

学位論文

Basic study of the new static stabilometry in the sitting position]

(座位における静的重心動揺検査の基礎的研究)

指導教授名 狩野 有作

申請者氏名 小幡 進

著者の宣言

本学位論文は、著者の責任において実験を遂行し、得られた真実の結果に基づいて正確に作成したものに相違ないことをここに宣言する。

要 約

【背景】

重心動揺検査の実施方法は、日本めまい平衡医学会が定めている「閉足直立」で足圧中心の変位を捉える方法が標準法となっている。一方、座位重心動揺検査はリハビリテーション分野で一部動的要素を含んだ評価は行われているが、臨床検査分野での静的重心動揺検査は実用化されていない。臨床検査の現場では、高齢者や下肢に障害のある患者、めまいなどで直立の保持が困難な場合でも重心動揺検査の実施依頼があるが、直立困難時は検査の実施が不可となる場合や、常に転倒の危険を伴う恐れがある。こうした背景から、重心動揺検査を患者の状態を考慮し立位と座位を選択することが可能となれば、転倒のリスクが軽減するばかりでなく、より多くの患者で重心動揺検査が可能となる。今回の我々の研究では、静的座位重心動揺検査が実施可能であるか、健常者を被検者として閉足直立時と座位時での各種検査パラメーターについて測定結果を比較検討した。

【方法】

本研究は、書面による同意が得られた男性 8 名（平均 36.9 歳）、女性 12 名（平均 30.0 歳）の計 20 名を対象とした。座位測定専用としてスチール製の背もたれのない椅子を用意し、この椅子の座面上に重心動揺計のフォースプレートを直接設置した。座位での姿勢は、下腿筋などによる入力と感覚入力を除外するため、両脚足裏は地面に接地しない座位とした。着座位位置は臀部中心がフォースプレートの中心位置となる様に、予め重心動揺計にて重心位置の調整を行い着座させた。背部は背筋を伸ばした状態とし、両上肢は前胸部位置にて腕組み位とした。両足の膝部は左右とも楽な姿勢位置とした。また、日本めまい平衡医学会の標準法と同様に視線維持のため 2 m 前方に指標を設置した。測定は、立位および座位について開眼および閉眼を 60 秒間測定し、外周面積、総軌跡長、前後左右動揺パワー領域面積比平均(%）、前後左右方向最大振幅比平均について結果を比較した。

【結果】

1. 立位と座位における総軌跡長および外周面積の比較

座位における総軌跡長は、開閉眼時ともに立位と比較して有意に減少していた($p<0.001$)。また、座位では有意差は無いが開眼時と比較して閉眼時の測定値が減少傾向を示した。座位における外周面積は、開閉眼時ともに立位と比較して有意に減少していた($p<0.001$)。立位とは異なり座位において、開眼時と比較して閉眼時の外周面積が有意に減少した($p<0.05$)。

2. 立位および座位における前後左右動揺パワー領域面積比平均(%)の比較

各姿勢において動揺周波数を 0.02 Hz~0.2 Hz、0.2 Hz~2 Hz、2 Hz~10 Hz に分類し、その囲まれる面積を動揺パワー領域面積比(%)として前後左右方向についてその平均値を比較した。0.02 Hz~0.2 Hz について立位と座位を比較したところ、座位では開眼時と比較して閉眼時においてすべての周波数領域で各パワー領域面積比(%)が有意に減少していた($p<0.001$)。また、前後方向の動揺パワー領域面積比(%)の比較では、開眼時と閉眼時ともに座位で有意に減少していた($p<0.001$)。

3. 前後左右方向最大振幅比平均

立位と座位における前後方向および左右方向における最大振幅の平均値を比較したところ、立位と比較して座位では、前後方向の振幅成分が有意に増加していた($p<0.001$)。

【考察】

今回の研究では健常者における座位についての基礎的検討を行い、座位では閉眼時に外周面積や総軌跡長の測定値が低下するという特徴的なデータの存在を明らかにした。座位の閉眼では、視覚や体性感覚入力の情報量が著しく減少するため小脳における姿勢安定化のための情報処理量は立位と比較して軽減される。結果として開眼時と比較して小脳での処理能力は向上し、姿勢が安定化するという座位特有の結果となったと考えられた。また、別の特徴として座位では検討したすべての被験者で重心動揺図が前後型を示した。座位での座面の圧力ピークは大臀筋と大腿部にあり、この接触面は座面左右に存在することから左右方向の動揺に対する安定性が増加し、座位では前後方向の動揺が主な成分となったと考えられる。

座位は立位と比較して、フォースプレートから体幹の重心位置までの距離が短くなるため、重心動揺量は抑制される。このため、特に臨床検査分野における静的重心動揺検査では、指標である Romberg 率では評価が困難であると考えられていた。しかし、今回の検討から座位では立位と異なり開閉眼時の Romberg 率が 1.00 以下となることや、前後方向を主体とする動揺軌跡の存在などが明らかとなった。今後、これらの特徴を検査結果の評価に加えることで、臨床応用が可能となる可能性が示唆された。

目 次

1. 序論	1
2. 方法	1
2-1. 研究対象	1
2-2. 測定機器	1
2-2-1. 重心動揺測定装置	1
2-2-2. 座位用スツール	1
2-3. 被検者の姿勢	2
2-3-1. 立位姿勢	2
2-3-1. 座位姿勢	2
2-4. 測定方法と流れ	2
2-4-1. 立位での開閉眼重心動揺測定	2
2-4-2. 座位での開閉眼重心動揺	2
2-5. 検査事項	2
3. 結果	3
3-1. 被験者の身体測定値	3
3-2. 被験者の代表的座位重心動揺図	3
3-3. 立位と座位における開閉眼時の比較	3
3-4. 立位および座位における前後左右動揺パワー領域面積比平均(%)の比較	3
3-5. 前後左右方向最大振幅比平均	3
3-6. 被験者の体形と総軌跡長の関係	3
3-7. 学習効果による閉眼時動揺抑制の有無	4
4. 考察	4
4-1. 座位用スツールの選択と設置方法	4
4-2. 被験者の座位姿勢と座位における重心動揺図	5
4-3. 座位におけるロンベルグ率について	5
4-4. 身体測定値および性別と座位重心動揺結果の関係について	5
5. 結語	6
6. 今後の課題	6
7. 謝辞	6
8. 参考文献	7
9. 業績目録	9
10. 図・表	10

1. 序論

重心動揺検査は体平衡機能検査の一つであり、比較的簡便に前庭脊髄反射による体平衡制御¹⁾²⁾の状態を把握することができる有用な検査である。被験者を直立させた状態で重心動揺を測定することで、平衡機能障害の有無、経過観察、治療やリハビリテーションの効果判定、加齢現象などの評価³⁾が可能である。日本めまい平衡医学会の基準では、足圧中心の変位を捕らえることにより体幹の動揺を測定する閉足直立法が標準⁴⁾となっている。また、近年では重心動揺計と患者の接触面に専用のラバーを挿入し、主に内耳前提障害による平衡機能障害を測定する方法⁵⁾も実施されている。一方、高齢者などで直立姿勢の保持が困難な場合や、下肢に障害のある場合でも重心動揺検査の実施依頼があるが、このような場合には検査の実施が不可となることが多い。また、眩暈や脊髄小脳変性症などで体幹の動揺が激しい症例などでは直立の検査に難渋する場合や転倒などの危険を伴う場合もある。こうした背景から、重心動揺検査を行う場合に患者の状態に合わせて、立位と座位を選択して検査を実施することが可能となれば、転倒のリスクが軽減し、より多くの患者において重心動揺検査が可能となる。今回我々は、座位条件下にて重心動揺検査が実施可能であるか、健常者を被験者として閉足直立時と座位時での各種パラメーターについて測定結果を比較検討した。

2. 方法

2-1. 研究対象

本研究内容については、事前に北里大学医学部・病院倫理委員会、治療・臨床研究審査委員会の承認を得た。被験者には事前に検討内容についての説明を十分に行い、書面による同意が得られた被験者を対象とした。被験者は男性8名(21歳から50歳:平均年齢36.9歳)、女性12名(21歳から50歳:平均年齢30.0歳)の合計20名で、これまでに眩暈や平衡障害にて受診歴のある場合や体幹四肢に障害のある場合は集計対象から除外した。

2-2. 測定機器

2-2-1. 重心動揺測定装置

重心動揺測定には一般的に使用されているアニマ(株)社製 GP-5000 (Fig.1)を使用した。GP-5000は被験者の動揺を3点のセンサーで測定するフォースプレートと動揺を解析するPC解析装置からなる。今回の検討では、通常の立位重心動揺検査で用いられる一般的な設定値であるサンプリング周波数20Hz、サンプリング周期50msecに設定し、測定時間は60秒間とした。動揺結果の解析にはGP-5000に付属する総合重心動揺解析システム(ver.1.3.11)を使用した。

2-2-2. 座位用スツール

座位用の椅子として、スチール製の縦70cm×横80cm×高さ70cmのスツール(Fig.2)を使用した。スツールの天板は縦70cm×横80cm×厚さ2cmの木製合板とし、水平水準器を使用して水平を確認して設置した。座位重心動揺を測定する場合は、この座位用スツールの座面上にフォースプレートを設置した。この時、フォースプレートは被験者の大腿部との干渉を避けるために立位で設置する通常的位置から180°回転させた状態で設

置した (Fig.3)。データ解析の際はその方向が一致するように修正した。

2-3. 被検者の姿勢

2-3-1. 立位姿勢

立位の姿勢は、日本めまい平衡医学会での標準法³⁾に準拠して閉足直立とした。

2-3-2. 座位姿勢

被検者の座位姿勢は、姿勢調節への影響が大きい下腿筋による入力と体制感覚入力を除外するため、両脚足裏は地面に接地しない座位とした。着座位置は臀部中心圧がフォースプレートの中心位置となる様に、予め GP-5000 により動揺軌跡が中心位置で安定するように調整を行いながら着座させた。背部は背筋を出来るだけ伸ばした状態とし、両上肢は前胸部位置にて腕組み位とした。座位における両足の膝部の位置は、被検者が楽な位置で静止するように指示を行った (Fig.4)。

2-4. 測定方法と流れ

測定前に身長と体重を測定し、立位（開閉眼）での重心動揺測定を行った。立位での測定が終了した後、フォースプレートを座位用ツールに移設置した。次に被験者をツール上に移動させ座高を測定した後、座位（開閉眼）での重心動揺測定を実施した。測定は被験者の慣れや疲労による動揺の変化を避けるために、それぞれ各 1 回測定とした。また、初期応答による動揺結果への影響を避けるために、被験者が検査の姿勢を保持した後、体動が安定したところからサンプリングを開始した。

2-4-1. 立位での開閉眼重心動揺測定

立位での測定は日本めまい平衡医学会での標準法³⁾に準拠した方法で実施した。開眼時に視点を一定にするため、着座位置から前方 2m の位置に直径 1 cm の丸形指標を設置した。開眼にて重心動揺計に閉足直立にて立ち、前方指標を固視した状態で重心動揺を 60 秒間測定した。足の位置を動かさないよう 60 秒間の休憩をとった後、閉眼にて重心動揺計に閉足直立にて立ち、体重心動揺を 60 秒間測定した。

2-4-2. 座位での開閉眼重心動揺測定

立位での測定が終了した後、フォースプレートを座位用ツールに移動させた。このとき座面とフォースプレート的一端が干渉しないように、重心動揺計を通常の設置位置から 180°水平回転させて設置した (Fig.3)。設置後、本文 2-3-2. 座位姿勢の要領で着座させた。着座させた状態で頭頂部から座面までの座高をメジャーにより測定した。開眼時に視点を一定にするため、立位の場合と同様な指標を設置した。この状態で開眼にて重心動揺を 60 秒間測定した。60 秒間の休憩の後、閉眼にて同様に体重心動揺を 60 秒間測定した。

2-5. 検査事項

GP-5000 による測定では、立位および座位での開閉眼時の X-Y 記録図における、総軌跡長(LNG)、外周面積 (ENV -AREA)、左右最大振幅 (XD)、前後最大振幅 (YD)、最大振幅比(YD/XD)、パワースペクトル (MEM) を記録した。ロンベルグ率は各測定結果での閉眼/開眼の比率を算出した。また、各姿勢において動揺周波数を 0.02Hz~0.2Hz (A 領域)、0.2Hz~2Hz (B 領域)、2Hz~10Hz (C 領域) に分類し、各周波数帯域におけるパワー面積の全

パワー面積に対する比率を動揺パワー領域面積比(%)とし前後左右方向及び R 方向についてその平均値を比較した。平均値の差の検定 (t-検定)、相関係数 (Pearson の積率相関) はそれぞれ有意差水準を 5%未満とした。

3. 結果

3-1. 被験者の身体測定値

本研究に参加した被験者の身体測定値を Table.1 に示した。男女合計 20 (平均年齢は 32.8 歳) の平均身長は 164.2cm、平均座高 88.6cm、平均体重 58.0kg であった。また、座高と身長との比率は男性が 0.53、女性が 0.54 となりほぼ同様の比率であった。

3-2. 被験者の代表的座位重心動揺図

男性被験者 (21 歳、身長 181cm、体重 75kg) の開眼時における立位重心動揺図と座位の重心動揺図を Fig.5 に示した。座位の重心動揺図では外周面積は開眼時で 0.06cm^2 と小さく、立位での開眼時外周面積の 2.29cm^2 と比較して約 1/40 となった。また、座位では前後方向の動揺が主体であった。今回参加した被験者では、男女問わず全て同様の傾向を示した。

3-3. 立位と座位における開閉眼時の比較

立位と座位における総軌跡長の測定結果を Fig.6 に示した。座位の総軌跡長は開閉眼時ともに立位と比較して有意に減少していた ($p<0.001$)。また、座位では有意差は無いが開眼時と比較して閉眼時の値が減少傾向を示した。次に、立位と座位における外周面積の測定結果を Fig.7 に示した。座位の外周面積は、開閉眼時ともに立位と比較して有意に減少していた ($p<0.001$)。また、座位において開眼時と比較して閉眼時の外周面積が有意に減少した ($p<0.05$)。

3-4. 立位および座位における前後左右動揺パワー領域面積比平均(%)の比較

各姿勢において動揺周波数を 0.02Hz~0.2Hz (A 領域)、0.2Hz~2Hz (B 領域)、2Hz~10Hz (C 領域) に分類し、その囲まれる面積を動揺パワー領域面積比 (%) として前後左右方向及び R 方向についてその平均値を Table.2 に比較した。0.02Hz~0.2Hz (A 領域) について立位と座位を比較したところ、座位では開眼時と比較して閉眼時においてすべての周波数領域で各パワー領域面積比 (%) が有意に減少していた ($p<0.001$)。また、前後方向および R 方向の動揺パワー領域面積比 (%) では、開眼時と閉眼時ともに、座位ではパワー領域面積比 (%) が有意に減少していた ($p<0.001$)。

3-5. 前後左右方向最大振幅比平均

立位と座位における前後方向および左右方向における平均最大振幅比を Table.3 に示した。立位と比較して座位では、前後方向の振幅成分が有意に増加していた ($p<0.001$)。

3-6. 被験者の体形と総軌跡長の関係

座位において身長と総軌跡長の関係を男女別に Fig.8 に示した。男女とも座位での身長と総軌跡長の間には相関は認められなかった。次に、座位における座高と総軌跡長の関係を男女別に Fig.9 に示した。男女とも座位での身座高と総軌跡長の間には相関は認められなかった。また、座位における体重と総軌跡長の関係 (Fig.10) では、相関は無いが女性にお

いて体重の増加に伴い総軌跡長が長くなる傾向を示した。

3-7. 学習効果による閉眼時動揺抑制の有無

開眼時と比較して閉眼時の動揺が抑制されたことについて、学習効果によるものかを検証するため、通常とは逆の閉眼での測定を実施した後に開眼での測定を追加検討した (Table.4)。すでに参加している被験者のうち無作為に選択した男性3名と女性3名について検討した結果、総軌跡長や外周面積で閉眼時の抑制傾向に変化は無かった。

4. 考察

座位における重心動揺検査の臨床研究は、理学療法の分野におけるリハビリ評価の検討報告⁶⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾はあるが、臨床検査分野での報告や健常者での特徴を中心に調査した基礎的検討は少ない。雨森ら¹¹⁾は座位における重心動揺の基礎的検討として、Wii Balance boardを使用したアルコール負荷前後での座位重心動揺検査を検討し、立位と同様に座位でも体動揺が観察され得る可能性があるとしている。また、内山¹²⁾らは、体平衡機能における坐位重心動揺の測定意義と臨床応用について理学療法学の分野での応用を念頭に検討を行い、座位の臨床応用の可能性を示唆している。しかし、こうした座位での重心動揺検査の基礎的検討では、座位の姿勢や測定機器の選定、測定方法などが統一されていないため、臨床的意義についての解釈は難しい。また、理学療法の分野では、体幹や上肢の運動を伴う一部動的要素を含んだ重心動揺測定を実施するが、臨床検査の分野では体幹動揺の検出を目的とした静的体重心動揺検査を実施するという違いも有する。一般的に臨床検査技師が実施する直立姿勢で行う静的重心動揺検査は、眩暈を有する患者や高齢者を対象とする場合が多く、常に転倒の危険を伴うことから、安全な検査を行う上では転倒の危険を回避することが重要¹³⁾¹⁴⁾¹⁵⁾となる。このため、立位ではなく座位での重心動揺検査が可能となれば、転倒のリスクを軽減することが可能なため有用性は高いと考えられるが、実際の臨床検査での実用化には至っていない。

4-1. 座位用ツールの設置方法

今回、我々が実施した座位での静的重心動揺検査では、重心動揺計のフォースプレートに座位用ツールの着座面に設置し、直接フォースプレート上に被験者を着座させる方法とした。これにより体重心位置は立位と比較して低くなり体幹が安定したことから、今回の検討結果では立位と比較して総軌跡長などの動揺指標は優位に減少した。いくつかの検討では、フォースプレート上に座位用ツールを設置して被験者を着座させる方法が検討されている。この場合、着座面からフォースプレートまでの距離が長くなることから、直接フォースプレート上に被験者を着座させた場合と比較して見かけ上の測定値が増大するという報告¹²⁾がある。さらに、フォースプレート上にツールを設置する場合は、使用するツールの大きさや形状の違いにより測定結果が異なることが予測される。加えて、実際の検査においては足底が非接地の場合は重心動揺が顕著となる¹¹⁾ため、足底は非接地が望ましいと考えられる。しかし、被験者の身長や下肢長などには違いがあり、両足を非接地状態にして検査する場合はツールの高さを調節する必要があるなど、フォースプレート上にツールを設置する場合はツール形状などの検査条件を統一して実施することが困難となる。このことから、実

際に検査を実施する場合は直接フォースプレートに着座させる方法が望ましいと考えられる。今回の我々の検討では直接フォースプレートに着座させる方法であることから、測定結果が座位用スツールの高さなどの違いによる修飾を受けていないため、スツールの形状に左右されず、実際の検査への応用が容易であると思われる。

4-2. 被験者の座位姿勢と座位における重心動揺図

今回検討した座位重心動揺検査では検討したすべての被験者で前後型を示したことが挙げられる。健常者の立位重心動揺図は、前後型や求心型、びまん型、多中心型など多様な動きを示すとされている¹⁹⁾。また、野呂²⁰⁾の研究によると座位での座面圧力ピークは大臀筋と坐骨結節、大腿部の3つの部分に区別できるとしている。フォースプレート上では、大臀筋と大腿部の接触面は主に左右に存在²¹⁾するため、左右方向の動揺に対する安定性が増加し、座位の健常者では多様な動揺形式ではなく前後方向の動揺が主な成分となったと考えられる。

4-3. 座位におけるロンベルグ率について

立位での重心動揺検査では、視覚入力系が姿勢維持にとって重要な情報源となるため、閉眼時は開眼時と比較して体動揺が増大し、各種検査結果のロンベルグ率は1.00以上となることが多い¹⁶⁾。しかし、今回の座位では開眼時と比較して閉眼時の総軌跡長と外周面積のロンベルグ率が1.00以下となった。立位での足裏接地と比較して座位の臀部接地では接触面積が大きくなることから、複数回実施することによって体性感覚による学習効果も立位と比較して増大する可能性がある。学習効果による影響の可能性を確認する目的で、閉眼における検査を開眼より先に検査する方法を実施したが、結果に影響は認められなかった。雨森ら¹¹⁾が検討した座位における重心動揺検査の基礎的検討においても、総軌跡長の結果に同様の現象が認められていたが、この点に関する考察はなされていない。立位において、ロンベルグ率が陰性となる場合にはいくつかの報告がある。大橋¹⁷⁾は、小脳障害例においてロンベルグ率が陰性となる場合があるとしている。また、奥園¹⁸⁾は、立位において健常者においても閉眼において動揺が減少する場合があり、この逆転現象は若年者と比較して高齢者に多い傾向があると報告している。我々の検討では、若年者であっても座位の場合はロンベルグ率が陰性となっていることから、立位の場合とは異なる平衡調整機構によるものと考えられた。座位閉眼では、視覚や体性感覚情報入力の情報量が著しく減少するため小脳における姿勢安定化のための情報処理量は立位と比較して軽減される。結果として開眼時と比較して小脳での処理能力は向上し、姿勢が安定化するという座位特有の結果となったと考えられる。

座位重心動揺図の閉眼時におけるロンベルグ率低下以外の特徴として、前後方向の動揺が左右方向と比較して大きく、前後左右動揺パワー領域面積比(%)の0.02Hz~0.2Hzの比較的低い周波数帯域(領域A)において、前後左右方向ともに立位と比較して座位で減少傾向となることが挙げられる。特に左右方向については、閉眼時に有意に減少していた。立位と比較して座位では、フォースプレートから体重心までの距離が短くなるため、高い周波数の動揺が主体となり低周波領域の動揺が低下したと考えられる。

4-4. 身体測定値および性別と座位重心動揺結果の関係について

立位での重心動揺検査は身長と体重、年齢、性別などの要因により影響があるとされてい

る¹⁶⁾。一方で、他の検討では、年齢変化以外の要因と重心動揺との間に統計的な関連性は認められないとの報告もある²²⁾。今回の座位重心動揺では、女性において体重が増加すると総軌跡長が延長する傾向は確認できたが、身長、座高、性別と総軌跡長との間には有意な関連性は認められなかった。今後、被検査数を増やしてこれら身体測定値と検査結果の関連性を検討する必要があると思われる。今回我々は、身長から座高を引いた下肢長と総軌跡長との関係も検討したが関連性は無かった。下肢を非接地とした静的座位においては、主に座面を支点とした上部体幹の動きと下肢でバランスを保持することとなる。座高及び下肢長はそれぞれ身長の約半分程度の長さであり、特に下肢については両足非接地座位で実際に自由可動できる部位は膝下のみとなるため、検査中は静止状態を維持していることから下肢長よる体動揺への影響は少なかったと考えられる。

5. 結語

今回我々は、健常者における座位重心動揺検査についての基礎的検討を行った。座位重心動揺検査では立位とは異なり、開眼時と比較して閉眼時に外周面積や総軌跡長の測定値が低下するという特徴的なデータの存在を明らかにすることが出来た。座位閉眼では、視覚や体性感覚情報入力の情報量が著しく減少するため小脳における姿勢安定化のための情報処理量は立位と比較して軽減される。結果として開眼時と比較して小脳での処理能力は向上し、動揺が安定化したという可能性が示唆された。

6. 今後の課題

今後は健常者のデータをさらに蓄積して、重心動揺図の特徴的な動きや、年齢や性別での差異など基礎解析を実施することで、健常者の基礎データの結果精度を高める予定である。さらに、これら健常者の検討結果を踏まえて、耳鼻科領域や神経内科領域などのめまいを主訴とする患者での静的座位重心動揺検査の検討を行う予定である。また、今回の使用した座位ツールは簡易的な仕様であったため、昇降装置や手すりの設置など臨床検査での使用を考慮した仕様に改良することも計画中である。これら検討結果や仕様や方法の修正を行った上で、臨床での実施を目的とする予定である。

7. 謝辞

この研究を行うにあたり、ご協力頂いた北里大学病院臨床検査部、北里大学東病院臨床検査部に深謝いたします。また、ご助言をいただきました北里大学医療衛生学部に深謝いたします。

8. 参考文献

1. Yamamoto M, Yoshida T. Body Tracking Test (BTT) Galvanic Body Sway Test (GBST) 2011; Equilibrium Res Vol.70 (3), 135-144.
2. Ito Y. Stabilometry 2012; Rinsho Kensa 56, 637-643.
3. Suzuki J, Matsunaga T, Tokumasu K, Taguchi K, Watanabe Y. The guide book and Q&A of the stabilometry 1995 (In Japanese abstract). Equilibrium Res 1996; Vol. 55 (1): 64-77.
4. Watanabe Y, Koizuka I, Yamamoto A, Ishii M, Takayasu Y, Takemoto S, et al. The material for the standard examination of equilibrium (In Japanese abstract). Equilibrium Res 2006; Vol.65(6): 463-503.
5. Fujimoto C, Iwasaki S, Yamasoba T. Preliminary assessment of peripheral vestibulopathy using foam posturography. Equilibrium Res 2012; Vol.71 (6): 472-477.
6. Nobuyuki K. The Sway Paths of the Center of Gravity in the Static-standing Posture, Static-sitting Posture and the Voluntary Shifting-sitting Posture of Hemiparetic Stroke Patients. Jpn J Rehabil Med 1997; 34:121-128.
7. Saito S, Sato K, Ohinata J, Nagai H, Tokinaga H. Relationship between the Ability to Sit on a Balance Cushion and Parameters of One Leg Standing. Rigakuryoho Kagaku 2011; 26(5): 703-706.
8. Suzuki T, Hirata J, Kuriki A, Tomiyama M, Wasada K, Oda K, et al. The Relationship between the Trunk Muscles Activities and Postural Sway during Unstable Sitting. Rigakuryoho Kagaku 2009; 24(1): 115-119.
9. Chiung-Ling C, Kwok-Tak Y, Liu-Ing B, Chun-Hou W, Ming-I C, Jung-Chung C. The Relationship Between Sitting Stability and Functional Performance in Patients With Paraplegia. Arch Phys Med Rehabil 2003; Vol.84.
10. Saito K, Matsunaga T, Iwami T, Shimada Y. Evaluation of trunk stability in the sitting position using a new device. Biomedical Research(Tokyo) 2014; 35(2):127-131
11. Amemori M, Yoshikawa K, Matsuura Y, et al. A Basic Study of Body Sway in Sitting position. The Institute of Electronics 2011; 111(367): 33-37.
12. Uchiyama Y, Mineshima T, Ariga T, Yoshida Y. Postural Regulability on the Sitting Position and Its Application to Physical Therapy Field. Rigakuryoho Kagaku 1994; 21(3): 179-185.
13. Mishima M. Clinical viewpoints from co-medical (In Japanese abstract). IRYO 2001; Vol. 55(12) : 622-623.
14. Yuasa T. Flow chart for differential diagnosis of easy falling syndrome (In Japanese abstract). IRYO 2006; Vol. 60(1): 23-27.
15. Noguch T, Goto Y. The risk management of exercise stress testing, cardiac catheterization, computed tomography, and cardiovascular magnetic resonance. Respiration and Circulation 2008; Vol.56(2): 119-128.

16. Imaoka K, Murase H, Fukuhara M. Collection of Data for Healthy Subjects in Stabiometry. *Equilibrium Res* 1997; Vol.56 Suppl.12: 1-84.
17. Ohashi S. Study of body sway while standing in patients with cerebellar disturbance. *Practica Otologica* 1984; 77 (1special): 219-258.
18. Okuzono T. Vector statokinesigram – A new method of analysis of human body sway –. *Practica Otologica* 1983; 76: 2565-2580.
19. Tokita T. Regulation Mechanism of Upright Standing Posture. *Equilibrium Res* 1990; Vol.49: 367-377.
20. Noro K. The sitting Reconsideration (In Japanese abstract). *Society of biomechanisms* 2007; Vol.31: No.1.
21. Fujimaki G, Naruse T, Miyagawa N, Inagaki Y, Hibi H. Analysis of Buttock Shapes in Sitting Posture and Proposal of a Seat-pan Shape. *Gifu Pref. Research institute for human life technology* 2012; No.15:19-23
22. Nakayama A. About an assay of the center of gravity (foot pressure center point) (In Japanese abstract). *Japan Society of Exercise and Sports Physiology* 1987; 2: 19-24.

9. 業績目録

1) 原著

- (1) Obata S, Ujihashi Y, Munekata S, Ochiai A, Naganuma H, kanoh Y : Basic study of the new static stabilometry in the sitting position. 2016; Kitasato Medical Journal Vol.46 No.2(in press)
- (2) Obata S, Ujihashi Y, Munekata S, Ishii N, kanoh Y : Influence of hearing inspection using headphones and a bone conduction vibrator on a programmable valve shunt system. 2016; Kitasato Medical Journal Vol.46 No.1, 8-14.
- (3) 毛利知怜, 小野澤裕也, 下河ナオミ, 河島江美, 押田好美, 小幡進, 宇治橋善勝, 棟方伸一: 顔面神経麻痺における 強さ・期間曲線の有用性について. 2015; 神奈川県臨床検査技師会誌, Vol.50(167), 17-21.
- (4) 藤村裕美, 久松知子, 小幡進, 二本柳伸, 中崎信彦, 平田泰良, 棟方伸一, 高山陽子, 大谷慎一, 狩野有作, 赤星透: 嫌気性菌における薬剤感受性測定用培地の比較検討について. 2008; 神奈川県臨床検査技師会誌, Vol.43(1), 13-20.
- (5) 二本柳伸, 小幡進, 中崎信彦, 平井誠, 平田泰良, 高山陽子, 大谷真一, 狩野有作, 赤星透, 砂川慶介, 井上松久: A 群連鎖球菌集団感染における迅速検出用キットの有用性評価. 2007; 日本感染症学会誌, 81(4), 441-448.
- (6) 小幡進, 二本柳伸, 中崎信彦, 平田泰良, 菅原健一, 久米光, 久保亮一, 赤星透: 新しいカンジダマンナン抗原検出試薬「シカファンギテスト」の臨床的有用性の検討. 2007; 日本臨床衛生検査技師会誌, 56(9), 1246-1249.
- (7) 小幡進, 平田泰良, 砂川慶介, 井上松久: 当院における過去 25 年間に分離された真菌の検査動向. 2001; 日本感染症学会誌, 75(10), 863-869.

2) 著書

なし

3) 総説・講座

- (1) 小幡進, 平田泰良, 阿部美知子, 赤星透, 久米光: シリーズ目で見える病原診断法(11)内臓真菌症の診断. 2003; 化学療法の領域, 19(4), 503-506.
- (2) 久米光, 山下えり子, 阿部美知子, 小幡進, 望月真弓, 村瀬秀樹, 山崎敏和: アスペルギルス感染症 疫学. 1997; 化学療法の領域, 13(1), 18-25.

4) 症例・臨床治験・その他

なし

10. 図・表

Table 1. The body measurements of the subjects

	total (20)			males (8)			females (12)		
	range	mean		range	mean		range	mean	
age	21 ~ 50	32.8		21 ~ 50	36.9		21 ~ 50	30.0	
height (cm)	153.5 ~ 181.0	164.2		165.0 ~ 181.0	170.3		153.5 ~ 167.0	160.2	
weight (kg)	42.0 ~ 83.0	58.0		52.0 ~ 83.0	69.3		42.0 ~ 59.5	50.5	
sitting height (cm)	82.0 ~ 98.0	88.6		83.0 ~ 98.0	91.0		82.0 ~ 91.0	86.9	

Table 2. Mean of the oscillation power area ratio (%) at each area

Mean of oscillation power area ratio(%)						
area	Hz	posture	eyes	R-L direction	Fwd-Back direction	R direction
A	0.02~0.2Hz	standing	opened	25.28	33.53	23.15
			closed	20.74	24.15	18.59
		sitting	opened	20.10	20.90	14.58
			closed	15.13	18.11	11.21
B	0.2~2Hz	standing	opened	61.26	51.87	60.52
			closed	65.62	59.62	62.42
		sitting	opened	46.36	47.85	48.15
			closed	47.48	49.33	48.45
C	2Hz~10Hz	standing	opened	13.46	14.60	16.33
			closed	13.64	16.23	18.99
		sitting	opened	33.54	31.25	37.27
			closed	37.40	32.56	40.34

*p<0.001

Table 3. Mean of the maximum amplitude ratio

Mean of the maximum amplitude				
posture	eyes	anteroposterior (cm)	R-L direction (cm)	ratio(%)
standing	opened	2.22	1.95	1.14
	closed	2.49	2.32	1.07
sitting	opened	0.64	0.38	1.68
	closed	0.51	0.23	2.22

**p<0.001

Table 4. Verification test of the learning effect with sitting position

Subject	enveloped area (cm ²) of sitting position				locus length (cm) of sitting position			
	standard method*		reverse method**		standard method*		reverse method**	
	eyes opened	eyes closed	eyes opened	eyes closed	eyes opened	eyes closed	eyes opened	eyes closed
A	0.091	0.028	0.027	0.021	17.494	17.051	13.060	12.463
B	0.069	0.031	0.080	0.069	23.759	18.604	26.482	23.541
C	0.072	0.029	0.064	0.053	20.383	19.193	23.528	22.836
D	0.036	0.028	0.060	0.029	19.519	19.122	20.421	20.409
E	0.044	0.036	0.072	0.043	22.917	22.234	25.443	25.214
F	0.124	0.055	0.299	0.096	25.449	22.344	29.584	24.287
Average	0.073	0.035	0.100	0.052	21.587	19.758	23.086	21.458

*standard method: from eyes opened to eyes closed **reverse method: from eyes closed to eyes opened

Figure 1. The stabilometer GP-5000 (anima)

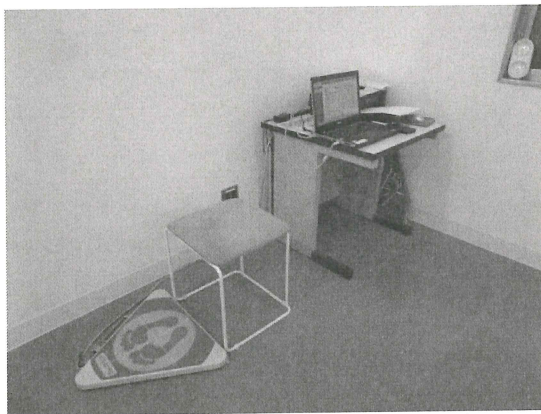


Figure 2. The stool for the sitting position

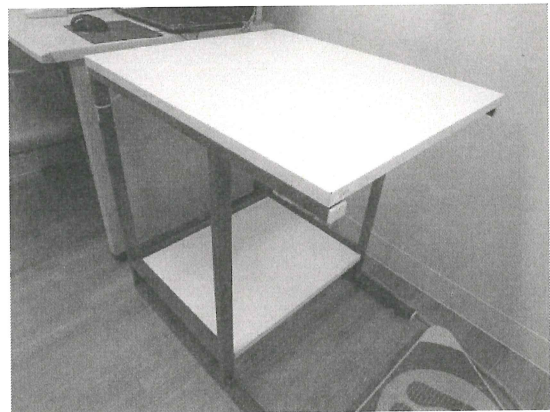


Figure 3. Method of attaching the force-plate

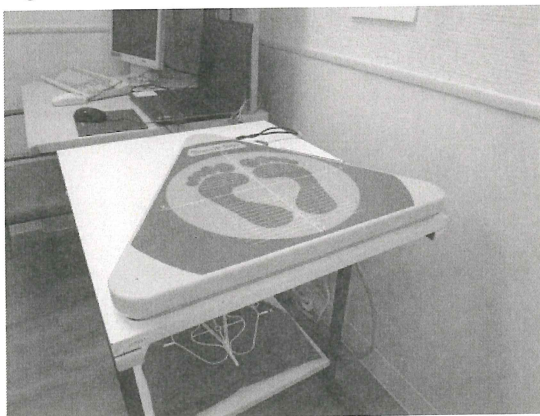


Figure 4. Posture of sitting position

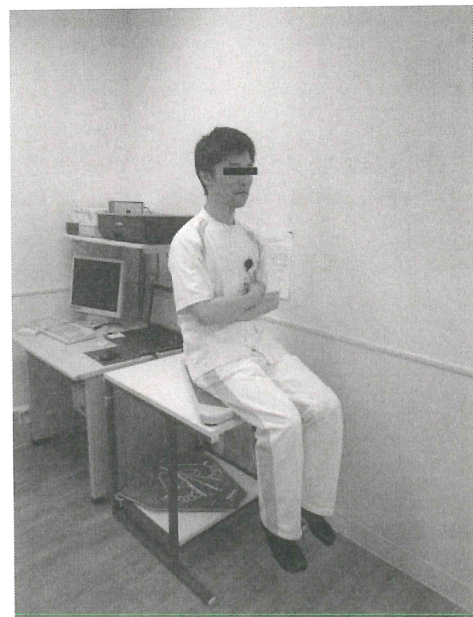


Figure 5. Figure of center of gravity in standing position and sitting position (male subject)

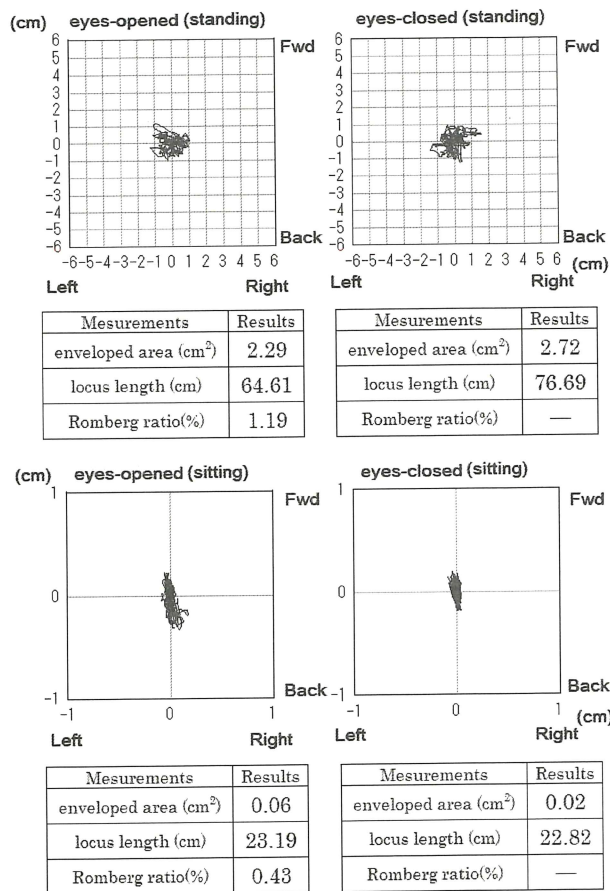


Figure 6. Comparison of locus lengths (LNG) in standing position or sitting position

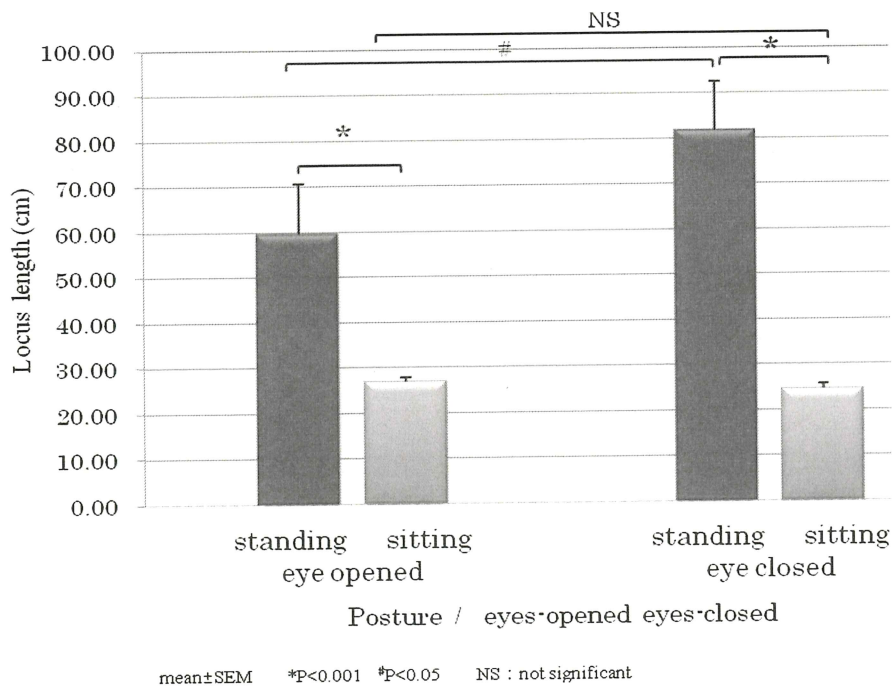


Figure 7. Comparison of enveloped areas (ENV-AREA) in standing position or sitting position

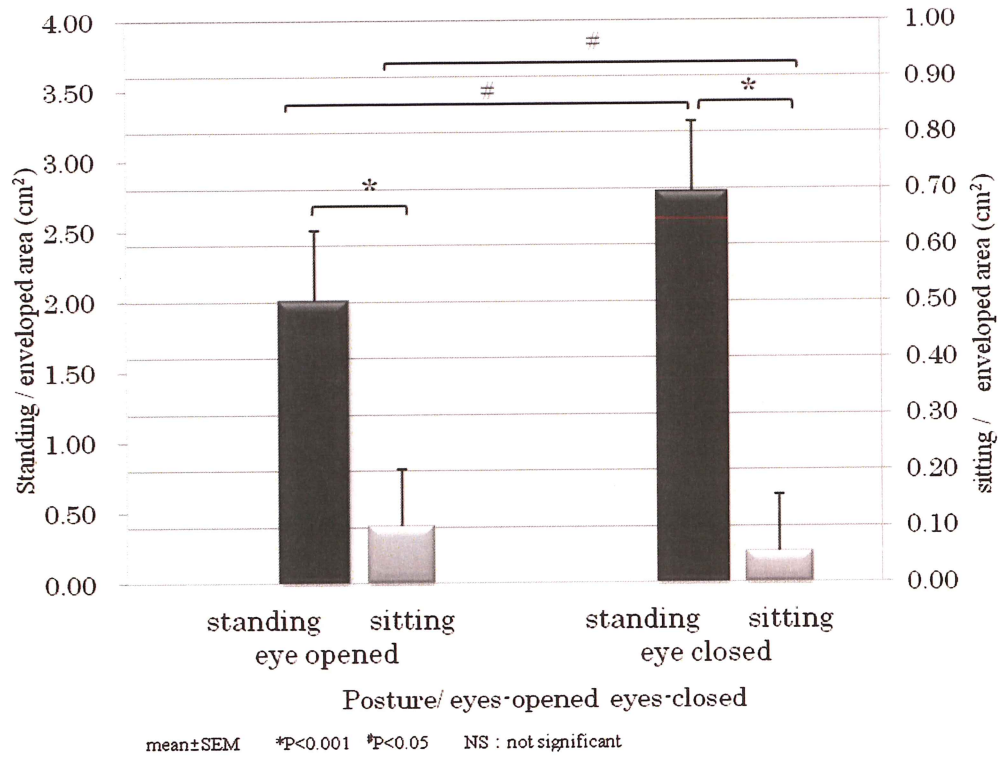


Figure 8. Relations between height and locus length (LNG)

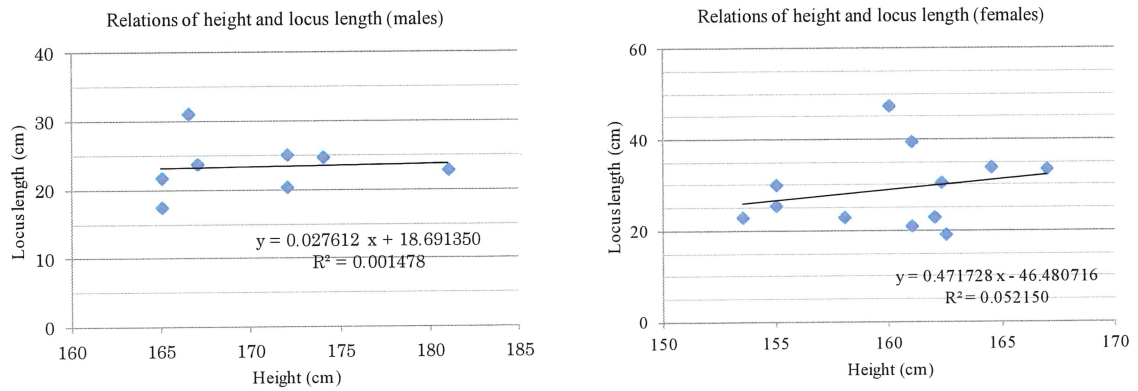


Figure 9. Relations between height when sitting and locus length (LNG)

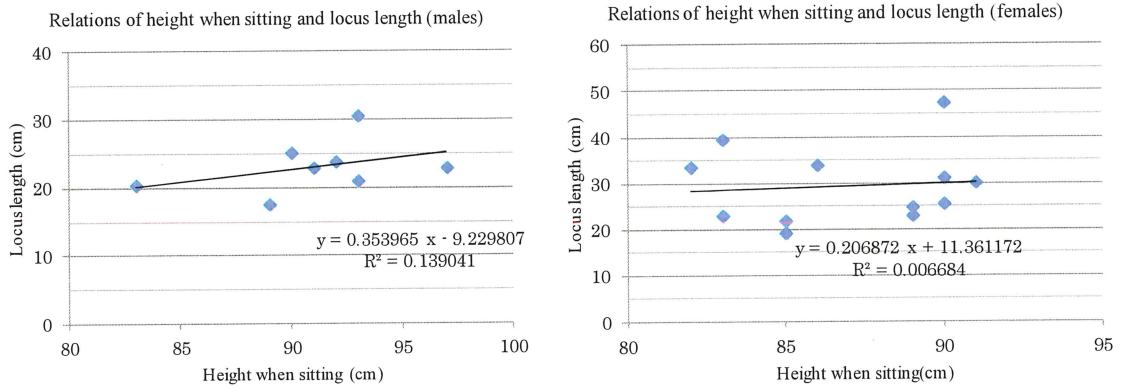


Figure 10. Relations between weight and locus length (LNG)

