

研究報告



頸部固定が動的立位バランスに及ぼす影響*

林 尊弘¹⁾・森 友洋²⁾・永谷元基²⁾・牧本卓也²⁾・阿部友和²⁾
久保貴嗣¹⁾・林 満彦²⁾・竹本将也³⁾・前田憲幸³⁾

【要 旨】

頸部を固定することで、胸部や腰部の体幹全体にどのような影響を及ぼすかについて検討することを目的とした。

対象は、神経学的疾患や骨関節疾患及び耳鼻科的な問題のない、健康青年(男性20名)とし、以下の方法で施行した。

頸部装具を装着した群と、装着していない群で右方向へのFunctional Reach Test(以下FRTと略記)¹⁾を行い、体幹全体にどのような影響を及ぼすのかについて、三次元動作解析装置、床反力計を測定した。

測定した結果、FRT、三次元解析装置においては、左右方向の座標Xでは右烏口突起、左烏口突起、剣状突起、前後方向の座標Yでは右上前腸骨棘、上下方向の座標Zでは眉間、鼻梁、左烏口突起で装具無し群に比べ装具有り群で有意に変化量(開始時(sec)と下部体幹側屈角度最大値時(sec)の変化量)の低下が認められた。床反力計においては前後成分Xの両側足圧中心、右足圧中心で装具無し群に比べ装具有り群で有意に変化量の低下が認められた。

以上のことから、骨盤は姿勢調節の際に移動せず安定していると考えられ、頸部固定により上部体幹のみでの姿勢調節となる。よって、頸部固定により頸部からの立ち直り反射を減弱させることで、連鎖反射が抑制され、動的立位バランスの低下が認められた。

キーワード：頸部固定・動的立位バランス・Functional Reach

はじめに

ヒトが正しい位置に体位をとり直し、それを保つ為の一連の反射群は立ち直り反射と定義されている¹⁾。その一つに頸部からの立ち直り反射があり、これは迷路からの立ち直り反射で頭部が床面に對

して水平になると、頸部のねじれによって頸部筋が刺激され、頭部に続いて体幹も水平になるという現象である。このように1つの反射運動が次の反射運動の刺激となり、反射が連続することを連鎖反射とよんでいる²⁾。

そこで今回我々は頸部を固定することで、上記の連鎖反射を減弱させた状態を模擬的に設定し、胸部や腰部の体幹全体にどのような影響を及ぼすかについて①Functional Reach test(以下FRTと略記)、②画像解析、③床反力計を用い比較・検討し、若干の知見を得たので報告する。

対象

対象は神経学的疾患や骨関節疾患及び耳鼻科的な問題のない、健康青年(男性20名)とした。平均年齢 24.8 ± 5.1 歳、身長 172.0 ± 6.0 cm、体重 65.5 ± 7.3 kg、BMI 22.1 ± 1.9 (いずれも平均値±標準偏差)であった。インフォームドコンセントは、この研

* Dynamic standing balance induced cervical fixation

- 1) 社会保険中京病院リハビリテーションセンター
(現所属 〒466-8560名古屋市昭和区鶴舞町65番地
名古屋大学医学部附属病院リハビリテーション部)
Department of Rehabilitation, Social Insurance Chukyo Hospital
Takahiro Hayashi, Takatug Kubo
- 2) 名古屋大学医学部附属病院リハビリテーション部
Department of Rehabilitation, Nagoya University, School of Medicine
Motoki Nagaya, Tomohiro Mori, Takuya Makimoto
Tomokazu Abe, Mitsuhiko Hayashi
- 3) 社会保険中京病院脳神経外科
Department of Neurosurgery Social Insurance Chukyo Hospital
Masaya Takemoto, Kenkou Maeda

究の参加者全てから得られた。

方法

1) 運動課題

被験者には、裸足で足底全接地にて両側足底内側縁が触れる状態で立ち、前方を注視させた状態から、検者の合図により右側方へのFRT（詳細については後述）を行わせた。

課題条件はまず頸部装具（アドフィットUDカラー）を装着しない条件（以下A群）と、頸部装具を装着した条件（以下B群）の2条件とした。課題条件の順序はA群→B群で実施した。測定中の注意点として、被験者に足底面が床面から浮かないように指導した。なお、課題計測に先立って、頸椎装具装着により被験者の頸部の運動（屈曲・伸展・側屈・回旋）が5度以下に制限されていることを確認した（図1）。

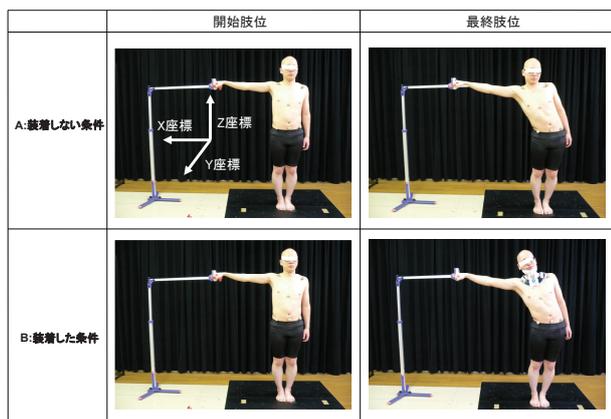


図1 運動課題と課題条件

運動課題：裸足で両側足底内側縁が触れる状態で平行に立ち、7秒間右側方へのFRTを行わせた。

設定条件（頸部装具の有無）：A 装具装着しない条件，B 装具装着した条件

2) 測定方法

① FRT

FRTはDuncanら²⁾によって開発された動的バランス能力を測定する方法で、一般的に前方へ行うものであるが、今回我々は、右側方へのFRTを行った。まず右肩峰の高さにFunctional Reach計測器（OG技研製 GB-200）を合わせ、両側の肩関節外転位、肘関節伸展位、前腕回内位、手関節中間位、手指屈曲位にし、FR計測器に右中節骨を合わせ（図2）、その後、左上肢は体側につけ、測定を行った。測定値はFRT計測器の値（cm）とした。

② 三次元動作解析

三次元動作解析装置（アニマ社製Locus MA6250）

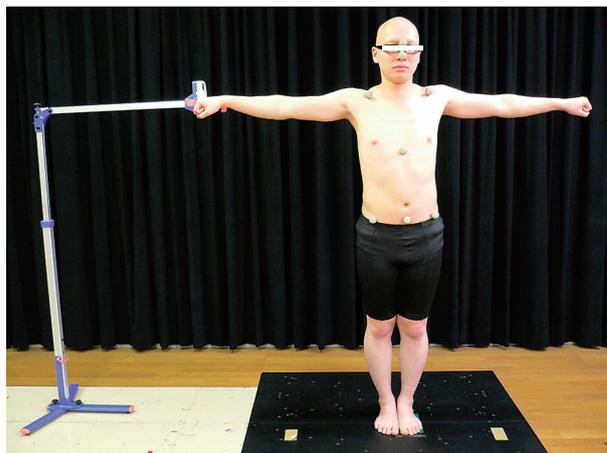


図2 FRT計測器の位置設定

右肩峰の高さにFunctional Reach計測器（OG技研製 GB-200）を合わせ、両側の肩関節外転位、肘関節伸展位、前腕回内位、手関節中間位、手指屈曲位にし、FR計測器に右中節骨を合わせた。

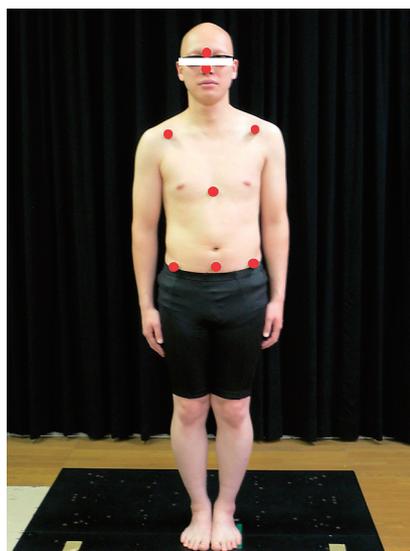


図3 赤外線反射マーカ取り付け位置

眉間、鼻梁、両鳥口突起、剣状突起、両上前腸骨棘、両上前腸骨棘の midpoint に取り付けられた。

を用い、赤外線反射マーカを被験者の眉間、鼻梁、鳥口突起、剣状突起、上前腸骨棘、両上前腸骨棘の midpoint の計8ヶ所の位置につけ（図3）、7秒間の測定を行った。取り込み周波数は15Hzとし、計測を行った。左右方向の座標をX（被検者の左側を正とする）、前後方向の座標をY（被検者の尾側を正とする）、上下方向の座標をZ（被検者の頭側を正とする）とした。また、右上前腸骨棘と両上前腸骨棘の midpoint、剣状突起とのなす角を下部体幹側屈角度と定め、測定座標を開始時（sec）と下部体幹側屈角度最大値時（sec）の変化量とした。

③床反力計

左右独立式床反力計(アニマ社製MG1120)を用い、7秒間の測定を行った。取り込み周期は15Hzとし、計測を行った。前後成分をX(被検者の尾側を正とする)、左右成分をY(被検者の左側を正とする)とし、測定座標を開始時(sec)と下部体幹側屈角度最大値時(sec)の変化量とした。

統計学的検討は、A群とB群の比較には対応のあるt検定を用い、1%未満を有意差有りとした。

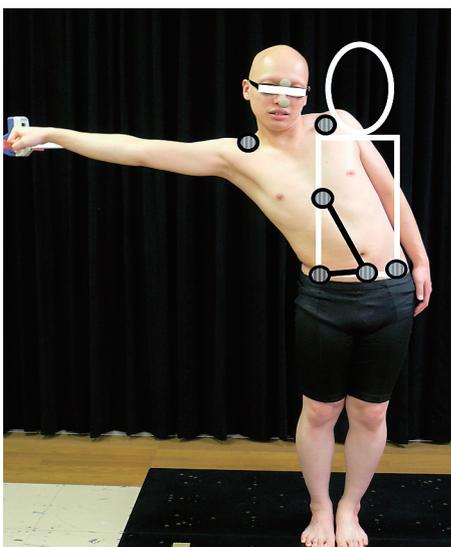


図4 測定パラメーター

- FRT
- 下部体幹側屈角度 = 下部体幹側屈角度の最大値 - 下部体幹側屈角度開始値
- 足圧中心(前後成分: X, 左右成分: Y) = 下部体幹側屈角度の最大時の足圧中心値 - 開始時の足圧中心値
- X座標, Y座標, Z座標 = 下部体幹側屈角度の最大時の各座標値 - 開始時の各座標

結果

①FRT

A群:16.1cm, B群:13.8cmでA群に比べB群で有意に変化量の低下が認められた(図5)。

②画像解析

左右方向の座標Xでは右烏口突起でA群:-14.7, B群:-13.2, 左烏口突起でA群:-17.2, B群:-13.3, 剣状突起でA群:-8.8, B群:-7.3であった。しかし、下部体幹側屈角度では有意差は認められなかった(図5・6)。

前後方向の座標Yでは右上前腸骨棘でA群:-0.6, B群:-0.4であった(図7)。

上下方向の座標Zでは眉間でA群:-6.5, B群

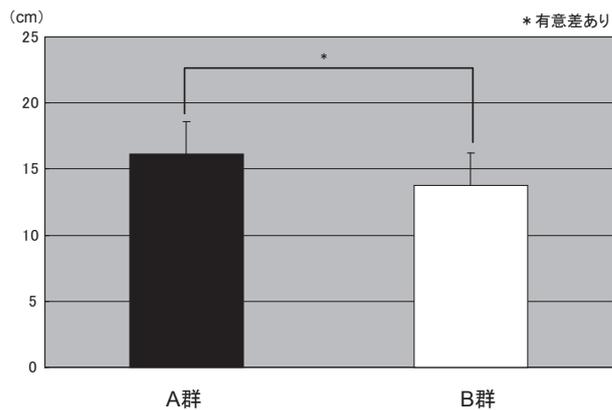


図5 FRT

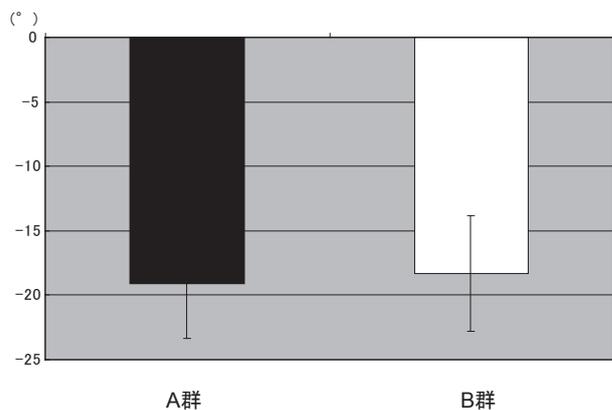


図6 下部体幹側屈角度

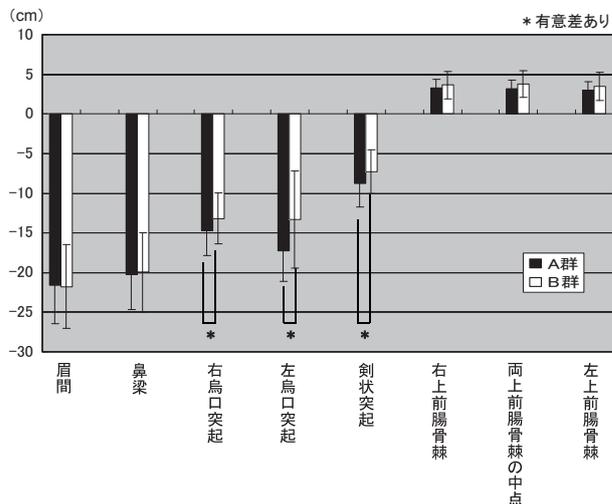


図7 X座標

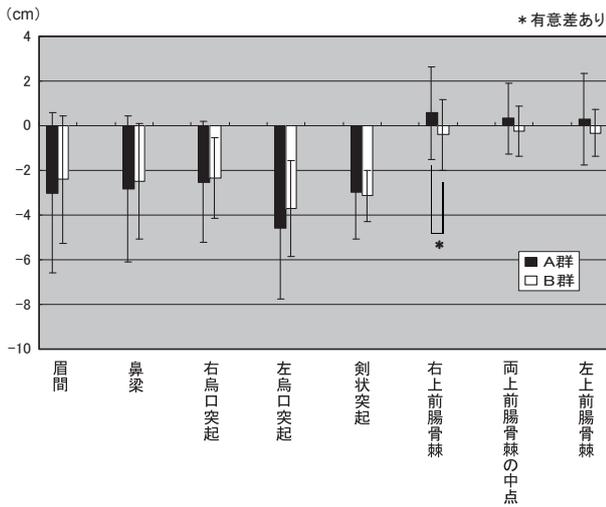


図8 Y座標

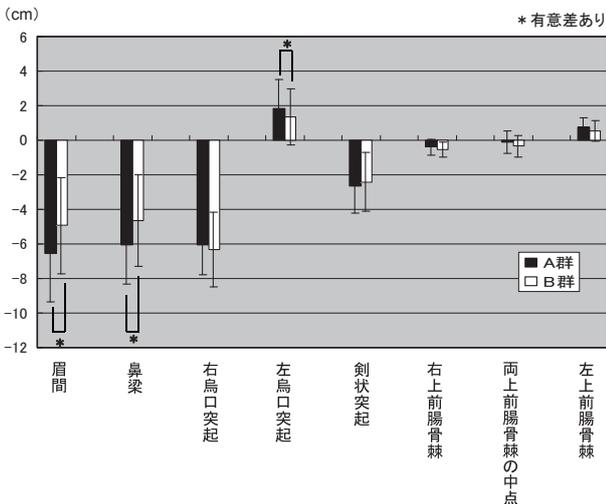


図9 Z座標

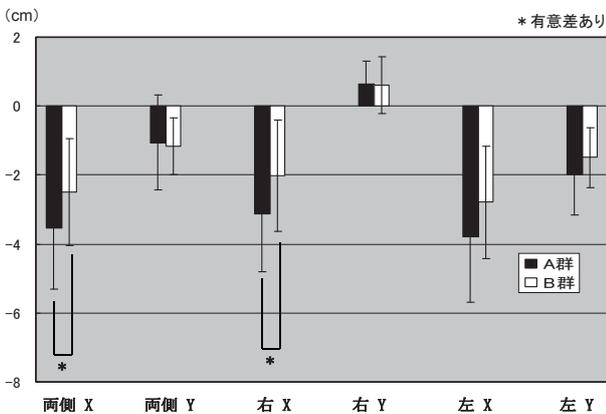


図10 足圧中心

:-4.9, 鼻梁でA群:-6.1, B群:-4.7, 左鳥口突起でA群:1.8, B群:1.3であった(図8).

上記の点でA群に比べB群で有意に変化量の低下が認められた。

③床反力計

前後成分Xでは両側足圧中心でA群:-3.7cm, B群:-2.6cm, 右側足圧中心でA群:-3.3cm, B群:-2.1cmであった(図9).

上記の点でA群に比べB群で有意に変化量の低下が認められた。

他の結果については有意差が認められなかった。

考察

FRTはDuncanらが報告した臨床的で簡便な動的立位バランス能力を反映する検査である。本研究では頸部の可動性を制限して模擬的に立ち直り反応を減弱させた。結果からFRTにおいてA群と比較してB群で変化量の低下が認められた。よって頸部固定により動的立位バランスが低下したと考えられた。

我々は仮説として、FRTが低下することで、体幹側屈角度が低下すると推測したが、結果から下部体幹側屈角度の有意な低下は認められなかった。体幹の最大側屈角度の平均値は頸椎35~40°、胸椎20~30°、腰椎20°と報告されている。³⁾⁴⁾よって、今回の結果では下部体幹の側屈に有意差が認められなかったが、上下方向の座標Zの左鳥口突起の変化量が低下していることから、頸部固定により、胸椎部分を中心とした上部体幹の側屈の制限が起きたのではないかと推測される。また、左右方向の座標Xでは、両鳥口突起と剣状突起の測定点において変化量の減少が認められた。長谷は以下の点について述べている。⁵⁾ 身体の2/3を占める頭部-上肢-体幹(head-arms-trunk:HAT)の重心が、身長2/3の高さ近傍に位置する剣状突起にあるため、立位姿勢は不安定であり、重心は絶えず動揺している。その為、高い位置に重心を持つHATの制御は、姿勢調節において非常に重要となる。⁶⁾

今回の結果では、剣状突起のX座標は減少しており、骨盤の指標である両上前腸骨棘は変化がみられなかった。これより、頸部を固定することで、骨盤は姿勢調節の際に移動せず安定していると考えられる。そして、その上の上部体幹のみでの姿勢調節となるのではないかと推測される。その結果として、下部体幹側屈角度は低下しなかったが、FRTが低下し、左右成分Xの足圧の後方への変化量が低下したのではないかと考えられた(図10)。

また、前後方向の座標Yでは右上前腸骨棘だけ

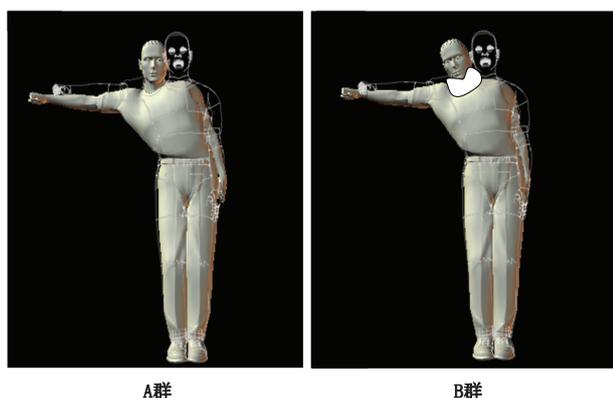


図11 A群とB群の運動軌跡

骨盤は姿勢調節のbaseとして働き、頸部固定により上部体幹のみでの姿勢調節となるのではないかと推測された。

の変化量が減少していた。椎骨の前額面での運動は一般的に側屈と回旋運動との間に、頸部・胸部は同側型、腰部では対側型の機能連動があるといわれている⁷⁾。よって、側屈が抑制されることで、回旋運動に影響がでてくると仮説を立てていた。しかし、今回の結果からは体幹の回旋については有意差が認められなかった。これは、本研究で使用した三次元動作解析装置のアニマ社製Locus MA6250は、距離精度検定における前後方向の座標Yの測定誤差が大きい⁸⁾と報告されており、これが影響していると思われる。従って、測定条件を今後検討する必要があると考えられた。

以上のことから、頸部固定により頸部からの立ち直り反射を減弱させることで、連鎖反射が抑制され、動的立位バランスの低下が認められたと考えられた。

今回は動作を主とした考察であるため、今後は筋活動(頸部や体幹などの筋収縮)などを測定し、頸からの立ち直り反射が姿勢調節において重要であるというものを、より正確にしていく必要があると考えられた。

結語

1. 健康青年(男性20名)に対し、頸部装具を装着しない場合と、頸部装具を装着した場合で右方向へのFRTを行った。
2. FRT、画像解析においては左右方向の座標Xで右烏口突起、左烏口突起、剣状突起、前後方向の座標Yで右上前腸骨棘、上下方向の座標Zで眉間、鼻梁、左烏口突起、床反力計においては前後成分Xでの両側足圧中心、右足圧中心においてA群に比べB群で有意に変化量の低下が認

められた。

3. 骨盤は姿勢調節の際に移動せず安定していると考えられ、頸部固定により姿勢調節は上部体幹のみで行われていた。
4. 頸部固定により上部体幹のみでの姿勢調節となる。よって、頸部固定により頸部からの立ち直り反射を減弱させることで、連鎖反射が抑制され、動的立位バランスの低下が認められた。

【参考文献】

- 1) 中村隆一, 齋藤宏: 基礎運動学, 第5版, 医歯薬出版株式会社, 2001, pp113-118.
- 2) Duncan PW, Studenski S, et al: Functional reach: Predictive validity in a sample of elderly male veterans. J Gerontol47: M93-98, 1992.
- 3) I.A.KAPANDJI, 荻島秀男・他: カパンディ 関節の生理学 III 体幹・脊柱, 医歯薬出版株式会社, 2001, pp40-41.
- 4) Donald A. Neumann: KINESIOLOGY of the MUSCULOSKELETAL SYSTEM, 医歯薬出版株式会社, 2005, pp298-318.
- 5) Winter DA: Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture 3:193-214, 1995.
- 6) 長谷公隆: 歩行時の運動制御の解析. 総合リハ 27(11): 1029-1036, 1999.
- 7) Steffen T, Rubin RK, et al: A new technique for measuring lumbar segmental motion in vivo. Spine22: 156-166, 1997.
- 8) 高橋正明, 山本澄子: 理学療法MOOK6 運動分析, 三輪書店, 2000, pp158-159.