

三次元動作解析法による Lumbo-pelvic Rhythm を用いた Hip Spine Syndrome の解明

東京大学医学部附属病院リハビリテーション部
緒方直史

はじめに

近年、これら脊椎、特に腰椎の変性、変形により股関節などの下肢症状を呈することが注目され、股関節と腰椎どちらかの病態が相互の運動機能に障害を起こす Hip Spine syndrome (以下 HSS) が、Offierski と Macnab らにより提唱されている [1]。HSS は、変性を伴う高齢者にも多く認められているが、その定義は未だ曖昧であり、さらにはその発症要因も充分解明されていない [2]。一方、運動の際の股関節を介した骨盤と腰椎の動きの連動性として、股関節に対する骨盤と腰椎の相対的な角度変化である LumboPelvic Rhythm (以下 LPR) が近年注目されている [3]。しかし、これまで LPR について三次元動作解析などの科学的手法を用いた報告はなく、健常者の歩行時、あるいは脊椎に負担が大きい体幹後屈などの運動時での LPR 変化、運動器疾患における LPR 変化も全く調べられていない。さらに、三次元動作解析法による腰椎前弯角の計測方法は多々報告されているが、X 線と比較した妥当性について言及されていない [4]。三次元動作解析法を用いる利点は、被ばくを避けて骨格の動きをリアルタイムで計測できることであるが、方法論の妥当性を示すためには X 線撮影結果との整合性を述べる必要がある。また、これまでの脊椎棘突

起上のみに付けた三次元動作解析マーカーを計測する方法で腰椎前弯角を実際に計測すると、安定した計測値が得られない [5]。一方、既存の電磁ゴニオメータは、計測値は安定するが接続コードが身体動作を制限することがある。

そこで本研究では、新たな腰椎前弯角の計測方法を開発し、三次元動作解析マーカーを腰椎棘突起上と脊柱起立筋上に付けることで安定した計測値を得られるようにした。考案した計測方法で動作時腰椎前弯角計測の信頼性・再現性の結果を電磁ゴニオメータと比較検討し、方法論を確立することを本研究の第一の目的とする。

方法

1. 新規マーカー法の信頼性と再現性の検討

対象

健常男性 7 名 (30.3±4.9 歳、170.8±5.9cm、64.4±6.6kg、BMI 22.1±1.4 kg/m²) を対象とした。除外基準は腰痛、手術歴、脊椎変形のあるものとした。本研究は東京大学大学院医学系研究科・医学部倫理委員会で承認された後 (審査番号: 3614)、口頭と紙面にて測定趣旨を説明し、研究参加の同意を得て実施した。

計測機器

計測は三次元動作解析装置 VICONMX カメラ7台 (VICON Motion Systems 社) と2軸型電磁ゴニオメータ SG150型 (Biometrics Ltd) および捻り型電磁ゴニオメータ Q150型 (Biometrics Ltd) を用いた。

電磁ゴニオメータはT12からL2棘突起上と仙骨上に両面テープで貼り付け[13]、三次元動作解析用マーカーは電磁ゴニオメータの両端 (T12, L2, S1 と S3 レベル)、L1 レベルの左右起立筋上と左右 PSIS[12]に付けた (図1)。腰椎ランドマークの同定は触診に熟練した理学療法士によって、C7から棘突起を順に下位へ触身して同定し、さらに左右 PSIS の真中から上位へ超音波 SonoSite TITA NR series (SonoSite, Inc., USA) を用いて棘突起の位置を再確認した。

計測と解析

計測動作は立位で屈曲、伸展、右または左方向への側屈と回旋とし、各動作の順はMatLab (MathWorks, USA) を用いてランダム化を行い (MatLab プログラム; Randperm)、合計18 (6動作×3試行) 試行とした。

1つの動作は静止立位で中間位、動く、最大まで動いた (最大可動) 姿勢の保持、中間位 (元の姿勢) へ戻す、静止立位保持を各5秒で行うように、メトロノーム (METRONOME ME-110, YAMAHA CORPORATION, JAPAN) を用いた。計測は同日内に2回 (test 1と2) と7日以上空けて (test 3) 再度行った。同日内の再計測では、棘突起上の装置や印を外して5分間空けて実施した。

三次元データは100Hz、電磁ゴニオメー

タは1000Hzとし、両器を同期して計測した。解析は、電磁ゴニオメータデータ1000Hzを100Hzへダウンサンプリングした (MatLab プログラム; decimate)。三次元マーカーに対して遮断周波数6Hzで4次のバターワース型デジタルフィルタをかけ、Vicon Body Builder ver. 3.6.1ソフトを用いて腰上部 (Th12, L2 およびL1 レベルの左右起立筋上) と骨盤 (r PSIS, l PSIS, Sacrum) で構成される各セグメントの相対的な角度を腰椎前弯角として算出した。

計測空間内座標系は右手系ルールに従い、正の値は、右方向をx、進行方向前をy、垂直方向上をzとした。骨盤の身体座標系は、S3から左右PSIS中間点へと垂直方向上へ結ぶ直線をz軸正の値とし、PSISを左から右方向へ結ぶ直線を仮のx軸正の値とし、z軸とx軸で構成される面に対して垂直方向前へ延びる直線をy軸正の値とした[3]。胸腰椎移行部の身体座標系は、Crosbieら[6]とKakushimaら[5]の方法を応用した。L2からT12へと垂直方向上へ結ぶ直線をz軸正の値とし、L1のレベルの脊柱起立筋上で左から右方向へ結ぶ直線を仮のx軸正の値とし、z軸とx軸で構成される面に対して垂直方向前へ延びる直線をy軸正の値とした (図1)。角度の定義は骨盤に対して胸腰椎移行部が (x軸) 伸展、(y軸) 右側屈、(z軸) 左回旋する動きを正の値とし、この逆を負とした。

各動作の静止立位 (最初の3/5秒) を基準に、動作時の腰部 Range of Motion (ROM) を算出した。最大ROMは、日内および日間のデータを全て平均 (3試行×3 tests) して算出した。側屈と回旋動作

の左右は、対側をプラス表示に変換した(14=7人*2方向)。静止立位中間位から最大可動姿勢まで(Forward相)および最大可動姿勢から静止立位中間位(Backward相)までの各相で腰部ROMを1秒毎に平均し、最大可動姿勢保持の腰部ROMは3/5秒間を平均して最大値とし、統計解析を行った。

統計解析

統計解析は、IBM SPSS Statistics ver. 19.0 computer software program (International Business Machines Corporation., N.Y.)を用い、日内、日間の計測結果に対する信頼性は級内相関係数(intraclass correlation coefficient、以下、ICC (1,3)) [7]と standard error of measurements (SEM) [8]を算出した。日内、日間の波形パターンの再現性には自由度調整済み重相関係数を用いた[22]。三次元動作解析装置と電磁ゴニオメータの両器の一致は、各動作毎のLROM最大値から Bland-Altman Plot [9]を用いた。危険率5%未満をもって有意とした。ICC および CMC は 0.4 以下を poor、0.4 から 0.75 を fair-to-good、0.75 以上を excellent レベルとして判定した[7, 10, 11]。

2. 体後屈時の LumboPelvic Rhythm の検討

同様の方法を用い、健常男性 8 人(年齢 33.3 ± 5.4 歳、身長 173.1 ± 6.0 cm、体重 67.7 ± 7.8 kg、BMI 22.6 ± 1.9 kg/m²)を対象に、三次元動作解析装置で立位体後屈を計測した。上記で用いた新規マーカ法と既存の Plug?in gait マーカセットを用い、腰部と股関節の角度を算出した。LPR の検討では、Lumb

ar hip ratio として腰部角度に対する股関節角度の割合を算出した。また、体後屈時の股関節と腰部の角度の關係に、線形予測を用いた。股関節角度を基にして、体後屈を Backward 相と Forward 相の 2 相へ分けた。Backward 相を股関節伸展角度が 1° を超えた時点から最大になるまでの時点とし、Forward 相を股関節伸展角度が最大の時点から 1° 以下になるまでの時点と定義した。

3. 体後屈時の LumboPelvic Rhythm の検討

同様の方法を用い、健常男性 8 人(年齢 33.3 ± 5.4 歳、身長 173.1 ± 6.0 cm、体重 67.7 ± 7.8 kg、BMI 22.6 ± 1.9 kg/m²)を対象に、三次元動作解析装置で立位体側屈を計測した。上記で用いた新規マーカ法と既存の Plug?in gait マーカセットを用い、腰部と股関節の角度を算出した。LPR の検討では、Lumar hip ratio として腰部角度に対する股関節角度の割合を算出した。また、体後屈時の股関節と腰部の角度の關係に、線形予測を用いた。股関節角度を基にして、体側屈を Descend 相と Ascend 相の 2 相へ分けた。Descend 相を股関節の傾斜角度が 1° を超えた時点から最大になるまでの時点とし、Ascend 相を股関節の傾斜角度が最大の時点から 1° 以下になるまでの時点と定義した。

結果と考察

1. 新規マーカ法の信頼性と再現性の検討

LROM と CMC

三次元動作解析装置および電磁ゴニオメータによる最大腰部 ROM はそれぞれ、

屈曲動作で $41.9 \pm 6.6^\circ$ と $51.6 \pm 4.6^\circ$ 、伸展動作で $17.4 \pm 10.3^\circ$ と $24.2 \pm 18.5^\circ$ 、側屈動作で $16.3 \pm 3.5^\circ$ と $16.3 \pm 6.2^\circ$ 、そして回旋動作で $8.4 \pm 3.9^\circ$ と $2.3 \pm 5.8^\circ$ であった。両器ともに全ての動作における LROM の CMC は、日内・日間ともに 0.9 以上で、日内・日間の波形パターン再現性は excellent であった。

Bland-Altman Plot

屈曲以外のすべての動作で、Bland Altman Plot は両器の差の平均値 ± 1.96 SD 内に納まり、両器の差の平均値 ± 1.96 SD は 0 を含んでいた。屈曲動作における Bland Altman Plot は両器の差の平均値 ± 1.96 SD 内に納まっていたが、この範囲は 0.16 から 19.25 でありわずかに 0 から離れ、両器の計測結果に違いがみられる傾向にあった。

ICC と SEM

三次元動作解析装置および電磁ゴニオメータによる最大腰部 ROM の ICC の中央値はそれぞれ、屈曲動作で 0.75 (excellent) と 0.80 (excellent)、伸展動作で 0.80 (excellent) と 0.63 (fair-to-good)、側屈動作で 0.60 (fair-to-good) と 0.44 (fair-to-good)、そして回旋動作で 0.68 (fair-to-good) と 0.71 (fair-to-good) であった。伸展と側屈動作で三次元動作解析装置の方が電磁ゴニオメータより高い信頼性であった。

三次元動作解析装置と電磁ゴニオメータの誤差指標である SEM はそれぞれ、屈曲動作で 7.39 と 7.94 以下、伸展動作で 6.75 と 11.82 以下、側屈動作で 2.25 と 4.74 以下、そして回旋動作で 2.05 と 3.29 以下であり、三次元動作解析装置の方が電磁ゴニオメータよりすべての動作

で誤差が小さかった。

Bland Altman Plot より、最大 LROM は屈曲以外のすべての動作で両器の計測結果に差がないことを示し、両器の計測値は近似する結果となった。屈曲動作では Bland Altman Plot より両器の差の平均 ± 1.96 SD が 0 を含まず、三次元動作解析装置で 42° 、電磁ゴニオメータで 52° となり、 10° 異なる結果となった。Pearcy と Portek (1985) は X 線を用い健康男性 11 名の屈曲を計測した結果、 51° と報告し [12]、電磁ゴニオメータで近い結果となった。本研究では、三次元動作解析マーカーを脊柱起立筋上や骨盤の P SIS に付けていることより、屈曲動作時の筋収縮による起立筋上マーカーの位置変化を反映し、電磁ゴニオメータや他の報告より小さい結果になったと考えた。

伸展動作では、三次元動作解析装置を用いた結果が Pearcy ら [12] や Dopf ら [13] の報告と類似する値となり、他の計測方法と互換性があるといえる。伸展動作では、マーカーがカメラから隠れやすいことや伸展位を努力性に立位で保持することが難しく、三次元動作解析装置で計測した結果の誤差が側屈や回旋動作と比べて大きくなったが、電磁ゴニオメータより誤差が小さいことから、三次元動作解析装置による本研究で用いたマーカー貼付方法の方が腰椎計測に優れていると考えた。

側屈動作では、他の報告と一致する結果にはならなかったが、両器の結果が近似し、両器の間で互換性が高いと考えた。

回旋動作では、三次元動作解析装置を用いた結果が Dopf ら [13] や White [14]

の報告と類似する値となり、他の計測方法と互換性があるといえる。回旋動作では三次元動作解析装置を用いた LROM の方が電磁ゴニオメータより 6° 大きく、標準偏差は三次元動作解析装置で小さい結果となった。回旋動作は皮下組織のアーチファクトの影響が大きく[15]、横断面は矢状面や冠状面と比べ誤差が大きい[16]。そのため、回旋動作の計測は他の動作より計測が難しく、棘突起上に付けた電磁ゴニオメータの波形は安定しなかったと考えた。そのため、脊柱起立筋上に貼付したマーカーを計測することで、不安定な計測値を解消して、本研究で用いたマーカー貼付方法では標準偏差および誤差を小さくすることができたと考えられる。

ICC (1, 3) の中央値は、両器の屈曲動作と三次元動作解析装置の伸展動作で excellent、他は fair-to-good であった。ICC は三次元動作解析装置の方が電磁ゴニオメータより伸展と側屈動作で高く、屈曲動作では excellent を示していたことより、本研究の三次元動作解析装置の再現性の結果は電磁ゴニオメータと同等かそれ以上であり、三次元動作解析装置による本研究で用いたマーカー貼付法の方が信頼性は高いといえる。

腰椎 ROM の ICC に関する報告では、X線画像を再計測する方法や、電磁トラックで再計測する方法では、ICC は excellent である[17]。また、触診の再現性では、頸椎や胸椎より腰椎で難しい[18]。本研究では腰椎を触診して計測しているが、超音波で再確認を行っているため、骨ランドマーク同定の再現性は高いといえる。側屈や回旋動作では両器ともに

ICC は excellent を超えず、再現性が非常に高いという結果にはならなかったが、三次元動作解析装置の ICC では excellent に近い結果を得た。ICC は動作中に変動し、リズムに合わせて身体を動かす難しさもあいまって、被験者内の動作の再現性に影響していると考えられる。そして、両器ともに波形パターンの再現性である CMC は 0.9 以上で excellent を示し、動作全体を通した再現性は非常に高かった。また、SEM では電磁ゴニオメータより三次元動作解析装置で小さく、計測誤差は三次元動作解析装置の方が小さいことから、本研究で用いたマーカー貼付方法の再現性は高く十分な信頼性があるといえる。

本研究の限界

本研究で用いた三次元動作解析のセグメント設定は、起立筋や皮膚を介した計測であり、計測値の妥当性を得るには X線撮影と同時に計測する必要がある。今後は X線撮影との同期計測を行い、腰椎の動きとの一致度合いを検討する必要がある。しかし、伸展や回旋動作では X線を用いた報告と一致し、側屈動作では 2 器の結果がほとんど同じであった。よって本研究で用いた三次元動作解析によるマーカー貼付方法は他の計測方法と互換性があると推察される。

また、信頼性と再現性では触身によるマーカー貼付位置の誤差および被験者内の繰り返し動作が影響していた。三次元動作解析法では電磁ゴニオメータより貼付するマーカーが多く、マーカー貼付位置の誤差の影響が多いにもかかわらず、計測誤差は三次元動作解析で小さいことより、本研究で用いたマーカー貼

付方法の方が電磁ゴニオメータより脊椎 ROM 計測に優れているといえる。

臨床的意義

三次元動作解析装置を用いることで、十分な再現性をもって脊椎動作を三次元で計測することが可能であり、縦断的計測に応用できる。また、腰痛患者や側弯症患者に対して ADL 動作時の脊椎の動きを計測し、健常者と比較することで疼痛動作や異常動作の定義付けへと臨床応用できると考えられる。

2. 体後屈時の LumboPelvic rhythm の検討

立位体後屈の LPR では、股関節が 1° 伸展する時に腰部が 1.9° 伸展することを示した。LHR では、Backward 相で 1.2 から 1.9° へ増大し (平均 1.6°)、Forward 相では 1.9° から 0.5° へ減少した (平均 1.5°)。この LHR の変化は、バランスを維持した状態での体後屈と体後屈位から静止立位中間位へ戻る時の姿勢制御ストラテジーであると考えた。これらの測定方法は、腰椎疾患や股関節疾患の病態評価、また立位姿勢制御の評価として臨床応用できることが示唆された。

3. 体側屈時の LumboPelvic rhythm の検討

立位体側屈では、LHR は Descend 相で 5.9 から 3.6° へ (平均 4.5°) 有意に低下し、Ascend 相では LHR は 3.6° から 5.6° へ (平均 4.2°) 有意に増加した。この動作ストラテジーは Central nerve system による左右股関節と腰部のコントロールによる立位バランスの維持であると考え

られる。

結論

三次元動作解析装置と電磁ゴニオメータを用い、動作時の腰椎 (部) ROM を同時計測した結果、伸展、側屈、回旋で両器は近似する結果となった。腰椎 (部) ROM の計測では、本研究で用いた三次元動作解析マーカー貼付方法の再現性はいずれの動作で電磁ゴニオメータと同等かそれ以上に高く、また三次元動作解析装置の計測誤差は電磁ゴニオメータより低く、計測値の信頼性および再現性は十分あることが示された。よって、本研究で用いる三次元動作解析マーカー貼付方法は脊椎の縦断的計測として有用であるといえる。

また、LPR の検討では、体後屈で股関節が 1° 伸展する時に腰部が 1.9° 伸展し、体側屈で股関節が 1° 傾斜する時に腰部が 2.4° 側屈することを示した。これらの方法を用いることで、変形性股関節症や脊柱側弯症患者、ロコモティブシンドロームを有する者の運動器や姿勢制御を評価することができると考えられる。

これらの研究成果は、日本臨床バイオメカニクス学会 (2012 年、2013 年)、第 25 回日本運動器科学会、Orthopaedic Research Society 2013 Annual Meeting、ISPRM 2013 (7th World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine)、International Society of Biomechanics 2013 で発表し、Spine に掲載された。

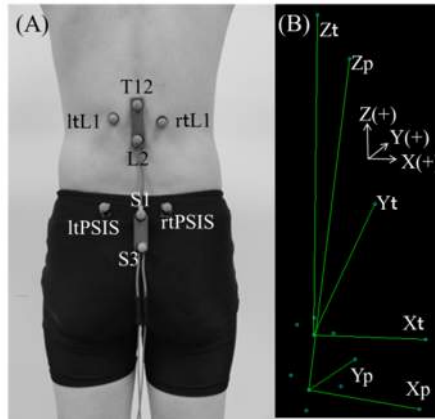


図 1. 三次元動作解析マーカーと電磁ゴニオメータ貼付位置

(A) および身体座標系 (B)。p は pelvic (骨盤)、t は thoracolumbar spine (胸腰椎) のセグメントを表す。

成果

本研究の一部は、2013 年 Spine 誌に掲載された

Tojima M, Ogata N, Yozu A, Sumitani M, Haga N. A Novel Three-Dimensional Motion Analysis Method for Measuring the Lumbar Spine Range of Motion: Repeatability and Reliability Compared With an Electrogoniometer. Spine. 38(21):1327-33, 2013.

謝辞

本研究は、平成 23 年度公益財団法人日本股関節研究振興財団の研究助成によるもので、同財団に深謝申し上げます。

引用文献

1. Offierski CM, Macnab I. Hip Spine syndrome. Spine 1983; 8(3):316-21.
2. Ben-Galim P, Ben-Galim T, Rand N, Haim A, Hipp J, Dekel S, Floman Y. Hip-spine syndrome - The

- effect of total hip replacement surgery on low back pain in severe osteoarthritis of the hip. Spine 2007; 32(19):2099-102.
3. Wong TKT, Lee RYW. Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip. Human Movement Science 2004; 23(1):21-34.
4. McClure PW, Esola M, Schreier R, Siegler S. Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. Spine 1997; 22(5):552-8.
5. Kakushima M, Miyamoto K, Shimizu K. The effect of leg length discrepancy on spinal motion during gait - Three-dimensional analysis in healthy volunteers. Spine 2003; 28(21):2472-6.
6. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Patterns of spinal motion

- during walking. *Gait Posture* 1997; 5(1):6-12.
7. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations - Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979; 86(2):420-8.
 8. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2005; 19(1):231-40.
 9. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989; 7(6):849-60.
 10. Holmback AM, Porter MM, Downham D, Lexell J. Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scand J Rehabil Med* 1999; 31(4):229-39.
 11. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 1998; 26(4):217-38.
 12. Pearcy M, Portek I, Shepherd J. The effect of low-back-pain on lumbar spinal movements measured by three-dimensional X-ray-analysis. *Spine* 1985; 10(2):150-3.
 13. Dopf CA, Mandel SS, Geiger DF, Mayer PJ. Analysis of spine motion variability using a computerized goniometer compared to physical-examination - A prospective clinical-study. *Spine* 1994; 19(5):586-95.
 14. White AA, 3rd, Panjabi MM. The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine (Phila Pa 1976)* 1978; 3(1):12-20.
 15. Heneghan NR, Balanos GM. Soft tissue artefact in the thoracic spine during axial rotation and arm elevation using ultrasound imaging: A descriptive study. *Manual Therapy* 2010; 15(6):599-602.
 16. Gao B, Zheng N. Investigation of soft tissue movement during level walking: Translations and rotations of skin markers. *J Biomech* 2008; 41(15):3189-95.
 17. Barrett CJ, Singer KP, Day R. Assessment of combined movements of the lumbar spine in asymptomatic and low back pain subjects using a three-dimensional electromagnetic tracking system. *Manual Therapy* 1999; 4(2):94-9.
 18. Billis EV, Foster NE, Wright CC. Reproducibility and repeatability: errors of three groups of physiotherapists in locating spinal levels by palpation. *Manual Therapy* 2003; 8(4):223-32