

健常成人男性における体幹伸展時の胸腰椎の運動学的解析

原 著

Kinematic analysis of thoracolumbar movement during trunk extension in healthy males

山根裕司*^{1,2}, 青木信裕*³, 片寄正樹*³

キー・ワード：Thoracolumbar, trunk extension, motion analysis

胸腰椎, 体幹伸展, 動作解析

〔要旨〕 立位での体幹伸展動作時における胸腰椎各部位の運動特性を明らかにすることを研究目的とした。

対象は健常成人男性 18 名。2 つの条件での立位体幹伸展動作を課題動作とした。1 つ目の条件は立位姿勢からの体幹伸展動作（固定なし条件）、2 つ目は最大伸展位での体幹筋活動を可能な限り小さくすることを仮定した条件で、特製の台に下肢を固定し台に寄りかかった状態での体幹伸展動作とした（台固定条件）。課題動作時における体幹筋の筋活動と、立位姿勢から最大伸展位までの角度変化量を測定した。角度変化量は三次元動作解析装置を用いて、胸腰椎を 6 つのセグメントに分けて測定した。

台固定条件での腹直筋の筋活動は固定なし条件よりも有意に小さく、安静立位時とは差はなかった。このことより、台固定条件は最大伸展位での腹直筋の筋活動を安静立位時と同程度まで小さくすることが可能な条件設定であったと考えられた。この条件では固定なし条件よりも中上位胸椎と上位胸椎を除く全てのセグメントで伸展角度変化量が大きかったことから、立位で体幹伸展する際においては、中下位胸椎・下位胸椎・上位腰椎・下位腰椎では最大域までの伸展運動が起こっていないと考えられた。また、胸腰椎各部位での運動をみると、下位腰椎の角度変化量が最大で、上位腰椎が胸椎各部位よりも運動は大きく、胸椎各部位の運動は小さいという運動特性を有していた。

はじめに

腰椎分離症は関節突起間部の疲労骨折で、成長期のスポーツ選手に見られる腰部疾患である¹⁾。関節突起間部への応力は特に体幹伸展時と回旋時に大きいことから²⁾、スポーツ活動で体幹伸展や回旋動作を反復する中で、過剰なメカニカルストレスが繰り返し腰部へ加わることが発症の一要因であると考えられている。よって、腰椎分離症の理学療法や予防対策を行う際には、患者や選手の体幹伸展動作および回旋動作を観察・評価し、動作中

の腰部へのストレスを推察することが必要となる。

体幹の運動は脊柱全体による複合運動であることと、腰部へのストレスは隣接する胸椎の影響を受けることが示唆されていることから³⁾、臨床にて体幹の動作を観察・評価する際には腰椎の運動のみではなく胸椎の運動も含めて行う必要があると考える。観察・評価をするにあたっては、臨床で評価する機会が多い立位での動作時に胸腰椎の各部位でどのような運動が起こるのかに関する知見を理解する必要がある。立位での動作時における胸腰椎各部位の運動に関しては X 線画像や三次元動作解析装置など様々な手法を用いた研究にて報告されている。X 線透視像を用いた研究では腰椎各椎体間の屈曲および伸展角度が測定されているが⁴⁾、腰椎の運動のみを解析したもので、その際

*1 北海道医療大学リハビリテーション科学部理学療法学科

*2 札幌医科大学大学院保健医療学研究科

*3 札幌医科大学保健医療学部理学療法第二講座

Corresponding author：山根裕司 (ya_yuji_426@hoku-iryo-u.ac.jp)

に胸椎がどの程度の角度であったのかは検討されていない。胸椎と腰椎の屈曲および伸展角度についてスパイナルマウスを用いた方法で検討されているが⁵⁾、この手法における各椎体間の角度の測定は信頼性⁵⁾および妥当性が低いとされているため⁶⁾、この方法では部位別の可動性を明らかにすることは難しいと考える。また三次元動作解析装置を用いた検討では⁷⁾、胸腰椎を6つの部位に分け、それぞれの部位の運動を測定しているが、体幹屈曲動作時の検討のみで、腰椎分離症の発症の要因とされている体幹伸展動作については検討されていない。このように、生体における体幹の運動について様々な報告がされているが、立位体幹伸展動作時の胸腰椎各部位の運動については十分に明らかになっていない。また、体幹伸展動作時には重力に対して伸展位を保持するために体幹筋が活動するが⁸⁾、この筋活動が胸腰椎各部位の運動へ与える影響は不明である。筋活動による運動への影響を明らかにすることは、伸展動作時の胸腰椎各部位の運動を評価する際、動作の問題の原因を考察するために必要であると考えられる。

以上より本研究では、臨床評価で用いられることが多い立位での体幹伸展動作時における胸腰椎各部位の運動特性を明らかにするために、安静立位から体幹最大伸展位までの角度変化量を、三次元動作解析装置を用いて、胸腰椎を6つのセグメントに分けて測定した。また、伸展動作時の体幹筋活動が胸腰椎各部位の可動性に及ぼす影響を明らかにするために、立位最大伸展位を保持するために体幹筋が活動している条件と、その体幹筋活動が可能な限り小さくなることを仮定した条件の2条件にて体幹伸展動作を行い、条件間での可動性の比較も行った。

対象および方法

1. 対象

対象は健常成人男性18名とした(年齢:24.5±3.4才,身長:172.5±6.0cm,体重:63.3±6.4kg)。除外基準は、測定段階で腰痛があるもの、日常生活に影響する腰痛が3ヶ月以上継続した経験があるもの、腰椎分離症や側彎症など腰部の構造に異常がある疾患の既往があるもの、神経学的疾患や前庭疾患などの既往があるもの、両面テープにより皮膚がかぶれる可能性があるものとした。実験開始前に研究概要を十分に説明し、書面によ

る同意を得た上で測定した。ヘルシンキ宣言に基づき、対象者の人権、個人情報の保護、予想される危険に十分留意して研究を実施した。「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」を遵守し、札幌医科大学倫理委員会の承認を得た上で研究を開始した(承認番号27-2-28)。

2. 課題動作

立位での体幹伸展動作を課題動作とし、2つの条件で行った。1つ目の条件は立位姿勢からの体幹伸展動作とした(図1:以下、固定なし条件)。2つ目の条件は、体幹最大伸展位の姿勢を重力に抗して保持するための体幹筋活動を可能な限り小さくすることを仮定した条件で、被験者の両大腿部と膝関節部を特製の安定した台に固定し、台に寄りかかった状態での体幹伸展動作とした(図2:以下、台固定条件)。両条件ともに両足を肩幅に開き、耳垂・肩峰・大転子が一直線上にある姿勢をスタートポジションとした。一定の速度での運動となるように、課題動作は以下の通りに規定した:①スタートポジションの姿勢で3秒間静止、②一定のスピードで3秒間かけて最大位まで体幹伸展、③最大伸展位で3秒間静止。3秒間の合図はメトロノームを使用した。

固定なし条件においては、動作中は上肢を体側に垂らし、頸部は中間位に保つように指示をした。また、動作の際には膝関節が屈曲しないようにすることと足部の位置を固定するように指導した。

台固定条件においては、台の高さが床から大転子までの距離となるように調整した。両上肢を後方に設置した手すりの上に軽く置き、上半身を支えながら最大位まで体幹を伸展させた。動作中は体幹部をなるべく脱力することと、頸部を中間位に保つように指示した。

両条件とも測定前には数回練習を行った。条件の順番はランダムとし、各条件にて3回ずつ実施した。

3. 体幹筋の筋電図測定

2つの条件間における体幹伸展位での体幹筋活動の違いを掌握するために予備実験を実施し、台固定条件では体幹伸展運動の拮抗作用を持つ腹直筋の筋活動が固定なし条件よりも小さく、脊柱起立筋胸椎部の筋活動は固定なし条件よりも大きい傾向となることを確認した。実際の測定においても両条件での筋活動を確認するために、表面筋電図計(Trigno Wireless system, Delsys Inc., MA,

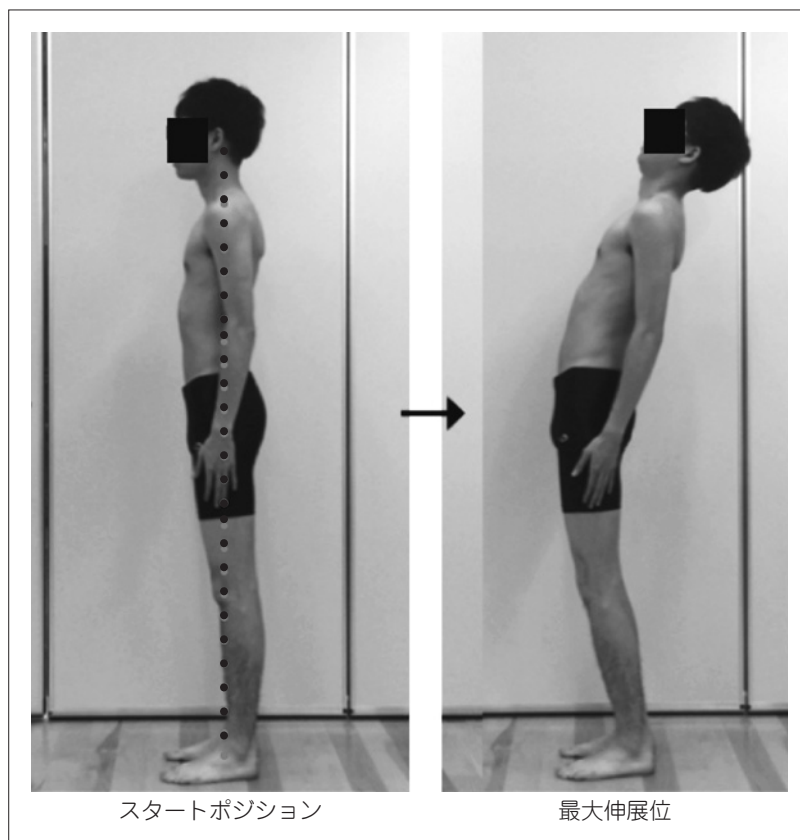


図1 課題動作（固定なし条件）
両足は肩幅に開き，耳垂・肩峰・大転子が一直線上にある姿勢をスタートポジションと規定した。
上肢は体側に垂らし，頸部は中間位とした。

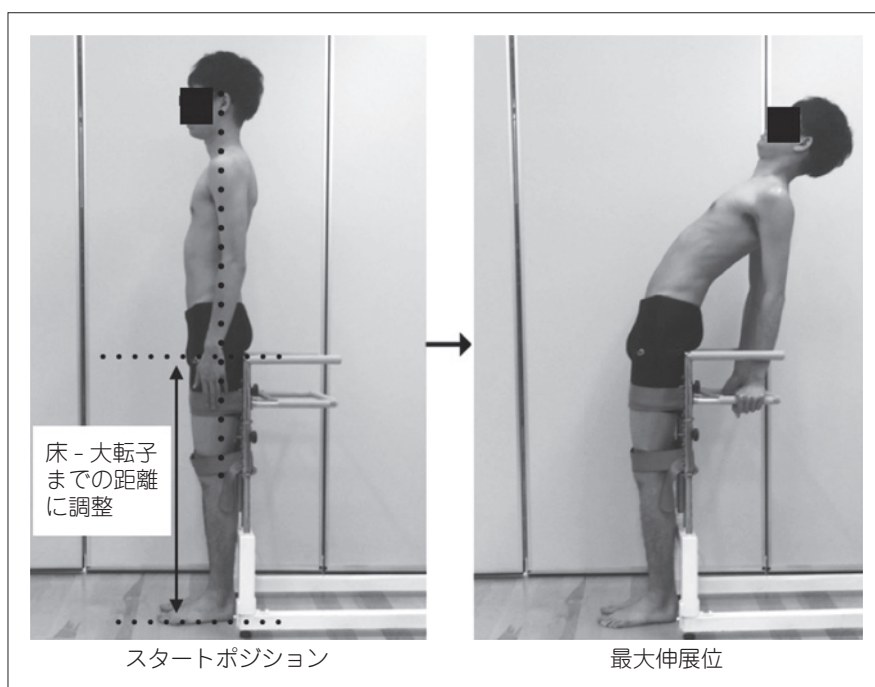


図2 課題動作（台固定条件）
両足は肩幅に開き，耳垂・肩峰・大転子が一直線上にある姿勢をスタートポジションと規定した。
後方に設置した手すりで上半身を支えながら伸展動作を行った。

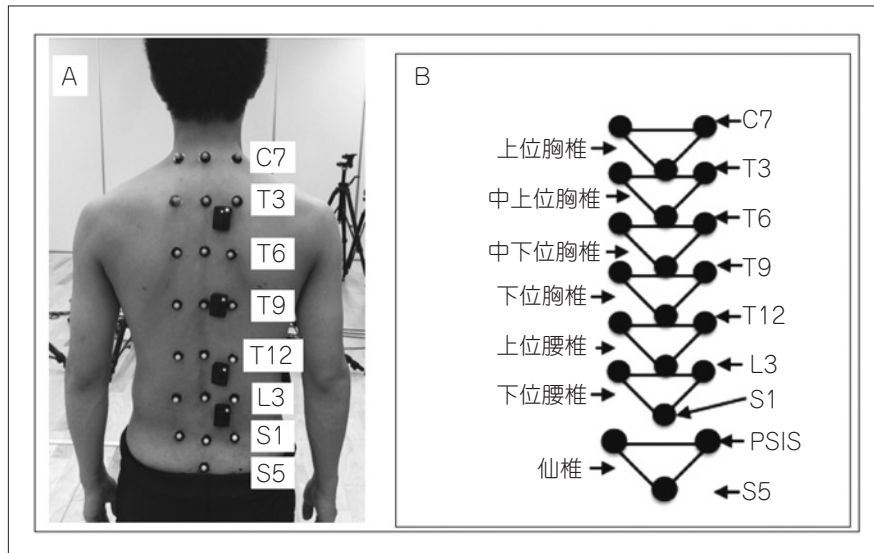


図3 反射マーカ貼付位置とセグメント構成

A：棘突起と棘突起より側方50mmの位置および上後腸骨棘に赤外線反射マーカを貼付した。

B：棘突起マーカと1つ上位の側方マーカの3つのマーカからなる三角形を1つのセグメントとした。セグメントの名称は図に示す通りとした。

各セグメントにおいて、1つ下位のセグメントに対する矢状面上での角度を算出した。

USA) を用いて体幹筋活動を測定した。測定筋および電極貼付位置は腹直筋(臍の上方で最も近くに位置する右側の筋腹部)、脊柱起立筋胸椎部上部(第4胸椎棘突起の右側方3cm)、脊柱起立筋胸椎部下部(第9胸椎棘突起の右側方3cm)、脊柱起立筋腰椎部上部(第1腰椎棘突起の右側方3cm)、脊柱起立筋腰椎部下部(第4腰椎棘突起の右側方3cm)とした⁹⁻¹¹⁾。電極を貼付する前に剃毛し、アルコール綿にて皮脂を落としてから皮膚研磨剤(スキンピュア, 日本光電, 東京)を用いて軽度の研磨を行った。サンプリング周波数は2000Hzにて測定した。測定したデータは4次のButterworthフィルタを用いて低域遮断周波数20Hzにてフィルタ処理を行った。課題動作時に測定したデータは各筋の最大随意性収縮(MVC)時の筋活動にて正規化した。なお、MVC時の筋活動は課題動作前に測定した。最大伸展位から3秒間の%MVC値の平均値を算出し、これを最大伸展位での筋活動として分析に用いた。また、2つの条件での筋活動と比較するために、安静立位時の筋活動も測定した。

4. 課題動作における胸腰椎各部位の可動域の測定

三次元動作解析装置システム(VICON, Vicon

Motion Systems Ltd., UK) を用い、課題動作時の胸腰椎の屈曲伸展角度を測定した。10台の赤外線カメラを用い、サンプリング周波数100Hzにて計測を行った。

直径9mmの赤外線反射マーカを、棘突起・棘突起より50mm側方・上後腸骨棘に貼付した⁷⁾(図3-A)。先行研究⁷⁾と同様に3つのマーカからなる三角形を1つのセグメントとし、図3-Bに示すとおり胸椎部には4つのセグメントを、腰仙椎部には3つのセグメントを設定した。各セグメントにおいて1つ下位のセグメントに対する矢状面上での角度を算出した。算出にはソフトウェア(Body Builder, Vicon Motion Systems Ltd., UK)を用いた。各セグメントの角度データより、スタートポジションにおける角度をゼロとする角度変化量を算出した。

最大位まで達した時点を同定するために、全てのセグメントの角度変化量の和を算出した。これを全体の角度変化量とした。課題動作中において、全体の角度変化量が1秒間で2度未満の変化となった最初の時点を同定し、その時点から1秒間の平均角度を算出した(図4)。その平均角度へ最初に達した時点を最大位とした(図4)。

各セグメントにおいて最大位より3秒間の角度

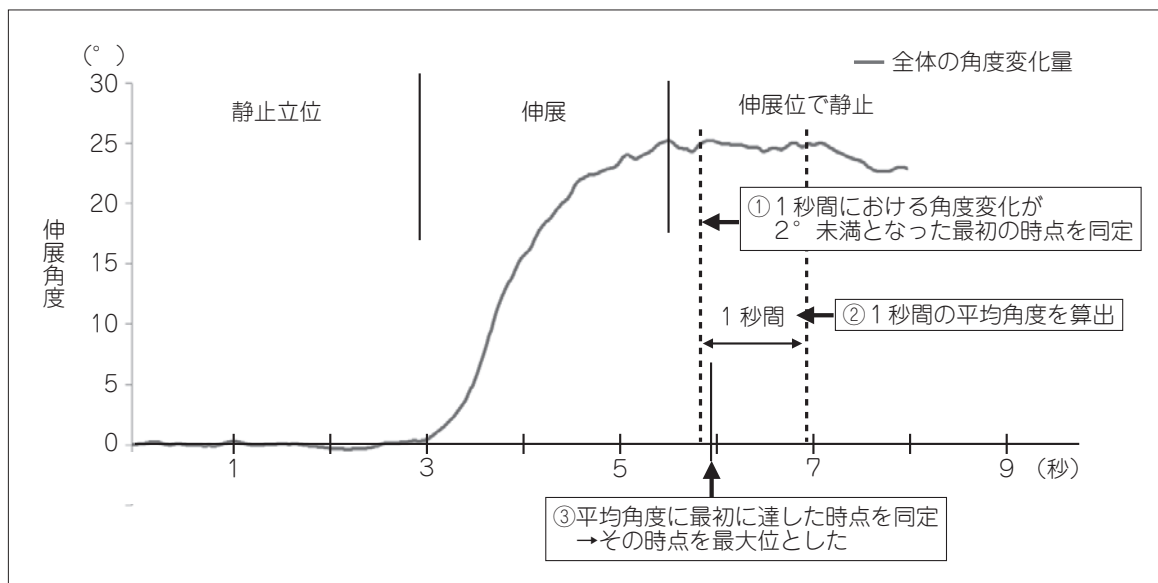


図 4 課題動作時の全体の角度変化量の推移と、最大位の決定方法

図は課題動作時の全体の角度変化量の推移を示す。

- ① 1 秒間における角度変化が 2° 未満となった時点と同定し、② その時点より 1 秒間の平均角度を算出した。
- ③ 算出した平均角度に最初に達した時点と同定し、最大位とした。

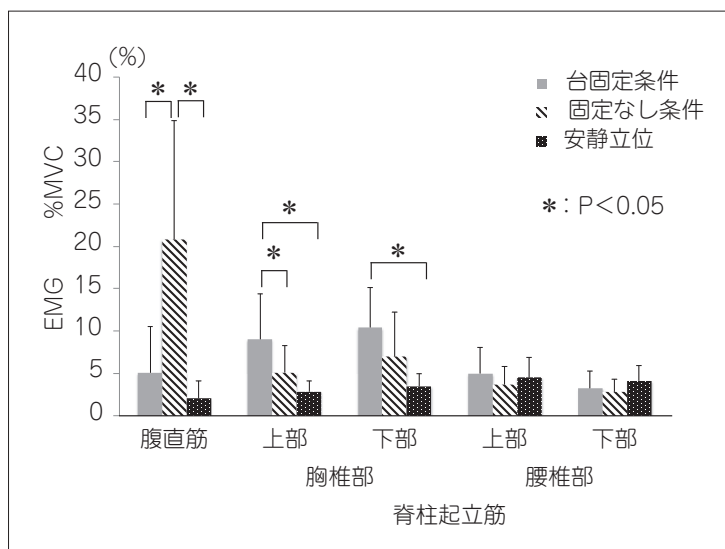


図 5 最大伸展位での筋活動

変化量の平均値を算出し、これを各セグメントにおける最大伸展位までの角度変化量とした。3 回測定した平均値を解析に用いた。

5. 統計学的解析

各筋の平均%MVC 値を固定なし条件・台固定条件・安静立位時との間で比較するに先立ち Shapiro-Wilk 検定を行い、正規分布に従っていないことを確認したため、Friedman 検定での比較を行った。有意な主効果があった場合は Scheffe の方法にて事後検定を行った。体幹最大伸展位ま

での角度変化量は、繰り返しのある二元配置分散分析 (条件×セグメント) を行い比較した。交互作用が有意であった場合は Sidak の方法で単純主効果の検定を行った。また、角度変化量測定の信頼性を検討するため、級内相関係数 (1, 3) を算出した。全ての検定は統計処理ソフト (SPSS Statistics ver21.0, IBM Co., NY, USA) を使用した。各検定における有意水準は 5% とした。

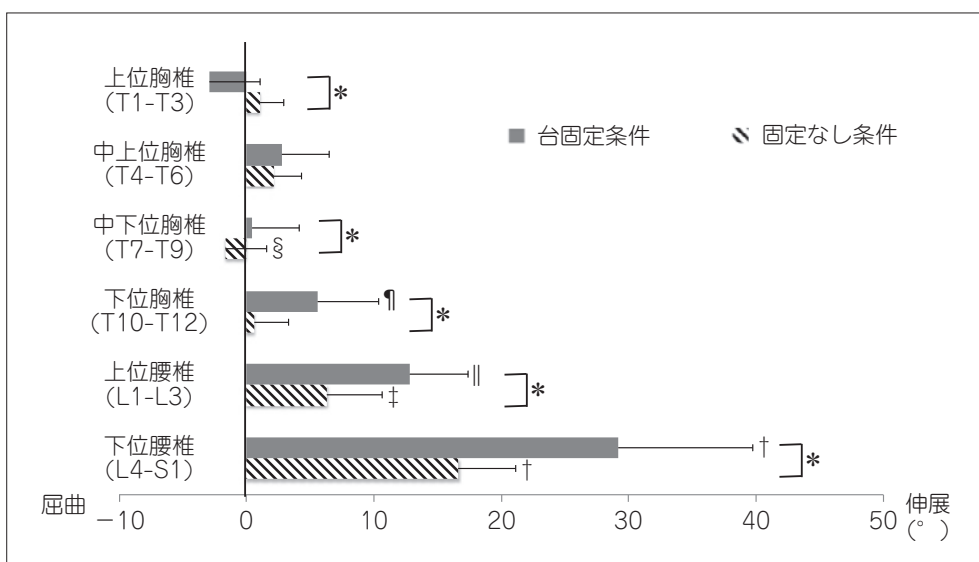


図6 最大伸展位までの角度変化量

*：条件間で有意差があった (P<0.05).
 †：上位腰椎・下位胸椎・中下位胸椎・中上位胸椎・上位胸椎と比較して有意差があった (P<0.05).
 ‡：下位胸椎・中下位胸椎・上位胸椎と比較して有意差があった (P<0.05).
 §：中上位胸椎・上位胸椎と比較して有意差があった (P<0.05).
 ¶：下位胸椎・中下位胸椎・中上位胸椎・上位胸椎と比較して有意差があった (P<0.05).
 ¶：中下位胸椎・上位胸椎と比較して有意差があった (P<0.05).

表1 体幹最大伸展位までの角度変化量の信頼性

	級内相関係数 (1, 3)	
	固定なし条件	台固定条件
上位胸椎 (T1-T3)	0.92	0.90
中上位胸椎 (T4-T6)	0.90	0.94
中下位胸椎 (T7-T9)	0.97	0.95
下位胸椎 (T10-T12)	0.92	0.95
上位腰椎 (L1-L3)	0.96	0.95
下位腰椎 (L4-S1)	0.96	0.97

結果

1. 体幹筋の筋活動 (図5)

全ての筋において安静立位時の筋活動はMVCの5%以下と低値を示した。腹直筋の筋活動量に有意な主効果があり (p<0.001), 固定なし条件での筋活動が20.8±14.0%と、台固定条件5.0±5.5% (p<0.001)と安静立位時2.0±2.1% (p<0.001)よりも有意に大きかった。台固定条件と安静立位時との間には有意差はなかった。また、脊柱起立筋胸椎部上部の筋活動量に有意な主効果があり (p<0.001), 台固定条件での筋活動が9.0±5.3%と、

固定なし条件5.1±3.2% (p=0.001)および安静立位時2.9±1.2% (p<0.001)よりも有意に大きかった。脊柱起立筋胸椎部下部の筋活動量においても有意な主効果があり (p<0.001), 台固定条件での筋活動が10.4±4.8%と、安静立位時3.5±1.4% (p<0.001)よりも有意に大きかった。脊柱起立筋腰椎部の筋活動には有意な主効果はなかった。

2. 課題動作における胸腰椎各部位の可動域 (図6)

全てのセグメントにおける級内相関係数(1,3)は0.9以上と、高い信頼性であることを示していた(表1)。体幹最大伸展位までの角度変化量を比較した結果、交互作用が有意で (p<0.001), 条件要因とセグメント要因ともに有意な主効果があった(いずれも p<0.001)。各セグメントにおいて条件間での比較をすると、下位腰椎 (p<0.001), 上位腰椎 (p<0.001), 下位胸椎 (p<0.001), 中下位胸椎 (p=0.002)において台固定条件のほうが伸展角度変化量は有意に大きく、上位胸椎 (p<0.001)では台固定条件のほうが有意に小さかった。固定なし条件でのセグメント間の比較においては、下位腰椎が16.6±4.5°と他のすべてのセグメントよりも伸展角度変化量が有意に大きく (い

ずれのセグメントとも $p < 0.001$), 上位腰椎が $6.3 \pm 4.4^\circ$ と, 下位胸椎 $0.6 \pm 2.7^\circ$ ($p = 0.002$), 中下位胸椎 $-1.6 \pm 3.2^\circ$ ($p = 0.001$), 上位胸椎 $1.1 \pm 1.8^\circ$ ($p = 0.012$) よりも伸展角度変化量が有意に大きかった。また, 中下位胸椎が中上位胸椎 $2.1 \pm 2.8^\circ$ ($p = 0.006$) と, 上位胸椎 ($p = 0.011$) よりも伸展角度変化量が有意に小さかった。台固定条件におけるセグメント間の比較においては, 下位腰椎が $29.1 \pm 10.6^\circ$ と他のすべてのセグメントよりも伸展角度変化量が有意に大きかった (いずれのセグメントとも $p < 0.001$)。また, 上位腰椎が $12.8 \pm 4.6^\circ$ であり, 下位胸椎 $5.6 \pm 4.8^\circ$ ($P = 0.001$), 中下位胸椎 $0.4 \pm 3.7^\circ$ ($p < 0.001$), 中上位胸椎 $2.8 \pm 3.7^\circ$ ($p < 0.001$), 上位胸椎 $-2.9 \pm 4.0^\circ$ ($p < 0.001$) よりも伸展角度変化量が有意に大きかった。下位胸椎は中下位胸椎 ($P = 0.001$) と上位胸椎 ($P = 0.002$) よりも伸展角度変化量が有意に大きかった。

考 察

本研究では, 立位での体幹伸展動作における胸腰椎各部位の運動特性を明らかにすることを目的として, 安静立位から体幹最大伸展位までの角度変化量を測定した。測定においては, 重力に抗して活動する体幹筋が胸腰椎各部位の可動性に及ぼす影響を明らかにするために, 体幹筋活動を可能な限り小さくすることを仮定した台固定条件を設定し, 固定なし条件との比較を行った。立位での体幹伸展時においては腹直筋の筋活動が安静立位時よりも大きいと報告されており¹²⁾, 最大伸展位を保持するためには腹直筋の筋活動が必要となる。本研究において, 台固定条件での腹直筋の筋活動は固定なし条件よりも有意に小さく安静立位時とは差がなかったことから, 台固定条件は最大伸展位での腹直筋の筋活動を安静立位時の筋活動と同程度まで小さくすることが可能な条件設定であったと考える。また, 台固定条件においては脊柱起立筋胸椎部の筋活動が固定なし条件および安静立位時よりも大きかった。伸展位を保持するための腹直筋の筋活動が小さい条件では重心を後方へ大きく移動させることができるため, 胸椎を大きく伸展することが可能となり, 後弯している胸椎を伸展位に保持するために脊柱起立筋胸椎部が大きく活動したのではないかと考える。以上より, 固定なし条件では重心を支持基底面内に保持するため胸腰椎各部位では最大伸展可動域までの伸展

動作が行われていなかったが, 台固定条件では最大位まで伸展することが可能であったと予想される。よってこの2条件間で胸腰椎各部位での伸展角度変化量を比較することで, 腹直筋の筋活動が胸腰椎各部位での可動性に及ぼす影響を明らかにできると考える。

各部位の伸展角度変化量を2つの条件で比較すると, 台固定条件においては中上位胸椎と上位胸椎を除く全てのセグメントでの伸展角度変化量が固定なし条件よりも大きかった。この結果より, 立位で体幹を伸展する際, 中下位胸椎・下位胸椎・上位腰椎・下位腰椎においては各部位が有する最大伸展可動域までの運動が行われておらず, 可動範囲の一部での伸展運動がされていると解釈できる。また, これらの部位が最大可動域までの伸展運動を行うためには, 腹直筋の筋活動を可能な限り小さくした条件設定が必要となるといえる。固定なし条件での動作においてこれらの部位では最大可動域までの伸展運動が行われなかった理由は, 立位での体幹伸展位においては後方へ転倒しないよう重心を支持基底面内に保持する必要があるためと考える。以上のことから, 臨床において立位での体幹伸展動作を評価する際には, 中下位胸椎よりも下位の部分では最大可動域までの伸展運動が行われていない可能性があるということを考慮するべきであり, またこれらの部位の最大伸展可動域を評価するためには, 腹臥位や側臥位など腹直筋の筋活動が可能な限り小さくなるような条件設定も必要となると考える。つまり, 立位での体幹伸展動作を観察して胸腰椎のある部位の運動が減少していると判断した場合には, その部位の可動域が減少していることが直接的原因なのかを確認することが重要であり, 確認するためには腹直筋が活動する条件と筋活動を小さくした条件の2条件にて伸展動作を評価する必要がある。一方, 腰椎1椎間の可動性が過剰であることと腰痛の関連が報告されているが¹³⁾, 腹直筋が活動する条件での動作の方が各部位での伸展運動が小さかったことから, 腰椎の可動性が過剰なものに対して伸展時の腹直筋の筋活動を高めることを目的としたアプローチを行うことで, 過剰な伸展運動を制動できる可能性があると考えられる。

立位での体幹伸展動作における胸腰椎の運動に

関する過去の研究では、胸椎全体および腰椎全体での伸展角度が測定されており^{5,14)}、胸椎全体での伸展角度は 1.1° ⁵⁾、腰椎全体では $14.6\sim 17.2^{\circ}$ ^{5,14)}であったと報告している。本研究の固定なし条件の結果から胸椎全体・腰椎全体での伸展角度変化量を算出してみると、胸椎全体では 2.2° 、腰椎全体では 22.8° となり、この結果は先行研究とほぼ一致したものであると考える。この固定なし条件においては、下位腰椎の運動が $16.6\pm 4.5^{\circ}$ と胸腰椎全ての部位の中で最大で、上位腰椎が $6.3\pm 4.4^{\circ}$ と胸椎各部位よりも運動が大きく、胸椎各部位の運動は 2° 以下と小さいという結果であった。臨床にて体幹伸展動作を評価する際の動作課題を想定した固定なし条件において、各部位でどの程度の伸展運動が起こっているのかを明らかにした上記の結果は臨床的意義があるものであると考える。臨床にて体幹伸展運動を観察し評価する際にはこの各部位での運動特性を理解した上で、体幹伸展動作時に胸腰椎の各部位が十分に伸展しているか、腰椎分離症が多く発生する下位腰椎の運動が過剰になっていないかを観察し、下位腰椎へのストレスを推察することが重要である。

本研究の限界として、頸部の位置を口頭指示のみで規定し一定の位置になるよう固定していないこと、台固定条件では上肢で手すりを支持しての動作であったことが脊柱起立筋胸椎部の筋活動や胸椎の運動に影響していた可能性があることが挙げられる。今後は頸部を一定の位置に固定し、上肢の支持が不要な条件での検討が必要である。また本研究では健常成人男性のみを対象としているが、胸腰椎の可動性は性別・年齢によって異なることから^{15,16)}、今後は女性や高齢者での検討も必要であると考え。また今後の展望としては、腰椎分離症患者と健常人における胸腰椎各部位の動作特性の違いを検討することも重要な課題となる。

結 語

立位での体幹伸展位を保持するために体幹筋が活動する条件（固定なし条件）と、筋活動が可能な限り小さくなることを仮定した条件（台固定条件）の2つの条件において、安静立位から体幹最大伸展位までの角度変化量を、胸腰椎を6つのセグメントに分けて測定した。台固定条件では腹直筋の筋活動を安静立位と同程度の状態まで小さく

して最大伸展位を保持することが可能であった。この条件では固定なし条件よりも中上位胸椎と上位胸椎を除く全てのセグメントで伸展角度変化量が大きかった。以上より、立位体幹伸展動作において、中下位胸椎、下位胸椎、上位腰椎、下位腰椎では最大伸展域までの運動が行われておらず、これらの部位が最大域までの伸展運動を行うためには腹直筋の筋活動を可能な限り小さくした条件で動作を行う必要があることと、体幹伸展動作を評価する際にはこの条件でも行う必要があることが示唆された。また、胸腰椎各部位での運動をみると、下位腰椎の角度変化量が最大で、上位腰椎の運動が胸椎各部位よりも大きく、胸椎各部位の運動は小さいという運動特性を有していた。臨床においては、この部位別での運動特性を理解した上で体幹伸展運動を観察・評価することが必要である。

利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

文 献

- 1) Foreman P, Griessenauer CJ, Watanabe K, et al. L5 spondylolysis/spondylolisthesis: a comprehensive review with an anatomic focus. *Childs Nerv Syst.* 2013; 29: 209-216.
- 2) Sairyō K, Katoh S, Komatsubara S, et al. Spondylolysis Fracture Angle in Children and Adolescents on CT Indicates the Fracture Producing Force Vector: A Biomechanical Rationale. *The Internet Journal of Spine Surgery.* 2005; 1. <https://print.ispub.com/api/0/ispub-article/3373> [Accessed 1 March, 2022].
- 3) Ignasiak D, Rüeger A, Sperr R, et al. Thoracolumbar spine loading associated with kinematics of the young and the elderly during activities of daily living. *J Biomech.* 2018; 70: 175-184.
- 4) Pearcy M, Portek I, Shepherd J. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 1984; 9: 294-297.
- 5) Mannion AF, Knecht K, Balaban G, et al. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine*

- J. 2004; 13: 122-136.
- 6) 杉野伸治, 松尾礼美, 廣庭美紀, 他. 矢状面レントゲン画像との比較によるスパイナルマウスの妥当性の検証. *Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy*. 2013; 3: 123-127.
 - 7) Preuss RA, Popovic MR. Three-dimensional spine kinematics during multidirectional, target-directed trunk movement in sitting. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20: 823-832.
 - 8) Peach JP, Sutarno CG, McGill SM. Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the young lumbar spine: a database. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998; 79: 663-669.
 - 9) Ng JK, Kippers V, Richardson CA. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1998; 38: 51-58.
 - 10) P. Vink, Daanen HAM, Verbout AJ. Specificity of surface-EMG on the intrinsic lumbar back muscles. *Human Movement Science*. 1989; 8: 67-78.
 - 11) Nairn BC, Drake JD. Impact of lumbar spine posture on thoracic spine motion and muscle activation patterns. *Hum Mov Sci*. 2014; 37: 1-11.
 - 12) O'Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, et al. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002; 27: 1238-1244.
 - 13) Kim HJ, Yeom JS, Lee DB, et al. Association of benign joint hypermobility with spinal segmental motion and its clinical implication in active young males. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013; 38: E1013-E1019.
 - 14) Tojima M, Ogata N, Yozu A, et al. Novel 3-dimensional motion analysis method for measuring the lumbar spine range of motion: repeatability and reliability compared with an electrogoniometer. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013; 38: E1327-E1333.
 - 15) Pan F, Firouzabadi A, Reitmaier S, et al. The shape and mobility of the thoracic spine in asymptomatic adults - A systematic review of in vivo studies. *J Biomech*. 2018; 78: 21-35.
 - 16) Ignasiak D, Rueger A, Ferguson SJ. Multi-segmental thoracic spine kinematics measured dynamically in the young and elderly during flexion. *Hum Mov Sci*. 2017; 54: 230-239.

(受付：2022年6月9日，受理：2022年9月9日)

Kinematic analysis of thoracolumbar movement during trunk extension in healthy males

Yamane, Y.^{*1,2}, Aoki, N.^{*3}, Katayose, M.^{*3}

^{*1} Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Health Sciences University of Hokkaido

^{*2} Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University

^{*3} Second Division of Physical Therapy, School of Health Science, Sapporo Medical University

Key words: Thoracolumbar, trunk extension, motion analysis

[Abstract] The purpose of this study was to investigate the kinematic characteristics of the thoracolumbar area during trunk extension.

Trunk extension movement was carried out in a standing position under two different conditions by subjects as an experimental task. The first condition was trunk extension from a standing position (free, unfixed condition), and the second was trunk extension with the lower limbs fixed and leaning on a special stable stand, to minimize trunk muscle activity in the maximum extension position (fixed condition). Trunk muscle activity and extension angle from standing to the maximally extended position was measured during the experimental task. The extension angle was measured by dividing the thoracolumbar area into six segments, using three-dimensional motion analysis systems.

In the fixed condition, muscle activity of the rectus abdominis muscle was significantly less than that under free, unfixed conditions, and the extension angle was greater in all but the middle-upper and upper-thoracic segments than under the free, unfixed conditions. Under the free, unfixed conditions, the extension angle of the lower-lumbar segment was the greatest and the movement of the upper-lumbar segment was greater than that of all other thoracic segments.