

厚生科学研究費補助金
感覚器障害及び免疫・アレルギー等
(感覚器障害研究分野) 研究事業

平衡機能障害者における歩行運動3次元解析

平成 12 年度 研究報告書

平成 13 (2001) 年 4 月

主任研究者 上村隆一郎
分担研究者 武井泰彦

別添2

研究報告表紙

厚生科学研究費補助金
感覚器障害及び免疫・アレルギー等（感覚器障害研究分野）研究事業

平衡機能障害者における歩行運動3次元解析

平成12年度 研究報告書

主任研究者 上村隆一郎

分担研究者 武井泰彦

平成13(2001)年4月

別添3

研究報告書目次

目次

I. 総括・分担研究報告	
1. 床上歩行時の頭部運動3次元解析	1
上村隆一郎（国立病院東京医療センター） 武井泰彦（浦和市立病院）	
2. 歩行時頭部運動に対する加齢の影響	11
上村隆一郎（国立病院東京医療センター） 武井泰彦（浦和市立病院）	
II. 研究成果の刊行物・別冊	23

厚生科学研究費補助金
感覚器障害及び免疫・アレルギー等（感覚器障害研究分野）研究事業

I. 総括・分担研究報告

1. 床上歩行時の頭部運動 3次元解析

上村隆一郎（国立病院東京医療センター）

武井泰彦（浦和市立病院）

研究要旨 健常成人 13 名（23～58 歳、平均 33.6 歳）および一側前庭障害者 2 名（53 歳、71 歳）を対象に、3次元動作解析システムを用いて床上歩行時の頭部運動 3次元解析を行った。健常者においては、頭部の上下動、pitch 運動、roll 運動が開眼歩行時に比べて遮眼歩行時およびカロリック刺激後遮眼歩行時に有意に減少した。一側前庭障害者においても、遮眼歩行時に頭部の上下動、pitch 運動、roll 運動が減少する傾向がみられた。視覚や半規管入力障害がされた場合、脳内の空間識が不完全となり、歩行制御に支障を来す。安定した歩行を継続するためには、耳石器や下肢深部知覚の感度を高める必要が生じ、その結果、頭部の鉛直性を保ち上下動揺を抑えるような歩行様式が選択されたものと考えられた。

A. 研究目的

めまい患者の中には、歩行時のめまい感を訴える症例も多い。また、急性前庭障害においても歩行時のめまい感以外の症状が改善しても比較的長く持続している場合がある。しかし、座位や仰臥位で行う平衡機能検査ではこのような患者の訴えが反映されないこともある。現行の歩行検査は結果の評価が検査者の主観に委ねられ客観性と正確性に欠けるため、データベース化に適さない。こうしたことから、臨床の場においてめまい患者の歩行を客観的に評価することができる検査システムの確立が望まれている。

近年、様々な新しい画像処理技術を用いて精度の高い歩行解析が行われるようになってきた^{1)~10)}。今回我々は、赤外線デジタル CCD カメラを利用した 3次元動作解析システムを用いてヒト床上歩行時の頭部運動（上下動、pitch 面、roll 面、yaw 面での回転運動）について 3次元解析を行い、若干の知見を得た。めまい症例に対する新たな検査システム確立への第一歩として報告する。

B. 研究方法

めまい、整形外科的疾患の既往のない成人 13 名（23～58 歳、平均 33.6 歳）および

一側前庭障害者2名(53歳、71歳)を対象とした。一側前庭障害者は、発症後それぞれ6ヶ月と1年経過した突発性難聴症例であり温度刺激検査において患側の半規管麻痺が持続している症例である。

実験は幅約4mの廊下で行った。被験者には、頭頂部と両後側頭部の計3点に赤外線反射マーカを取り付けたヘッドギアを被せ、定められたスタート地点より検者の合図で5秒間(5歩から9歩ほど、距離にして4~7mくらい)直線歩行させた(図1a,b)。最初に開眼のまま5回、次にアイマスクで遮眼して5回歩行させた。視標や歩行速度は特に定めず、まっすぐ前を見ながら普段と同じ速さで歩行するよう指示した。遮眼時には1回の測定終了毎に被験者に feedback information を与えないために遮眼状態のまま検者がスタート地点まで誘導した。健常被験者ではさらに左耳カロリック刺激 60 秒後にも遮眼下に歩行させた。カロリック刺激は水道水(約 25°C)20cc を 10 秒間で外耳道に注入する方法を用いた。

頭部運動の計測およびデータ解析には QUALISYS 社製3次元動作解析システム Mac Reflex を用いた。このシステムは2台の赤外線デジタル CCD カメラとプロセッサおよび運動解析ソフトから成り、身体に取り付けた赤外線反射マーカの空間的位置を3次元座標に変換するシステムである。測定に先立ち、進行方向を Y 軸、その垂直方向を X 軸、鉛直方向を Z 軸となるように座標較正を行った。測定は 60Hz の頻度で5秒間行った。尚、キャリブレーションフレーム内における Mac Reflex の光学的計測誤差は FOV(Field of View)の 0.003%である。

[頭部運動の解析]

頭部の運動に関して解析したパラメータは以下の4つである。

- ① 上下動: 右後側頭部マーカの上下動(mm)
- ② pitch 回転運動: 両後側頭部のマーカの中点と頭頂部のマーカを結ぶ直線がZ軸となす角(deg)の変動幅(図2)
- ③ roll 回転運動: 両後側頭部のマーカを結ぶ直線とZ軸のなす角(deg)の変動幅(図2)
- ④ yaw 回転運動: 両後側頭部のマーカを結ぶ直線とX軸のなす角(deg)の変動幅(図2)

1回の測定毎に上記各パラメータの平均値を算出し、5回の測定の平均値を求めた。統計的解析には paired-t test を用いた。

(倫理面への配慮)

基本的には本研究は非侵襲性のものであるが、必要に応じて(場合によっては保護者との)インフォームドコンセントを行い、ヘルシンキ宣言に基づき文書によって同意を得て行う。



図 1a 頭頂部と両後側頭部に赤外線反射マーカーを取り付けたヘッドギア



図 1b 2台の赤外線デジタル CCD カメラとコンピュータ。被験者は画面手前に向かって歩行する

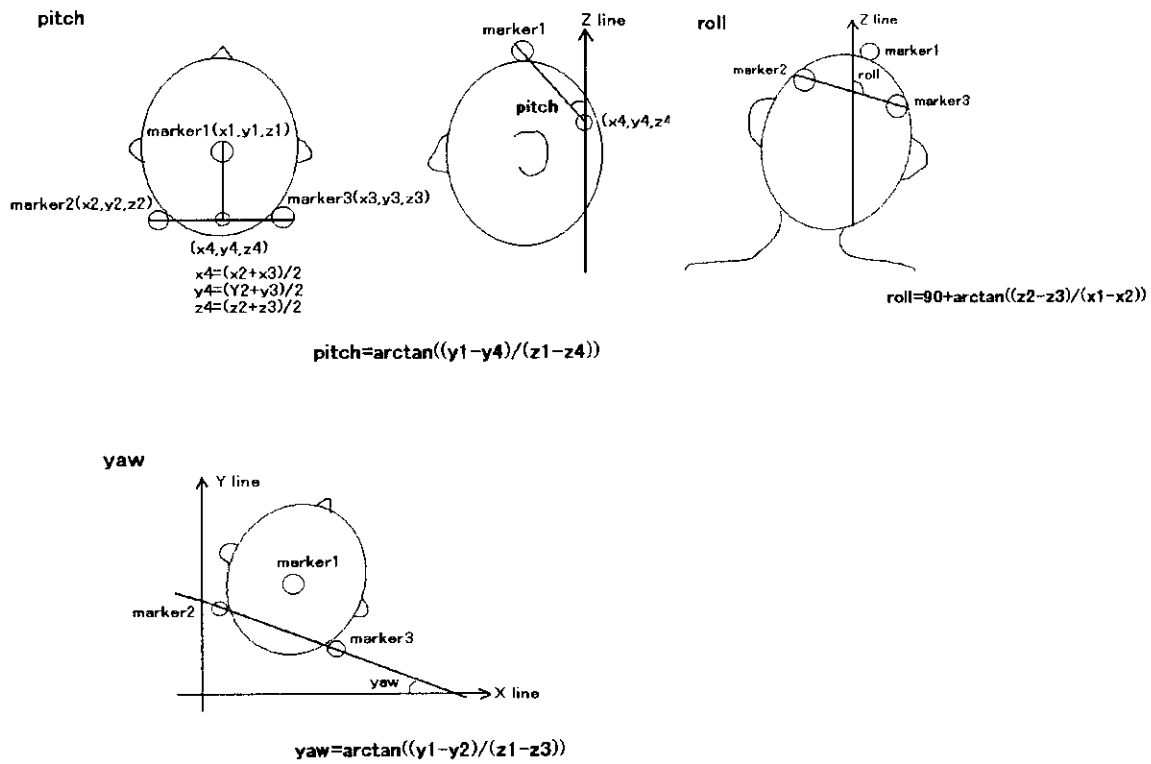


図2 pitch, roll, yaw 角度の算出方法

C. 研究結果

I 健常者

健常者の歩行時頭部上下動、pitch 回転角、roll 回転角、yaw 回転角の経時的変化から、歩行1周期(2ステップ)は約1秒であり、その間に頭部は2回上下動と pitch 回転運動を行っていることが観察された。すなわち、頭部上下動と pitch 回転運動の主周波数は約2Hzとなる。また、歩行1周期に頭部は1回ずつ roll 回転運動と yaw 回転運動を行っており、それらの主周波数は約1Hzとなる。

1) 頭部上下動(図3a, 図4a)

頭部上下動変動幅の平均値は、開眼歩行時、遮眼歩行時、カロリック刺激後遮眼歩行でそれぞれ $50.4 \pm 8.0\text{mm}$ 、 $42.6 \pm 8.6\text{mm}$ 、 $38.5 \pm 8.1\text{mm}$ であった。頭部上下動は、開眼歩行時に比べて遮眼歩行時に有意に減少した($p < 0.01$)。カロリック刺激後遮眼歩行時にはさらに有意に減少した($p < 0.01$)。

2) 頭部 pitch 運動(図3b, 図4b)

頭部の位置が高い時に pitch 角度は大きくなり(前屈する)、低い時に小さくなる(後屈する)という協調運動が観察された。

頭部 pitch 回転変動幅の平均値は、開眼時、遮眼時、カロリック刺激後遮眼時でそれぞれ $4.9 \pm 1.2\text{deg}$ 、 $3.7 \pm 0.8\text{deg}$ 、 $3.3 \pm 0.9\text{deg}$ であった。頭部 pitch 運動は、開眼歩行時に比べて遮眼歩行時に有意に減少した($p < 0.01$)。カロリック刺激後遮眼歩行時にはさらに有意に減少した($p < 0.01$)。

3) 頭部 roll 運動(図3c, 図4c)

左足接地時に roll 角度は大きくなり(右側へ roll 回転する)、右足接地時に小さくなる(左側へ roll 回転する)という協調運動が

観察された。

頭部 roll 回転変動幅の平均値は、開眼時、遮眼時、カロリック刺激後遮眼時でそれぞれ $4.2 \pm 1.6\text{deg}$ 、 $2.6 \pm 0.8\text{deg}$ 、 $2.6 \pm 1.2\text{deg}$ であった。頭部 roll 運動は、開眼時に比べて遮眼時およびカロリック刺激後遮眼時に有意に減少した($p < 0.01$)。遮眼時とカロリック刺激後遮眼時の間には、有意差はみられなかった。

4) 頭部 yaw 運動(図3d, 図4d)

左足接地時に yaw 角度は大きくなり(右側へ yaw 回転する)、右足接地時に小さくなる(左側へ yaw 回転する)という協調運動が観察された。

頭部 yaw 回転変動幅の平均値は、開眼時、遮眼時、カロリック刺激後遮眼時でそれぞれ $3.9 \pm 1.1\text{deg}$ 、 $3.7 \pm 0.7\text{deg}$ 、 $3.7 \pm 1.2\text{deg}$ であり、3条件の間で有意差はみられなかった。

II 一側前庭障害者(図4a~d)

健常被験者と同様に歩行中の頭部の平均上下動、pitch 運動および roll 運動の変動幅は、開眼時に比べて遮眼時に減少する傾向がみられた。特に、上下動と pitch 運動は遮眼時において健常者よりさらに減少する傾向がみられた。

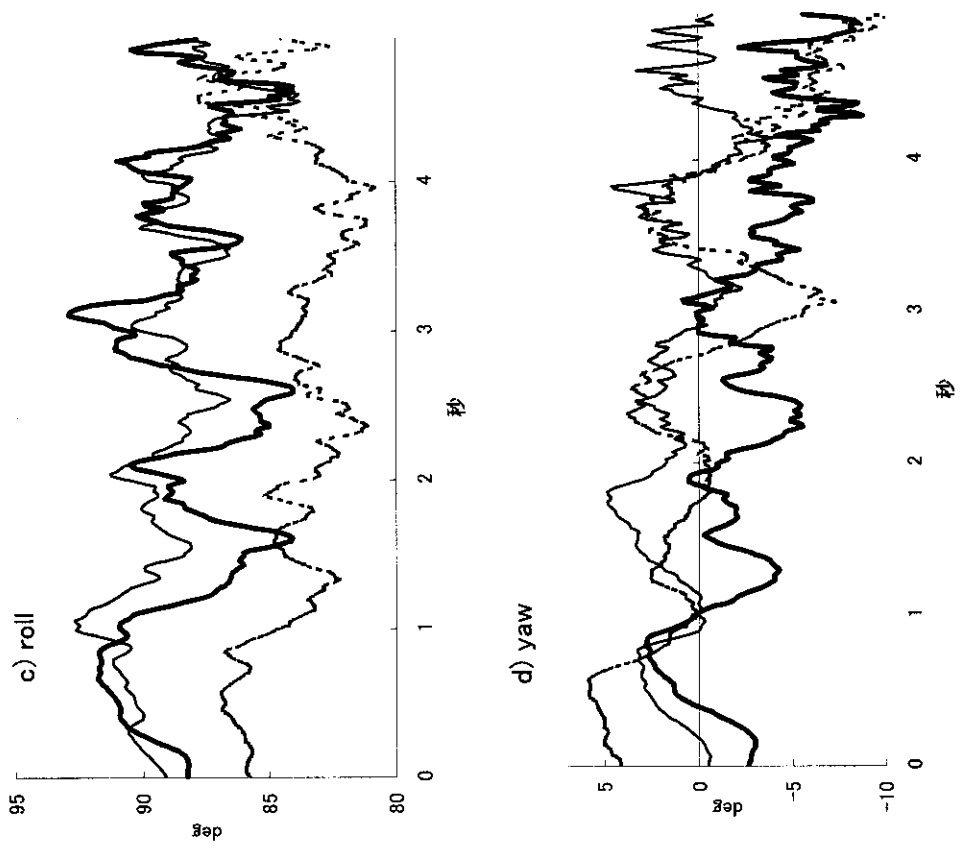


図3 健常者代表例の歩行時頭部運動

a)~d)の各グラフは同一被験者の同一歩行時のものである。

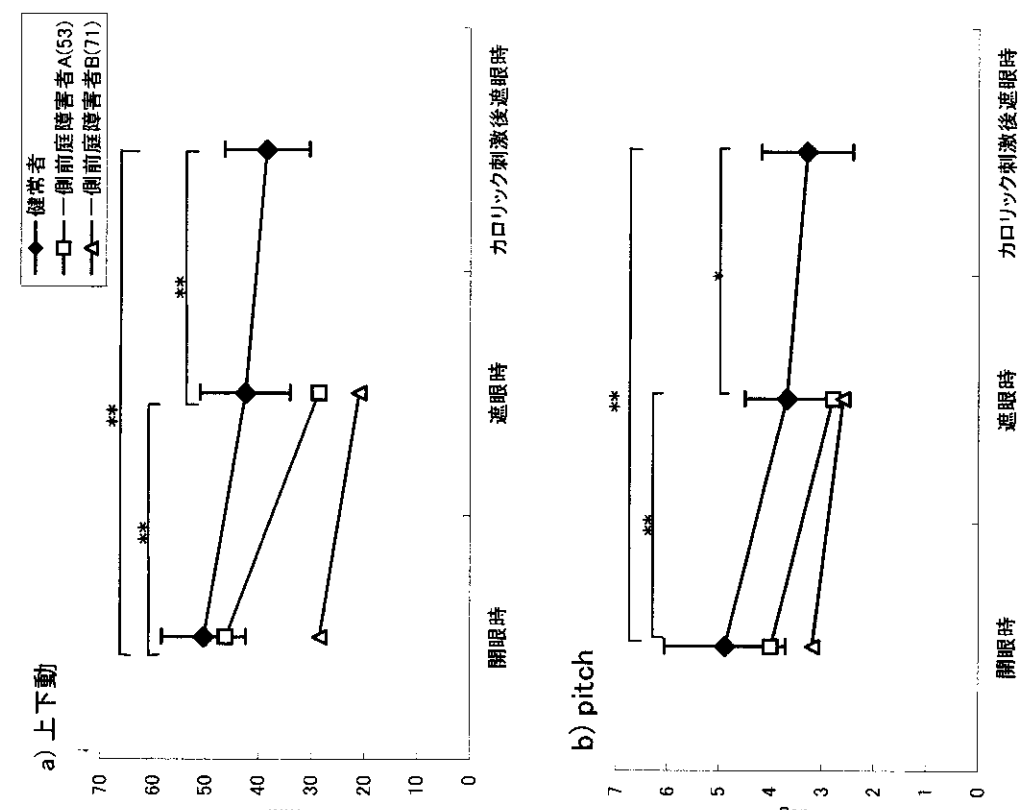
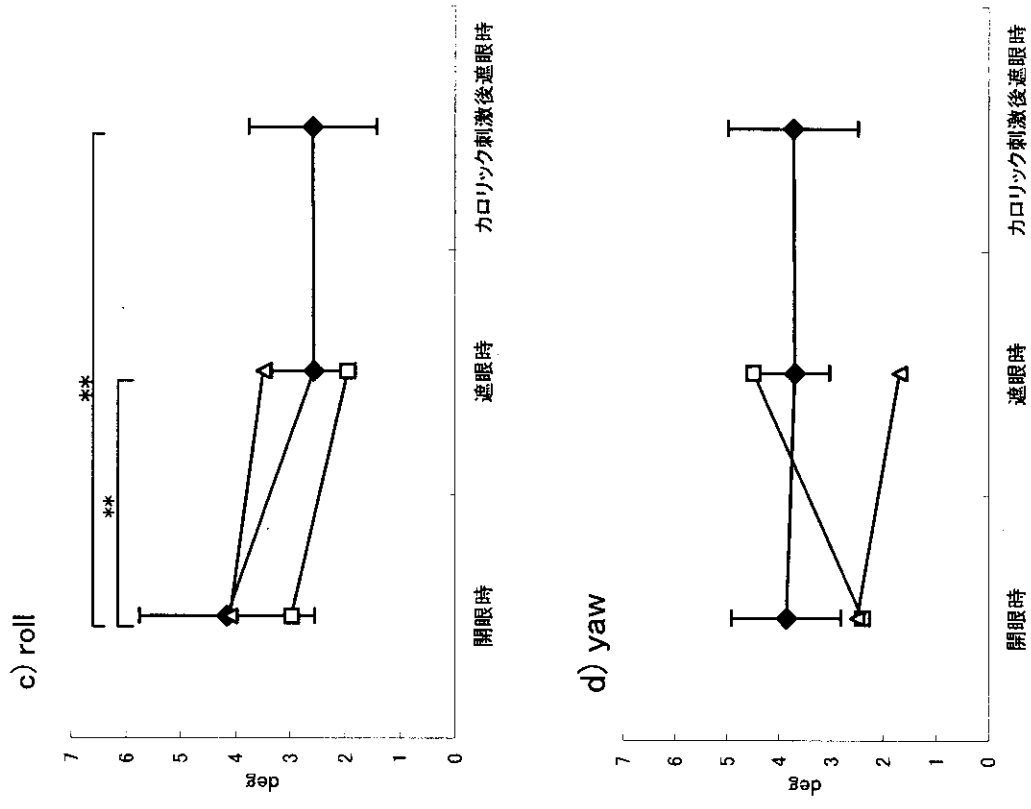


図4 健康者 (平均±1SD) 及び一側前庭障害者の頭部運動の大きさ (* $p<0.05$ ** $p<0.01$)

D. 考察

歩行解析に関する研究は神経学的分野を中心に以前から盛んに行われていた¹¹⁾。しかし、歩行中の頭部の回転運動を実際に計測し得たのは、Grossmanら¹²⁾がサーチャイルを用いてその場足踏みにおける頭部 yaw 回転運動と pitch 回転運動を計測し報告したものが最初である。その後、赤外線 CCD カメラを利用した3次元動作解析システムが開発され、その場足踏み²⁾³⁾⁶⁾の他に自由歩行²⁾⁴⁾⁵⁾やトレッドミル上歩行⁶⁾⁷⁾においても精度の高い頭部運動の解析が行われるようになった。また、Hirasakiら⁸⁾は16mm ハイスピードカメラと加速度計を用いて自由歩行における頭部上下動と pitch 運動を解析した。本研究では、頭部上下動、roll、yaw、pitch 回転運動の全てについて計測、解析を行った。

これまでの歩行実験から、頭部は上下動に伴ってその位置が高い時に前屈し低い時に後屈するという pitch 回転運動を行い^{2)3)5)~8)}、一側の下肢接地時にはその反対方向に roll 回転運動を行っている⁴⁾⁶⁾⁷⁾ことが観察されている。このことは今回の実験においても確認された。さらに今回の実験では、歩行中頭部は一側の下肢接地時にはその反対方向に yaw 回転運動も行っていることが観察された。こうした歩行中の頭部の回転運動は、歩行中の重心の動揺を補償し、体平衡の安定を維持するという生理的な意義を持つとされる^{2)3)5)~7)10)}。

歩行をはじめとする日常動作において体平衡が自動的に維持されるためには、脳内において空間識に基づいた運動制御が行われる必要がある。空間識とは、自己と周囲空間の相対的位置関係の認知であり、複数

の感覚入力を統合して脳内に周囲の3次元空間を再現することにより達せられる¹²⁾。日常動作は、この空間識を基に制御されている^{12)~14)}。

今回の実験では、床上歩行時の頭部運動のうち、上下動、pitch、roll 運動が開眼時に比べて遮眼時に有意に減少した。つまり、遮眼歩行時には垂直方向の成分を含む頭部運動が減少するという結果が得られた。遮眼歩行において頭部運動パターンに変化がみられたことは、上述の空間識の考え方をもとにすると視覚入力遮断に伴う空間識の変化が歩行様式に影響を与えたという解釈が成り立つ。

遮眼時には、脳内に再現される3次元空間が不完全なものになり歩行制御に支障を来す。空間識の精度を少しでも高め安定した歩行運動を継続するには、視覚以外の感覚入力の感度(sensitivity)を高める必要が生じる。耳石器の感度は加速度の方向に対して耳石膜が水平面にある時最大となる²⁾。ひとつの可能性として、運動方向の加速度検出する耳石器(卵形囊斑)の感度を高めるために、頭部の上下動揺を抑え、かつ頭部の鉛直性(verticality)を保つような歩行様式が選択されたのではないかと考えられる。すなわち、まず頭部の安定化を図ることにより体幹部の歩行運動を安定させるというメカニズムである(top-down 制御)²⁾¹⁰⁾。もうひとつは、下肢深部知覚の感度を高めるために、足底の離床時間を短く接地時間を長くするような歩行様式が選択され、その結果として頭部運動が減少した可能性も考えられる。つまり、歩行中体幹部の安定を優先させ、その結果頭部も安定化するというメカニズムである(bottom-up 制御)¹⁰⁾。

耳石器入力依存も下肢深部知覚入力依存も、中枢での空間識の成立に重要な役割を担っており、両者は中枢において複雑に絡み合っていると考えられる^{10)12)~14)}。遮眼歩行時にどちらの入力がより優位であるか決定するのは難しい。もしも bottom-up 制御が優位であると仮定とすると、上述のような歩行様式が選択される結果として頭部運動全体が小さくなるのではないかと考えられる。今回の実験では、遮眼歩行時に頭部 yaw 運動には変化がみられなかった。つまり、遮眼時には頭部の上下動揺を抑え、鉛直性を保つことが歩行継続にとってより重要であると推察される。このことは top-down 制御の考えを支持する結果のひとつであると思われる。

カロリック刺激後の遮眼歩行時には、さらに頭部の上下動および pitch 運動が有意に減少した。カロリック刺激を付加した遮眼歩行では、視覚入力に加えて半規管入力も一時的に障害され、脳内の空間識はさらに不完全なものとなると考えられる。この状況下で安定した歩行を行うためには、耳石器入力および下肢深部知覚入力への依存度がより高まることになる。その結果、垂直方向の成分を含む頭部運動をさらに抑えるような歩行様式が選択されたものと考えられる。

また、被験者数は少ないものの一側前庭障害者の歩行においても、健常者と同様に遮眼時に頭部運動が減少した。特に、上下動と pitch 運動は遮眼時において健常者よりさらに減少する傾向がみられた。こうした歩行様式の変化も、前庭入力の障害に伴う空間識の変化に起因すると考えることができる。しかし今回の被験者の場合、加齢変化や前庭代償の程度も無視できない要因であり、さ

らに検討が必要である。

今後は、今回の実験の結果をふまえて高齢者の歩行や前庭障害者の歩行の経時的変化などを解析し、最終的には臨床への応用に寄与したいと考えている。

E. 結論

- 1) 3次元動作解析システムを用いて、ヒト床上歩行時の頭部運動(上下動、pitch 運動、roll 運動、yaw 運動)の3次元解析を行った。
- 2) 健常者においては、頭部の上下動、pitch 運動、roll 運動が開眼歩行時に比べて遮眼歩行時およびカロリック刺激後遮眼歩行時に有意に減少した。
- 3) 一側前庭障害者においても、遮眼歩行時に頭部の上下動、pitch 運動、roll 運動が減少する傾向がみられた。
- 4) 視覚や半規管入力が障害された場合、脳内の空間識が不完全となり、歩行制御に支障を来す。安定した歩行を継続するためには、耳石器や下肢深部知覚の感度を高める必要が生じ、その結果、頭部の鉛直性を保ち上下動揺を抑えるような歩行様式が選択されたものと考えられた。

(参考文献)

- 1) Grossman GE, Leigh RJ, Abel LA, et al: Frequency and velocity of rotational head perturbation during locomotion. *Exp Brain Res* 70: 470-476, 1988
- 2) Pozzo T, Berthoz A, Lefort L: Head stabilization during various locomotor tasks in humans I. Normal subjects. *Exp Brain Res* 82:

- 97-106, 1990
- 3) Pozzo T, Berthoz A, Lefort L: Head stabilization during various locomotor tasks in humans II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Exp Brain Res* 85: 208-217, 1991
- 4) Glasauer S, Amorim MA, Vitte E, et al: Goal-directed linear locomotion in normal and labyrinthine-defective subjects. *Exp Brain Res* 98: 323-335, 1994
- 5) Brail B, Ledebt A: Head coordination as a mean to assist sensory integration in learning to walk. *Neurosci Biohav Rev* 22: 555-563, 1998
- 6) Kubo T, Kumakura H, Hirokawa Y, et al: 3D analysis of human locomotion before and after caloric stimulation. *Acta Otolaryngol(Stockh)* 117: 143-148, 1997
- 7) 山川純至, 野沢真司, 平崎鋭矢, 他: 三次元解析システムを用いたヒト歩行の研究. *Equilibrium Res Suppl* 10: 54-57, 1994
- 8) Hirasaki E, Kubo T, Nozawa S, et al: analysis of head and body movement of elderly people during locomotion. *Acta Otolaryngol(Stockh) Suppl* 501: 25-30, 1993
- 9) Ishikawa K, Edo M, Yokomizo M, et al: Characteristics of human gait related variables in association with vestibular system disorders. *Acta Otolaryngol(Stockh) Suppl* 520: 199-201, 1995
- 10) 平崎鋭矢, 久保 武: 歩行の三次元解析. 五十嵐 眞監. 高橋正紘, 武田憲昭編. *神経耳科学*. 139-151 頁, 金芳堂, 京都, 1998
- 11) 森 茂美: 直立歩行の生理. 時田 喬, 鈴木淳一, 曾田豊二編. *神経耳科学 I*. 88-103 頁, 金原出版, 東京, 1985
- 12) 高橋正紘, 岡田行弘, 齊藤 晶, 他: 生体内座標軸理論. *日耳鼻* 94: 161-169, 1991
- 13) 高橋正紘, 岡田行弘, 武井泰彦, 他: 圧中心軌跡の広がり指標とした起立精度の研究. *Equilibrium Res* 53: 237-246, 1994
- 14) 中野博孝, 高橋正紘: 足圧中心確率分布を利用した直立精度の研究. *日耳鼻* 98: 599-605, 1995
- F. 健康危険情報
なし
- G. 研究発表
1. 論文発表
- ① 上村隆一郎, 武井泰彦: 床上歩行時の頭部運動3次元解析. *Equilibrium Res* 59: 228-235, 2000.
2. 学会発表
- ① 上村隆一郎, 武井泰彦: 床上歩行時の頭部運動3次元解析. 第58回日本平衡神経科学会総会, 1999.
- ② Ryuichiro Uemura, Yasuhiko

Takei: Three Dimensional
Analysis of Head Movement
During Overground walk. 21th
Barany Society Meeting in
Uppsala, 2000.

- ③ 上村隆一郎, 武井泰彦: 床上歩
行時の頭部運動3次元解析. 第
55 回国立病院療養所総合医学会,
2000.

H. 知的財産権の出願・登録状況

なし

厚生科学研究費補助金
感覚器障害及び免疫・アレルギー等（感覚器障害研究分野）研究事業

I. 総括・分担研究報告

2. 歩行時頭部運動に対する加齢の影響

上村隆一郎（国立病院東京医療センター）

武井泰彦（浦和市立病院）

研究要旨 歩行運動に対する加齢の影響を平衡神経学的に検討するために、20代と50代の健康成人で歩行時の頭部運動および頭部と体幹の協調運動について3次元解析を行った。ほとんどの20代被験者で、歩行中頭部と体幹が逆方向にroll運動を行っている所見（負の相関）がみられた。50代被験者では、頭部と体幹が同方向にroll運動する所見（正の相関）が多くみられた。頭部、体幹roll運動が負の相関を示す被験者の場合、頭部と体幹の左右動は相殺され小さくなり、歩行中空間に対して頭部の安定が保たれている。また、遮眼歩行でも頭部、体幹協調運動のパターンが負の相関を示すことは、中枢での空間識形成において前庭入力との関与が大きく視覚依存度が低いことを示していると考えられた。それに対して頭部、体幹roll運動が正の相関を示す被験者の場合、頭部の左右動揺が体幹の左右動より大きくなり頭部は空間的に不安定になる。また、50代で遮眼時に正の相関を示す被験者がさらに多くなることは、中枢における視覚依存度が高いことを示していると思われる。これらの所見は50代健康成人の潜在的な前庭機能の低下を示していると考えられた。

A. 研究目的

歩行解析に関する神経学的、あるいは力学的研究は以前から盛んに行われていた。^{1),2)}しかし、歩行中の頭部の回転運動を実際に計測したのは、1988年 Grossman ら³⁾がサーチコイルを用いてその場足踏みにおける頭部 yaw 運動と pitch 運動を計測

し報告したものが最初である。その後、赤外線 CCD カメラや 16mm ハイスピードカメラ等新しい画像処理技術を利用した動作解析システムが開発され、自由歩行やトレッドミル上歩行においても精度の高い歩行解析が行われるようになってきた^{4)~12)}。我々も、これまで赤外線デジタル

CCD カメラを利用した3次元動作解析システムを用いてヒト床上歩行時の頭部運動を解析し、若年層にみられた所見を中心に報告してきた¹³⁾。

近年の高齢化社会においては、歩行中の転倒事故防止が重要な課題のひとつになっており、歩行時の安定性の評価が今後さらに重要になってくるものと思われる。加齢による歩行運動の変化に関する研究も、歩幅、歩調、関節角度変化、接地時間、遊脚時間等様々なパラメータを用いて力学的分野を中心に数多く行われてきた^{12)~17)}。

今回我々は、歩行運動に対する加齢の影響を前庭機能の面から考察するために、20代と50代の健康成人で歩行時の頭部運動（上下動、pitch面、roll面、yaw面での回転運動）について3次元解析を行った。さらに今回は頭部と体幹の協調運動についても解析を行い、歩行時頭部運動に対する加齢の影響について若干の知見を得たので報告する。

B. 研究方法

めまい、整形外科的疾患の既往のない20代健康成人10名（平均24.9歳）と50代健康成人10名（平均53.0歳）を対象とした。

計測は院内の幅約4mの廊下で行った（図1a）。被験者の身体には5個の赤外線反射マーカを装着した。すなわち、頭頂部（M1）、左（M2）および右（M3）後側頭部にマーカを取り付けたヘッドギアを被せ、隆椎部（M4）と腰部（M5）にもマーカを取り付けた（図1b）。被験者を定められたスタート地点に立たせ、検者の合図で5秒間（5歩から

9歩ほど、距離にして4~7m）まっすぐ歩行させた。最初に開眼のまま5回、次にアイマスクで遮眼して5回歩行させた。視標や歩行速度は特に定めず、まっすぐ前を見ながら普段と同じ速さで歩行するよう指示した。遮眼時には1回の測定終了毎に被験者にfeedback informationを与えないために遮眼状態のまま検者がスタート地点まで誘導した。

頭部運動の計測およびデータ解析にはQUALISYS社製3次元動作解析システムMac Reflex[®]を用いた。このシステムは2台の赤外線デジタル CCD カメラとプロセッサおよび運動解析ソフトからなり、身体に取り付けた赤外線反射マーカの空間的位置を3次元座標に変換するシステムである（図1a）。測定に先立ち、進行方向（身体の前後方向）をY軸、その垂直方向（身体の左右方向）をX軸、鉛直方向をZ軸となるように座標較正を行った。測定は60Hzの頻度で5秒間行った。尚、キャリブレーションフレーム内におけるMac Reflexの光学的計測誤差はFOV(Field of View)の0.003%である。



図1 a) 実験セットアップ。被験者の後方2カ所に設置した赤外線 CCD カメラと解析用コンピュータ。被験者はカメラから遠ざかる方向へ歩行する。

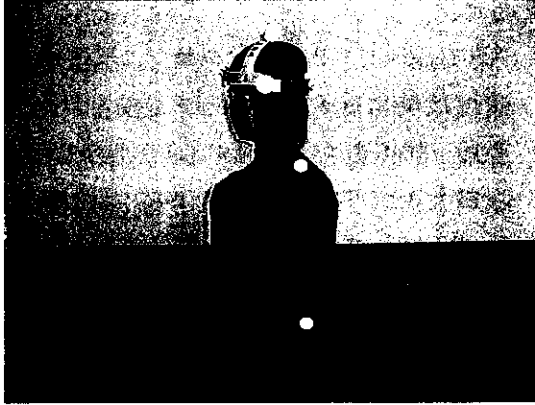


図 1 b) 被験者に被せたヘッドギアの頭頂部と両後側頭部および隆椎部と腰部計 5 カ所に取り付けた赤外線反射マーカー。

[パラメータ]

歩行時頭部運動の解析には、下記のパラメータを用いた。

- ① 部上下動： 右後側頭部マーカー (M3) の上下動(mm)
- ② 頭部 pitch 回転運動： 両後側頭部のマーカー(M2 と M3)の midpoint と頭頂部のマーカー(M1)を結ぶ直線が Z 軸となす角(deg)の変動幅(図 2a)
- ③ 頭部 roll 回転運動： 両後側頭部のマーカー(M2 と M3)を結ぶ直線と Z 軸のなす角(deg) の変動幅(図 2b)
- ④ 頭部 yaw 回転運動： 両後側頭部のマーカー(M2 と M3)を結ぶ直線と X 軸のなす角(deg) の変動幅(図 2c)

今回の実験では、さらに頭部と体幹の協調運動について検討するために下記のパラメータを算出した。

- ⑤ 部および体幹の roll 回転運動： 頭頂部(M1)と隆椎部(M4)のマーカーを結ぶ直線と Z 軸のなす角(deg)と隆椎部(M4)と

腰部(M5)のマーカーを結ぶ直線と Z 軸のなす角(deg)を求め、同一時間軸上で比較した(図 3)。

- ⑥ 頭部、体幹の左右動： 頭頂部(M1)、隆椎部(M4)、腰部(M5)のマーカーの左右動(mm)を求め、同一時間軸上で比較した。

群間あるいは条件間の検定には t 検定を用いた。

(倫理面への配慮)

基本的には本研究は非侵襲性のものであるが、必要に応じて(場合によっては保護者との)インフォームドコンセントを行い、ヘルシキ宣言に基づき文書によって同意を得て行う。

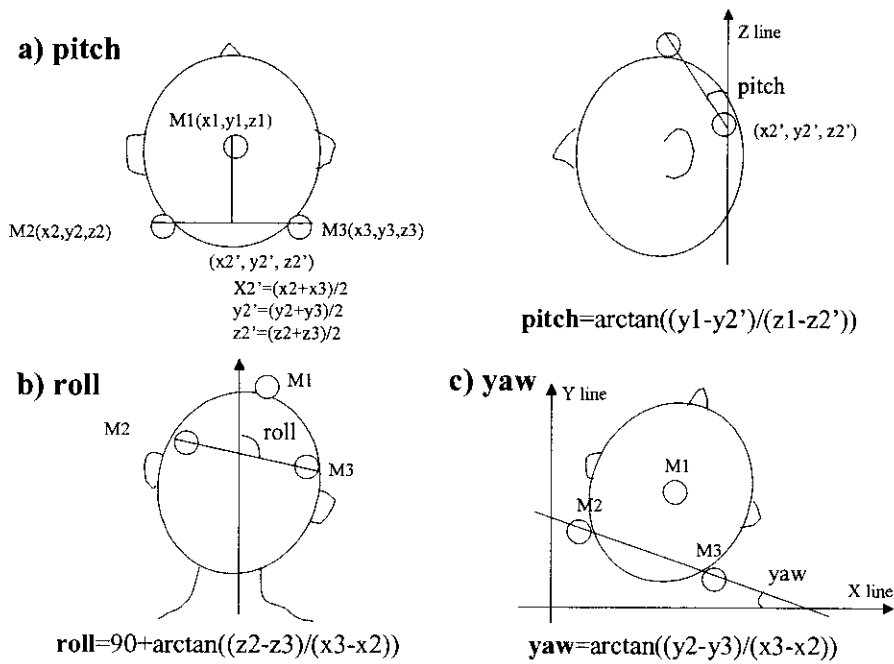


図2 頭部 pitch, roll, yaw 回転角の算出方法。

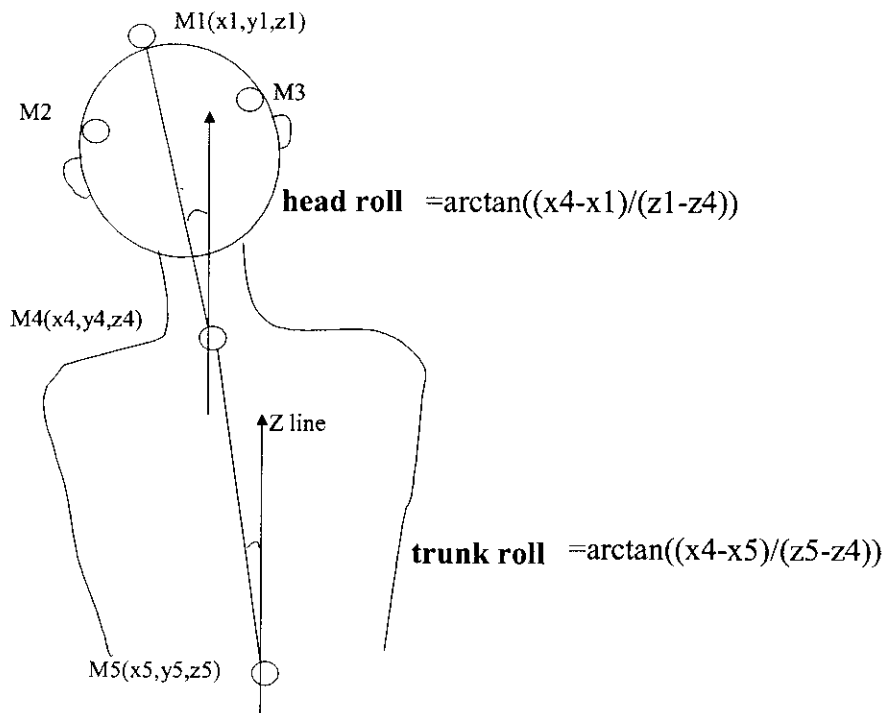


図3 頭部および体幹 roll 回転角の算出方法。

C. 研究結果

I 歩行時頭部運動

1) 頭部上下動(図4a)

頭部上下動の平均値は、20代で開眼時 $46.0 \pm 14.5\text{mm}$ 、遮眼時 $36.3 \pm 9.8\text{mm}$ であった。50代では開眼時 $50.5 \pm 9.0\text{mm}$ 、遮眼時 $46.4 \pm 9.5\text{mm}$ であった。頭部上下動は、20代50代ともに開眼歩行時に比べて遮眼歩行時に有意に減少した($p < 0.01$)。また、20代と50代の群の間には開眼時遮眼時ともに有意差はみられなかった。

2) 頭部 pitch 運動(図4b)

頭部 pitch 回転変動幅の平均値は、20代で開眼時 $4.8 \pm 1.2\text{deg}$ 、遮眼時 $3.7 \pm 0.8\text{deg}$ であった。50代では開眼時 $4.2 \pm 0.9\text{deg}$ 、遮眼時 $3.4 \pm 0.7\text{deg}$ であった。頭部 pitch 運動は、20代50代ともに開眼歩行時に比べて遮眼歩行時に有意に減少した($p < 0.01$)。20代と50代の群の間には開眼時遮眼時ともに有意差はみられなかった。

3) 頭部 roll 運動(図4c)

頭部 roll 回転変動幅の平均値は、20代で開眼時 $4.0 \pm 1.4\text{deg}$ 、遮眼時 $2.4 \pm 0.5\text{deg}$ であった。50代では開眼時 $4.6 \pm 2.2\text{deg}$ 、遮眼時 $3.0 \pm 0.8\text{deg}$ であった。頭部 roll 運動は、20代50代ともに開眼歩行時に比べて遮眼歩行時に有意に減少した($p < 0.01$)。20代と50代の群の間には開眼時遮眼時ともに有意差はみられなかった。

4) 頭部 yaw 運動(図4d)

頭部 yaw 回転変動幅の平均値は、20代で開眼時 $3.5 \pm 0.7\text{deg}$ 、遮眼時 $3.6 \pm 0.5\text{deg}$ であった。50代では開眼時 $4.0 \pm 1.3\text{deg}$ 、遮眼時 $3.7 \pm 1.0\text{deg}$ であった。頭

部 yaw 運動は、20代、50代ともに開眼時と遮眼時の2条件下で有意差はみられず、また20代と50代の群の間にも有意差はみられなかった。

II 頭部、体幹協調運動

1) 頭部と体幹の roll 運動

図5 a), b)上段は、20代と50代の代表的被験者において歩行時頭部 roll 運動と体幹 roll 運動の経時変化を表している。図5 a), b)下段は、頭部 roll 運動と体幹 roll 運動の相関関係を散布図として表したものである。

20代成人では、ほとんどの被験者で図5 a)上段のように歩行中頭部と体幹が逆方向に roll 運動を行っている所見がみられた。すなわち、散布図において頭部 roll 運動と体幹 roll 運動が負の相関を示した。この被験者の相関係数は -0.63 であった(図5 a)下段)。

50代被験者では、図5 b)上段のように頭部と体幹が同方向に roll 運動する所見が多くみられた。すなわち、頭部と体幹の roll 運動が正の相関を示した。この被験者の相関係数は 0.89 であった(図5 b)下段)。

各被験者において、頭部 roll 運動と体幹 roll 運動の相関係数を算出し20代と50代で比較した(図6)。

20代では、開眼時遮眼時ともに10名中9名が負の相関を示した(図6 a)。一方、50代では、開眼時10名中4名が正の相関を示した。遮眼時には開眼時負の相関を示した被験者のうち3名が正の相関に変化し、計7名が正の相関を示した(図6 b)。

2) 頭部と体幹の左右動

図7は、それぞれ20代と50代の代表的被験者における開眼歩行時の頭頂部、隆椎部、腰部の左右動を同一時間軸上で比較したものである。頭部と体幹の roll 運動が負の相関を示す（頭部と体幹が逆方向に roll 運動する）被験者（20代代表例）では、頭頂部の左右動は隆椎部の左右動より小さくなっていることが分かる（図7a）。一方、正の相関を示す（頭部と体幹が同方向に roll 運動する）被験者（50代代表例）では、頭頂部は隆椎部より大きく左右に動揺していることが分

かる（図7b）。すなわち、正の相関を示した被験者では、負の相関を示した被験者より頭頂部の左右動が大きくなる傾向がみられた。

図8に、20代と50代被験者各10名の頭頂部、隆椎部、腰部左右動平均値を示した。20代、50代ともに開眼時と遮眼時の2条件下で身体各部の左右動に有意差はみられなかった。また、20代と50代の群の間において身体各部の左右動に有意差はみられなかった

図4 20代と50代健康成人被験者の歩行時頭部運動（平均±1SD）

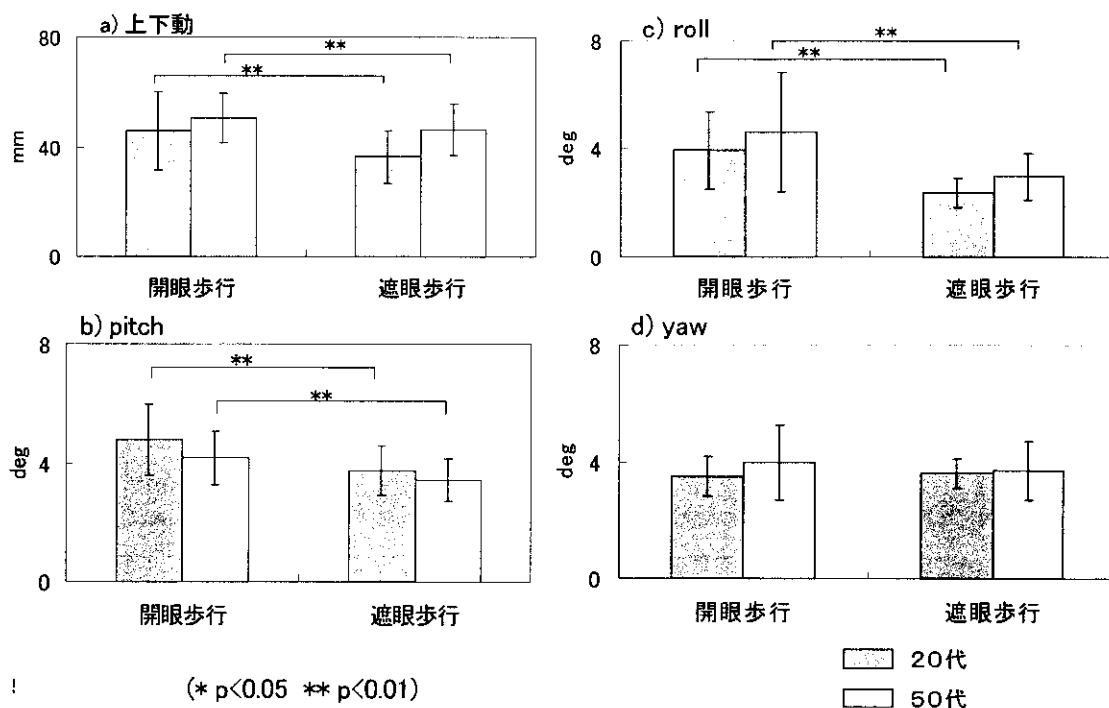


図5 歩行時頭部、体幹のroll運動

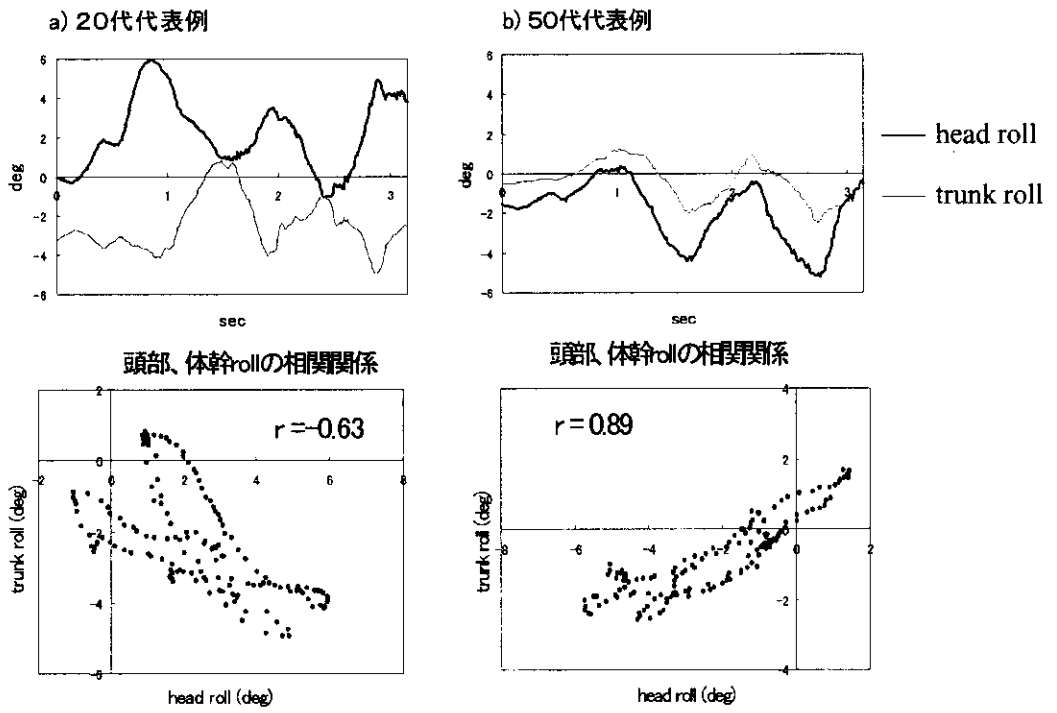


図6 頭部、体幹rollの相関係数

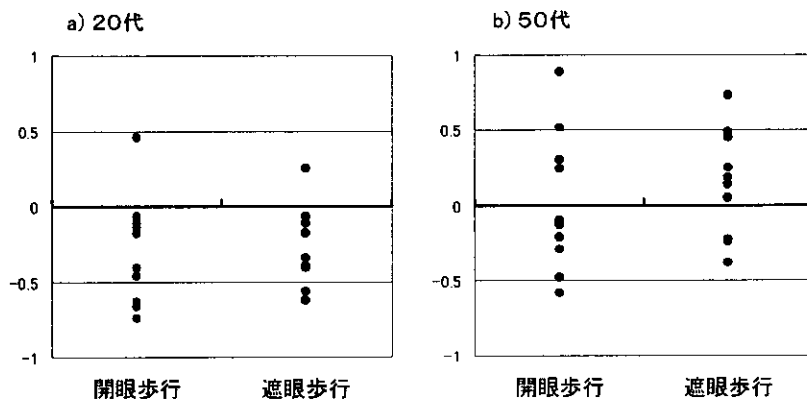


図7 20代と50代の代表的被験者における開眼歩行時の頭頂部、隆椎部、腰部左右動

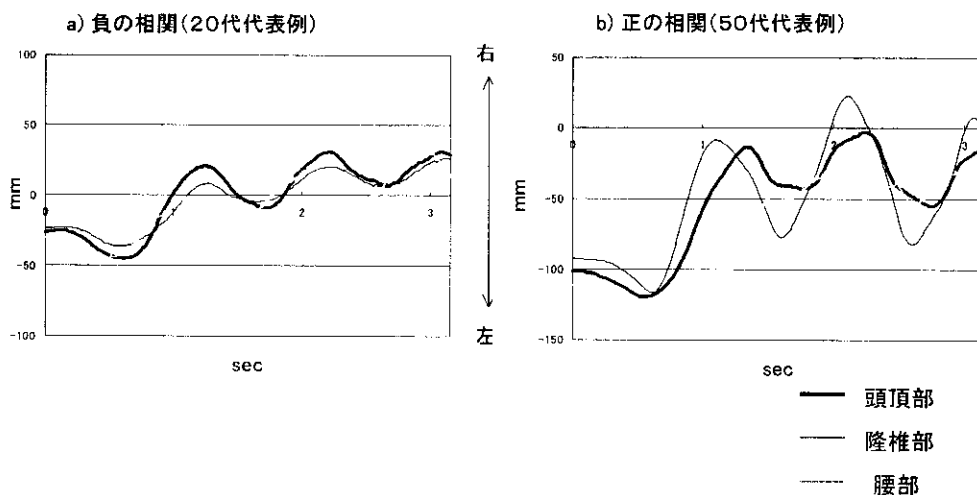


図8 20代と50代健康成人被験者の歩行時頭頂部、隆椎部、腰部左右動の大きさ(平均±1SD)

