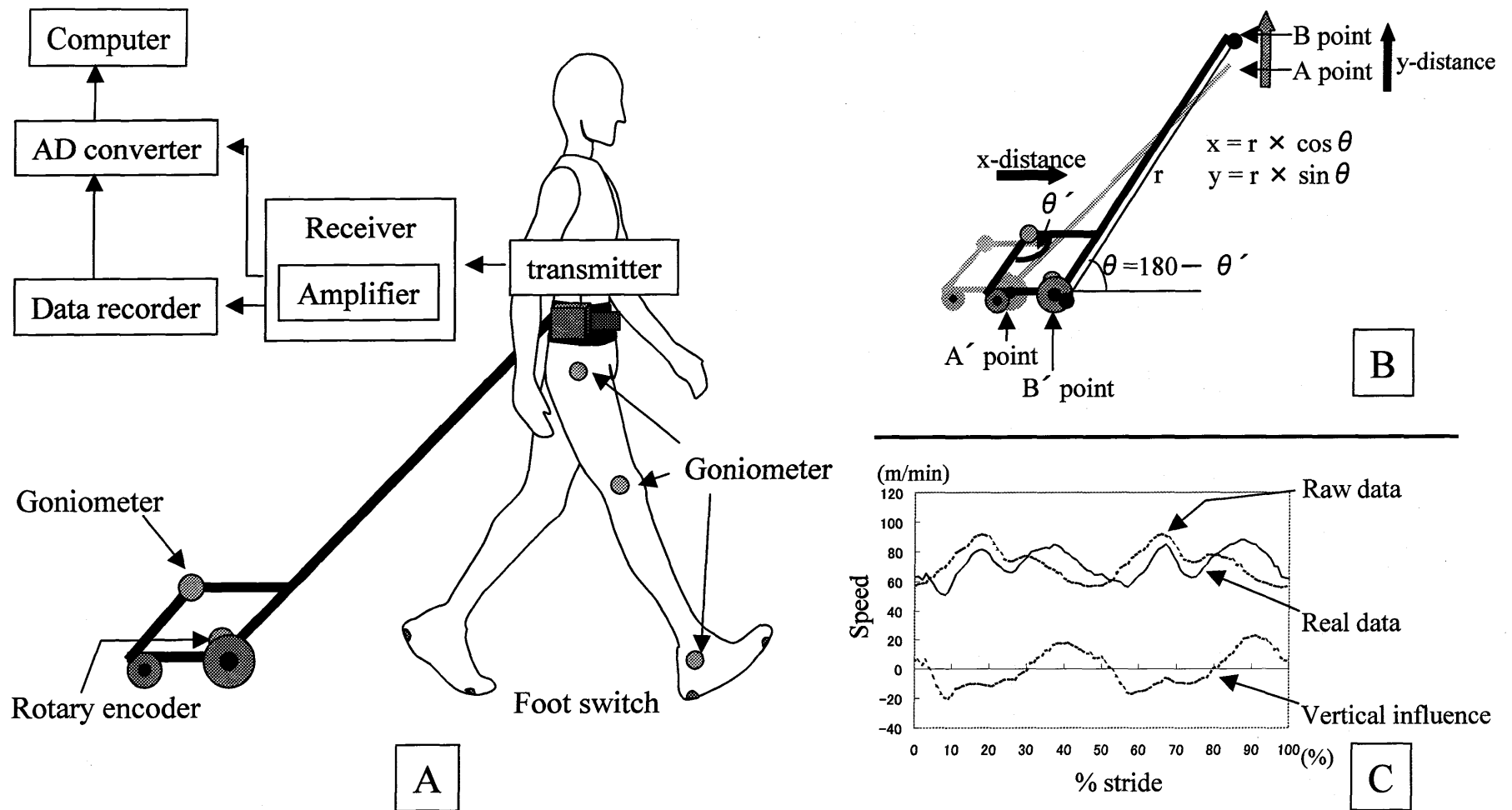


Fig.1. A: Diagram of the experimental apparatus. B: Calculation of vertical sway effect. The rod length ( $r$ ) was constant. The angle between surface and rod ( $\theta$ ) was measured by goniometer. For example, the horizontal transfer from point A' to point B' when the subject moved from point A to point B during walking, could be calculated by the difference between the coordinates of each point. C: An example of the intra-stride speed variation during walking. The raw data represents the curve which was measured by the speedometer only. The real data was calculated by eliminating the vertical factors from the raw speed data.

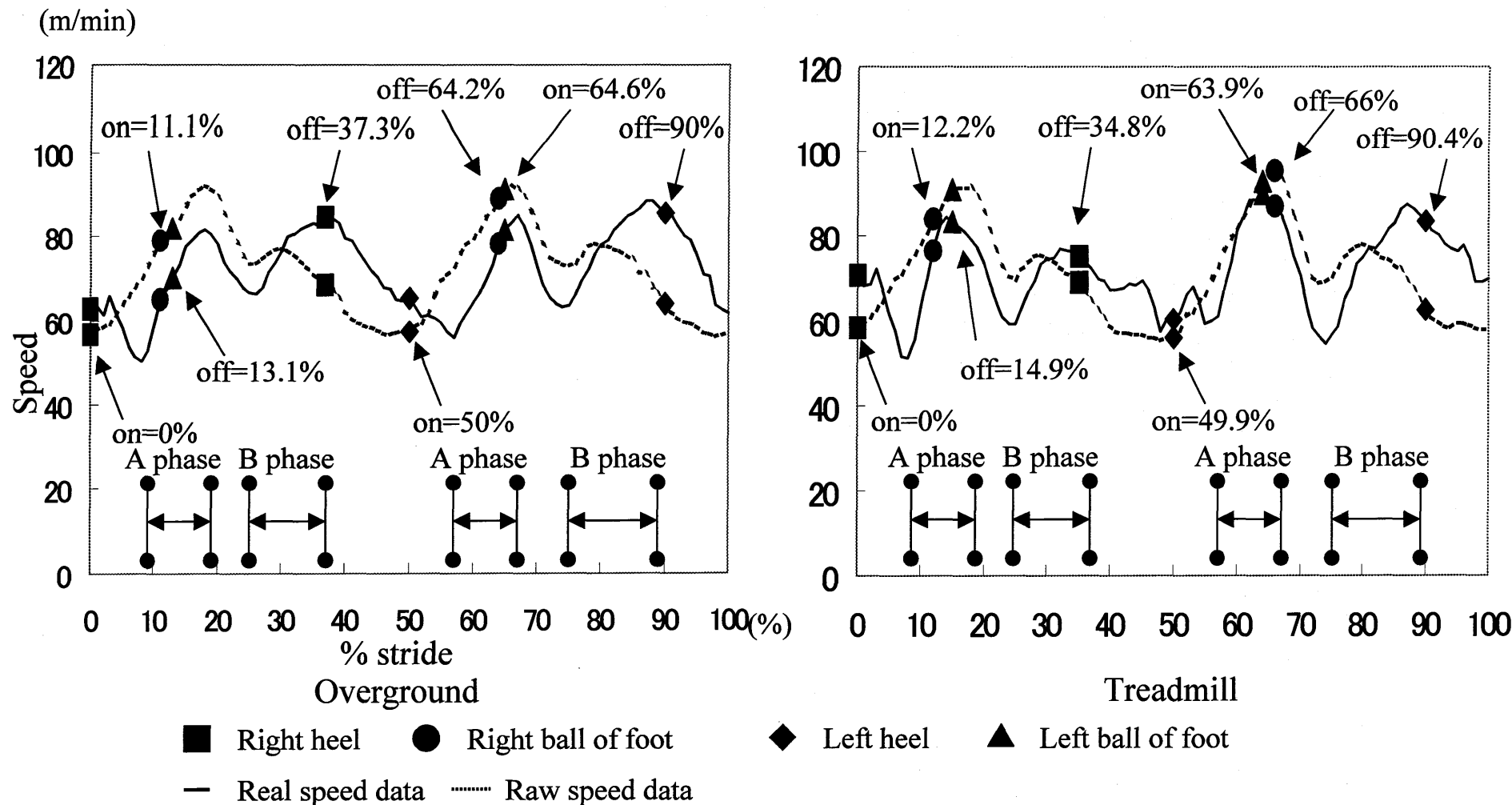
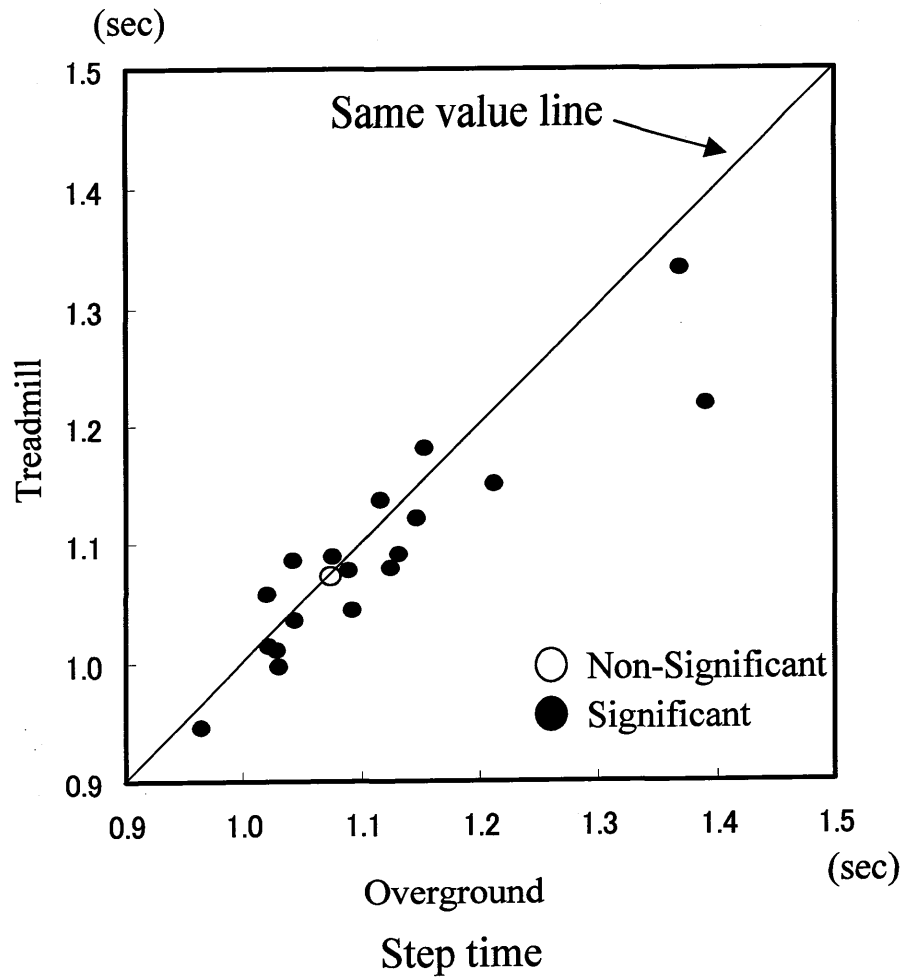
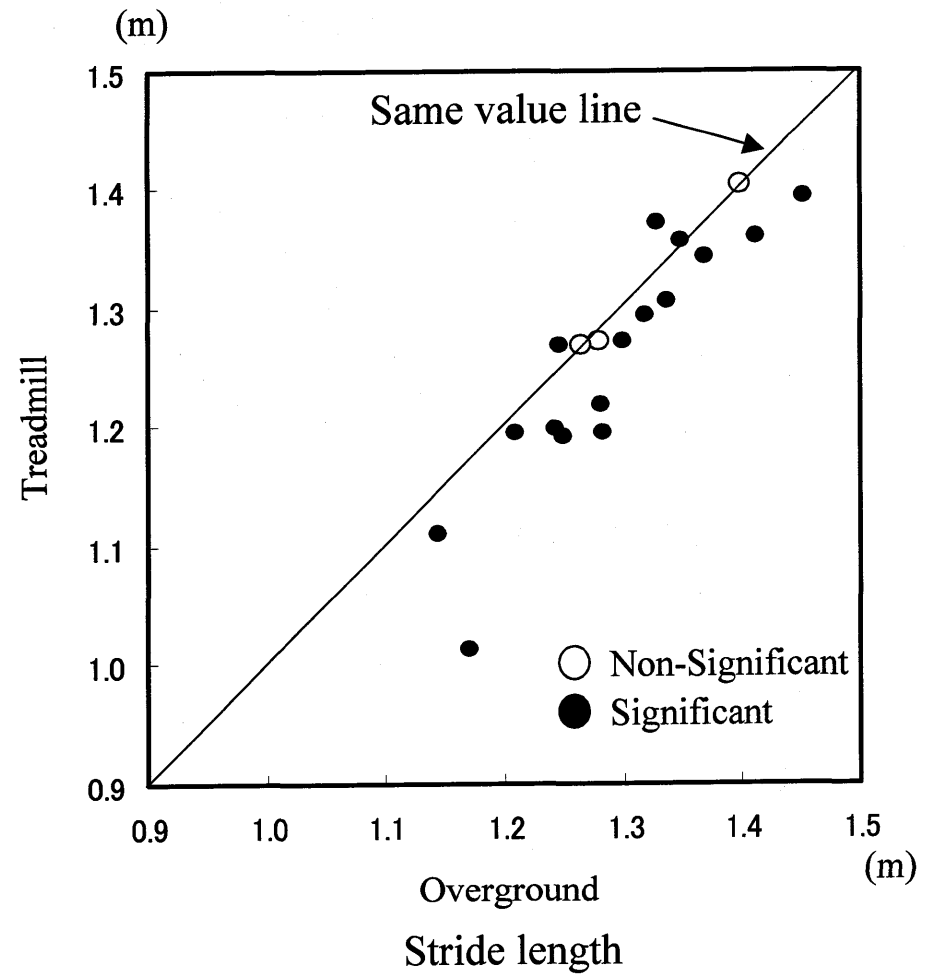


Fig.2. A typical example of the intra-stride speed variation during overground (left) and treadmill walking condition (right). Phase A is speed increase phase by push off of ball of foot. Phase B is speed increase phase by extension of hip and knee joint.

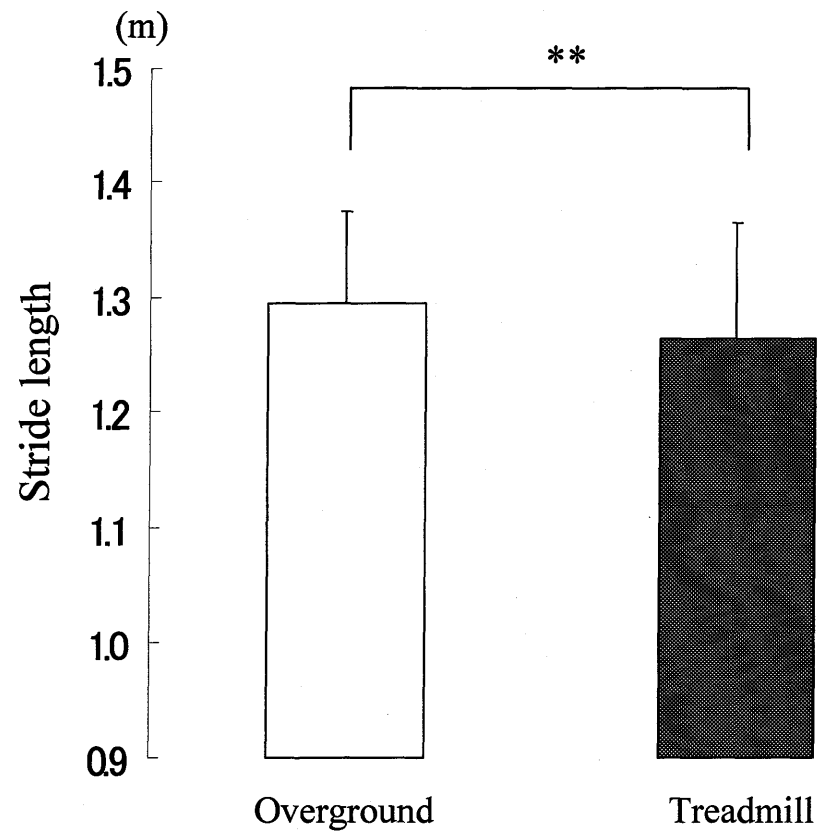
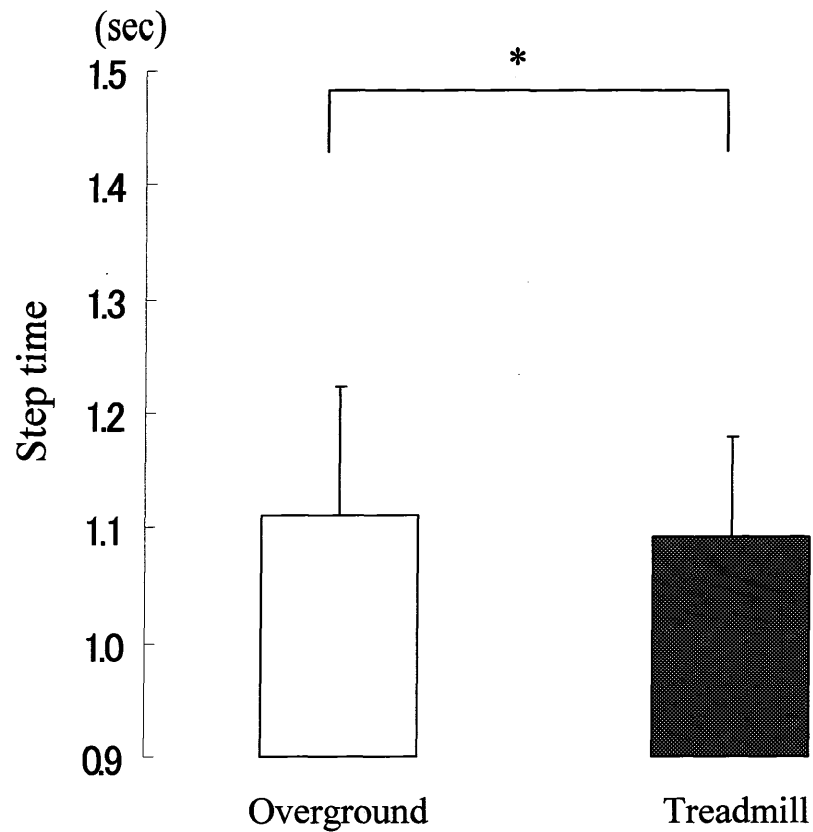


A



B

Fig.3. Tendency of step time (A) and stride length (B) in comparison of overground and treadmill walking.



Step time

Stride length

\* ;  $p < 0.05$

\*\* ;  $p < 0.01$

Fig.4. Comparison of step time and stride length between overground and treadmill walking. Mean step times (left) and stride lengths (right) for all subjects during overground and treadmill walking.

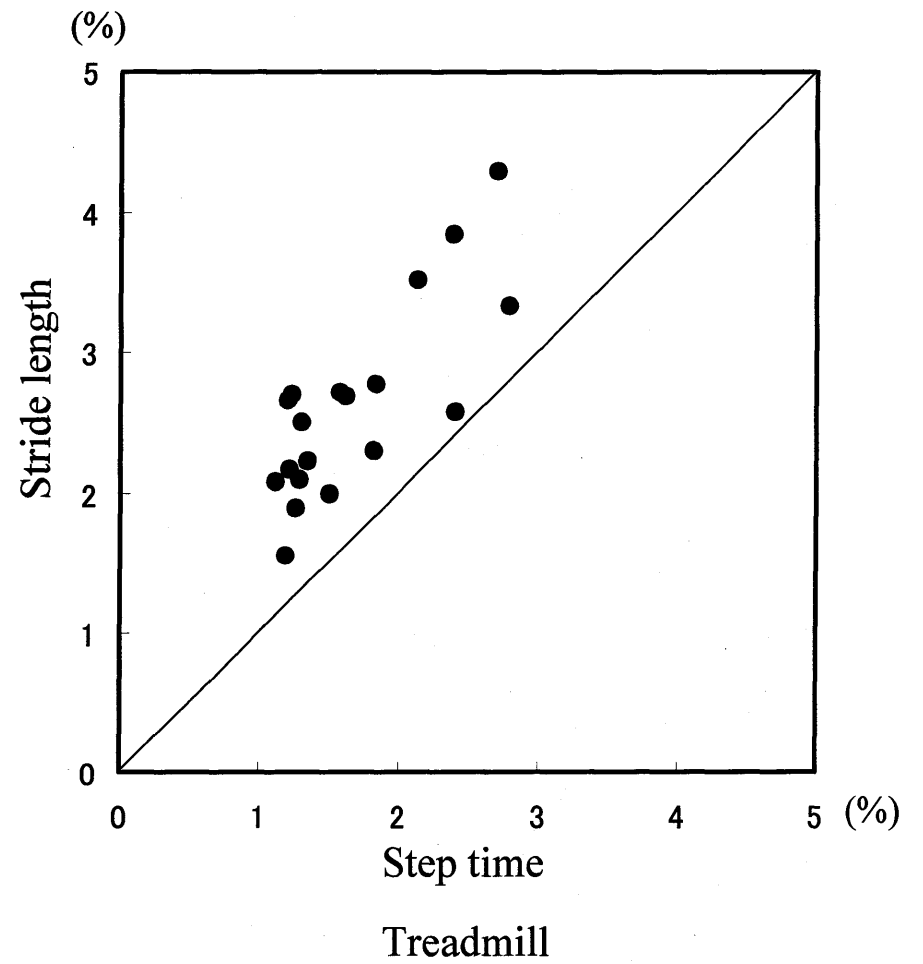
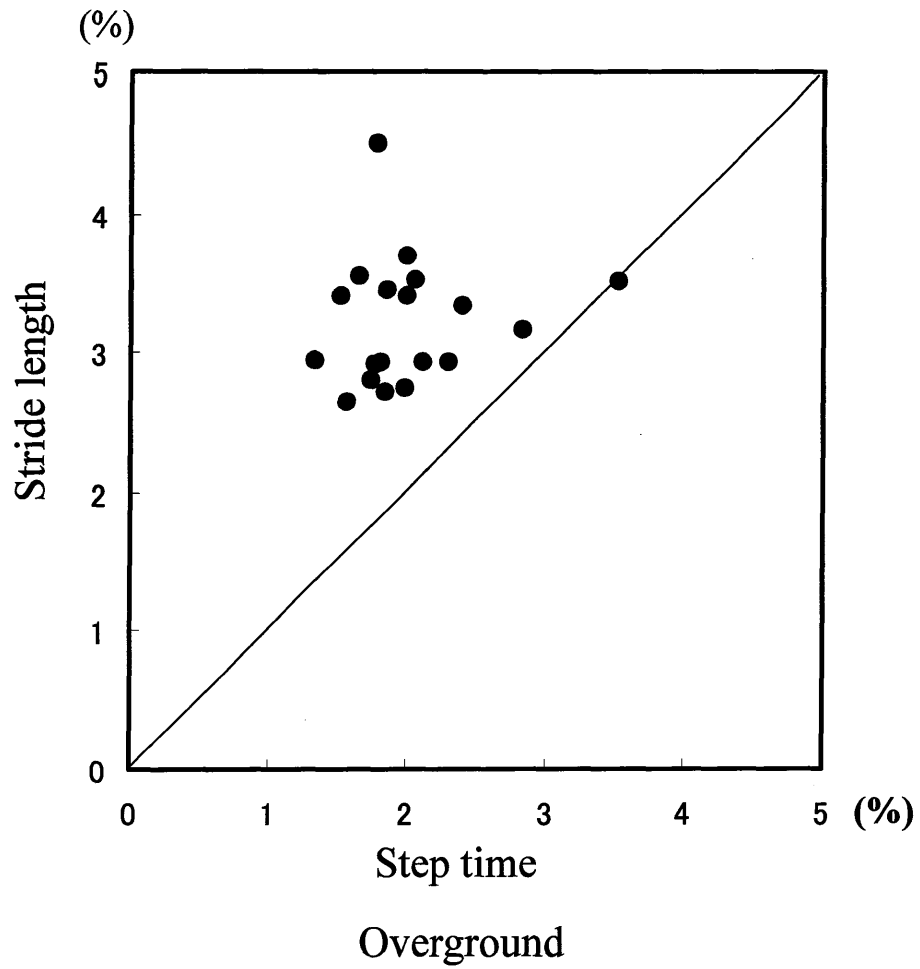
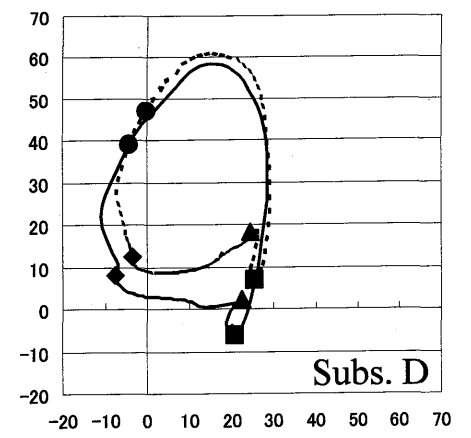
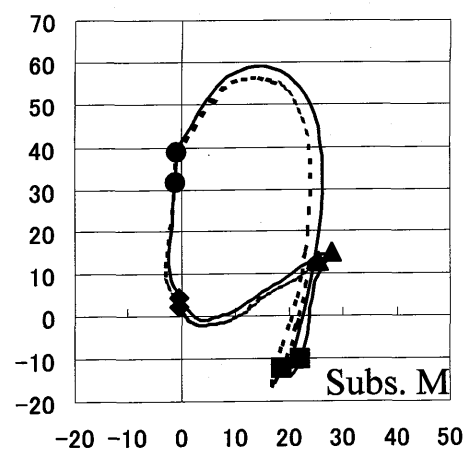
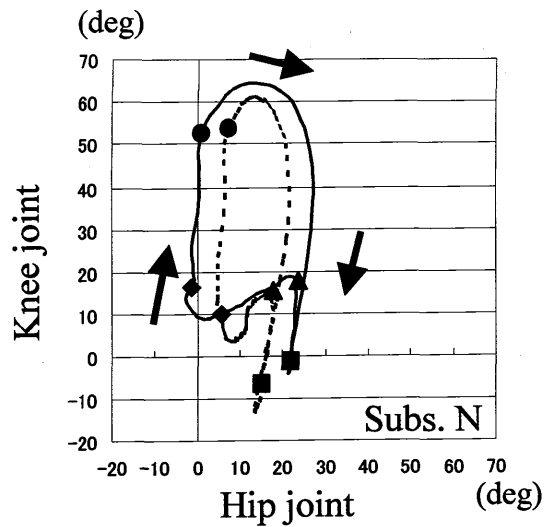
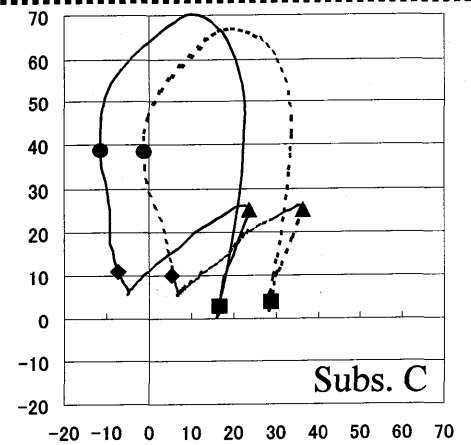
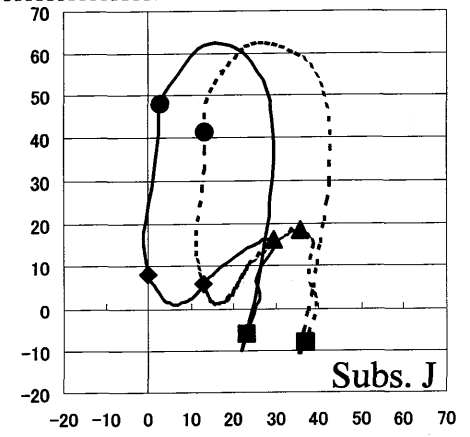
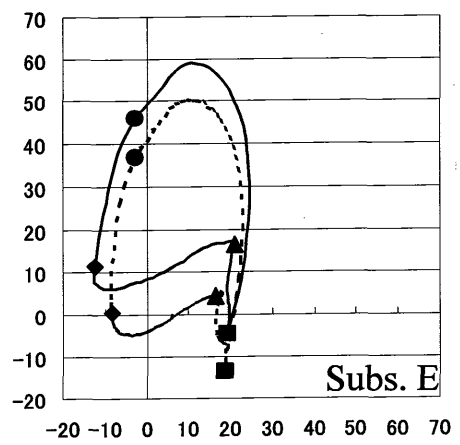


Fig.5. Comparison of coefficient variation (CV) between step time and stride length in overground (left) and treadmill walking condition (right).

Non-Shift



Shift



I

II

III

- Right heel strike      ● Right ball of foot off      ◆ Left heel strike      ▲ Left ball of foot off
- Overground walking      - - - - Treadmill walking

Fig.6. Hip-knee cyclogram of overground and treadmill walking. I : This is a case where change rate of the range of hip motion at treadmill walking, when compared to overground walking, was greater than that of knee motion. II : This is a case where change rate of the range of hip motion at treadmill walking, when compared to overground walking, was almost the same as that of knee motion. III: This is a case where change rate of the range of hip motion at treadmill walking, when compared to overground walking, was smaller than that of knee motion.



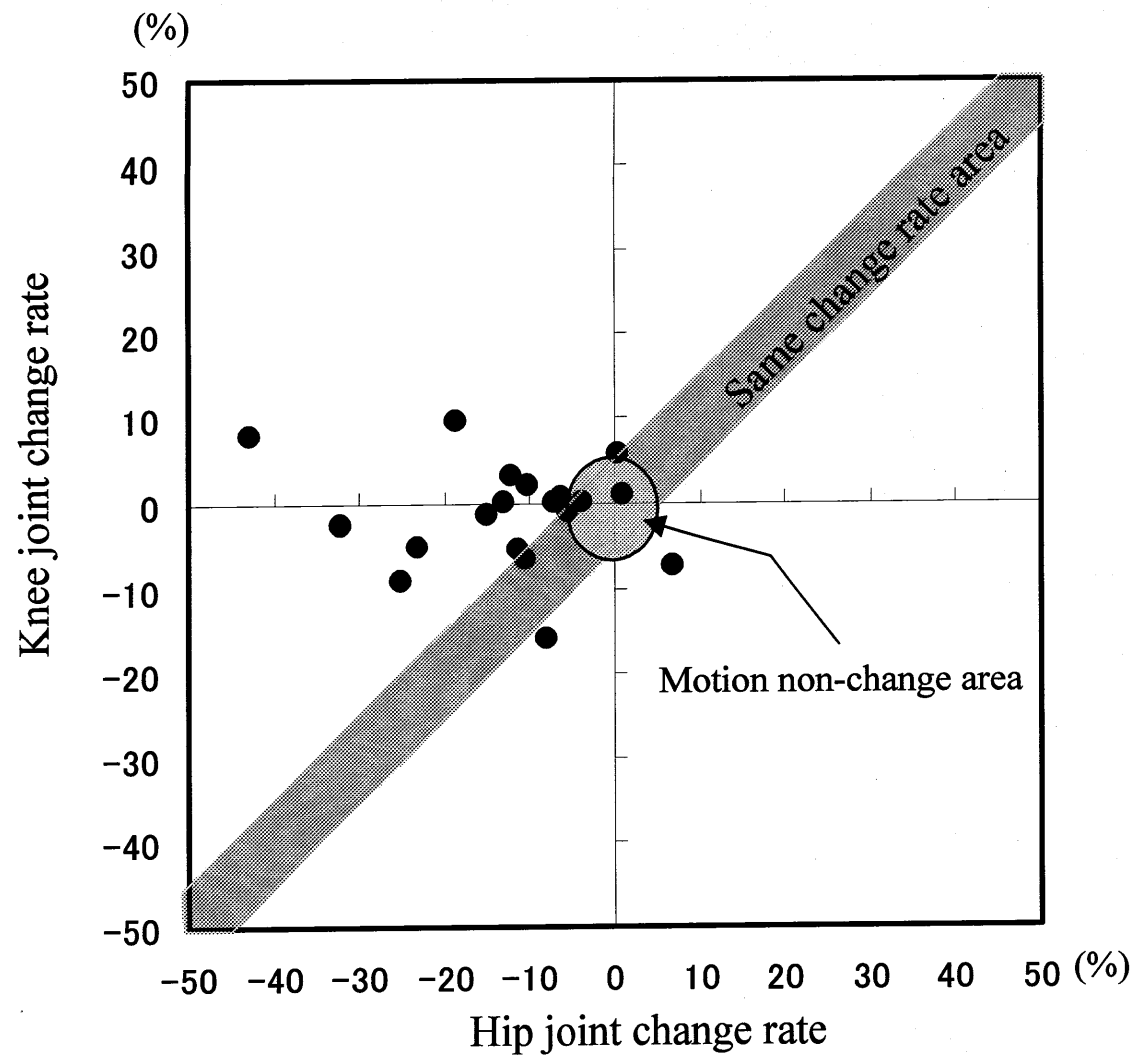


Fig.7. Change of the ROM of treadmill walking when compared to overground walking. The abscissa represents the change rate of the range of hip joint motion during treadmill walking, when compared to overground walking. The ordinate represents the change rate of the range of knee joint motion during treadmill walking, when compared to overground walking. Each plot indicates the change rate of each subject. The circle in the center is the area where the ROM of treadmill walking didn't change with respect to the ROM of overground. The gray painted area represents where the change rates between the range of hip and knee joint motion were the same.

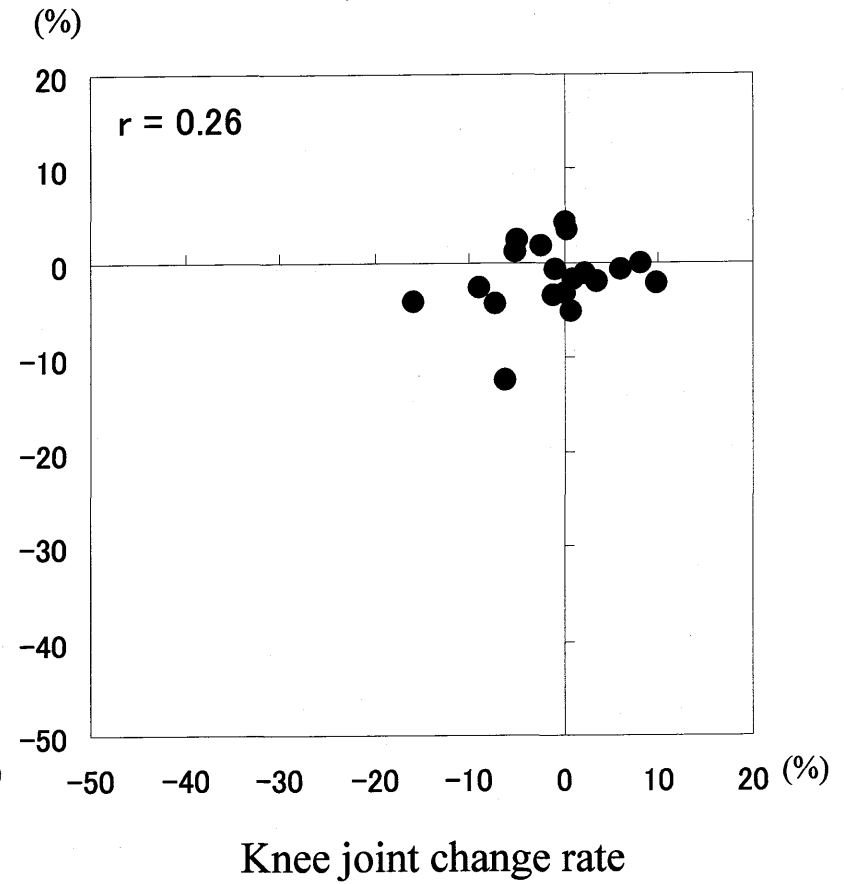
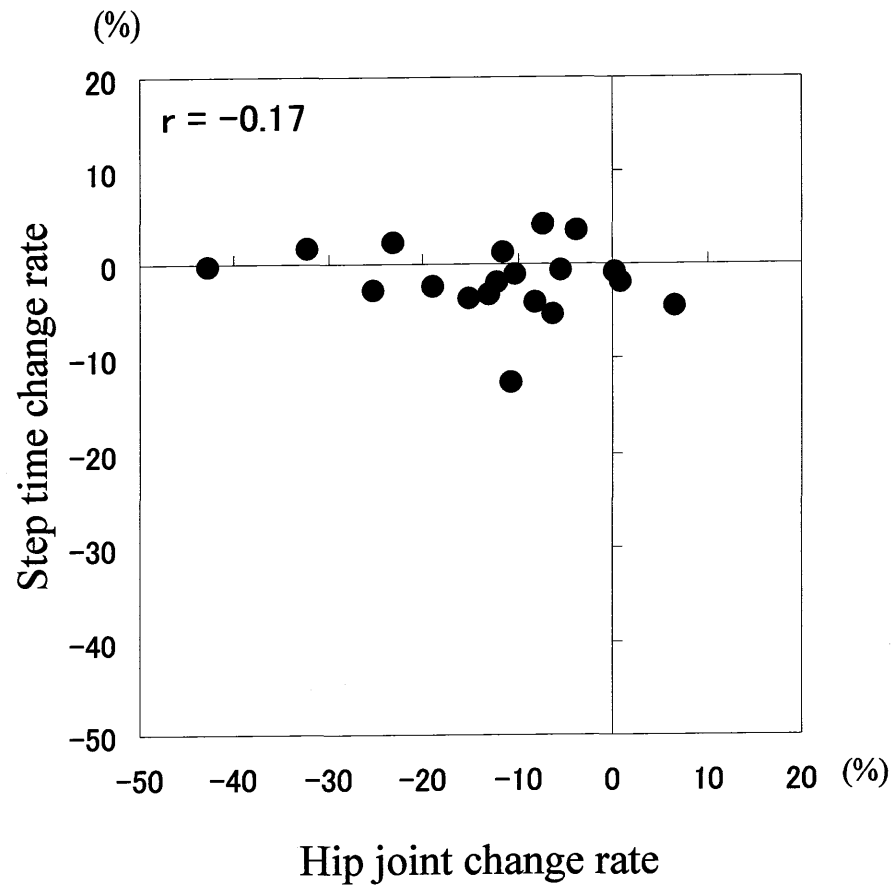


Fig.8. Relation of step time and change of ROM in treadmill walking when compared to overground walking.

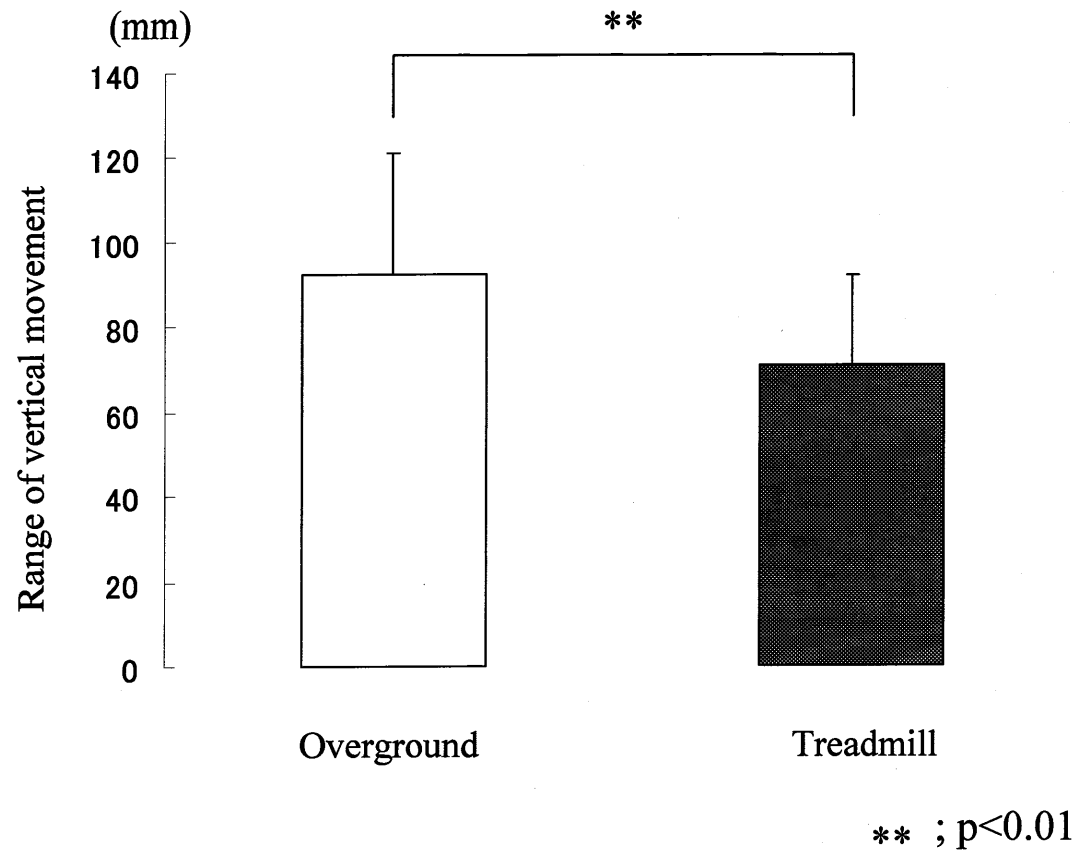


Fig.9. Comparison of range of vertical movement between overground and treadmill walking. Mean range of vertical movement for all subjects during overground (left) and treadmill (right) walking.

## 被験者のお願い

順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科

スポーツ医科学領域 木藤 友規

指導教員 米田 継武

本書は修士論文作成において、研究の趣旨と内容を説明したものです。内容を御理解いただき、被験者として御協力いただける場合は下欄に御署名ください。よろしくお願ひいたします。

### 研究の概要

題目：歩行動作における下肢関節動作協調

研究目的：床上での歩行とトレッドミル上での歩行動作比較から、歩行動作の変様メカニズムの神経機構を検討する。

実験内容：無理のない、被験者の好みの速度で、床上とトレッドミル上で歩行を行ないます。

実験記録のため、1) 関節角度計を股関節、膝関節、足関節に取り付ける、2) 軽量の速度計を牽引する。

万一歩行中に、被験者が身体に何らかの異状を訴えたり、被験者より実験対象から除外してほしいという申し出があった場合には測定を中止します。

---

## 承諾書

2001年 月 日

木藤 友規殿

私は実験内容を理解し、被験者として協力することに同意します。

氏名 \_\_\_\_\_ 印