Kobe University Repository : Kernel

PDF issue: 2025-04-25

体幹前屈運動における腰部脊柱起立筋の動作筋電図学的研究 : 腰痛発生との関連について

山川, 隆由
平田, 総一郎
水野, 耕作
棚瀬, 嘉宏

(Citation)
神戸大学医学部紀要,61(1/2/3):49-54

(Issue Date)
2000-12

(Resource Type)
departmental bulletin paper

(Version)
Version of Record

(URL)
https://hdl.handle.net/20.500.14094/00044693

体幹前屈運動における腰部脊柱起立筋の動作筋電図学的研究
－腰痛発生との関連について－

山 川 隆 由*，平 田 総一郎**，水 野 耕 作**，棚 瀬 嘉 宏***

*甲南病院整形外科／〒658-0064　神戸市東灘区鴨子ケ原１丁目５-16
**神戸大学医学部整形外科／〒650-0017　神戸市中央区楠町７丁目５-２
***済生会兵庫県病院整形外科／〒651-1312　神戸市北区藤原台中町５-１-１

（平成12年10月27日受付）

要　約

体幹の前屈は腰椎の屈曲運動と両股関節を中心とした骨盤の回旋運動から成り立ち，腰痛発生のメカニズムと関連している。現在までにこの動作についての多くの研究がなされているが，腰部の動態と脊柱起立筋の筋電活動の関係について詳細な検討を行った報告は少ない。我々は15人の健常若年成人を対象に，前屈動作中の腰椎と骨盤の動態および腰部脊柱起立筋の筋電図変化を，磁気センサー式動作解析システムと表面筋電計を用いて，同時に測定の後に解析した。この動作を立位から最大前屈位まで（屈曲相）と最大前屈位から立位まで（伸展相）に分けると，前者では腰椎と骨盤の運動は比較的同時にほぼ同じ割合で生ずるが，後者では前半に骨盤が，後半には腰椎の運動が優位に生じた。平均最大筋電位は伸展相において屈曲相の1.7倍と有意に大きかった。最大電位が得られた肢位について検討を行うと屈曲相ではほぼ中間地点で最大筋電位に達するのに対し，伸展相では早期により深い前屈位置で最大筋電位に達した。よって腰部脊柱起立筋の筋活動は伸展相の初期に活発であることが判明した。またこの時，脊柱起立筋の強い張力により腰椎には大きな圧迫力が生じるため椎間板内圧も上昇していると推測される。以上より，深い前屈位から体幹を起こしはじめた直後の肢位は，腰椎椎間板ヘルニアなどの腰痛性疾患を発生させる危険性が高く，腰痛性疾患の管理と予防上，重要であると考えられた。

緒　言

腰痛は成人の60％～80％が一生涯のうち一度は経験するといわれるほど一般的なものであり[1]，整形外科診療において最も頻繁に遭遇される疾患の一つである。腰椎への機械的負荷が腰部疾患の発症の一因であることが広く知られており，体幹前屈運動を頻繁に行う者では腰痛の罹患率が高く，また椎間板ヘルニアの頻度も高い[2][3][4]。したがって前屈動作における腰椎の運動解析が今までにもなされてきた。しかしこれらの研究では主にＸ線計測が用いられてきたため[5][6]，Ｘ線被爆や，解析手技が煩雑で労力が大きいなどの問題点があった。また腰部の筋活動を同時に測定評価したものは少ない[7]。

近年，磁気センサー式三次元空間計測装置が開発され，これによって空間内のセンサーの動きを正確に計測できるようになった。本研究では前屈動作における腰椎への負荷について検討するために，この装置を応用して腰椎と骨盤の運動および表面筋電図を用いた腰部脊柱起立筋の筋電活動を測定・解析した。

方　法

腰痛の既往のない健常若年成人15人（男性10人，女性５人）の被験者を対象とした。年令は20～28歳（平均 21.8歳）で，身長は150～180cm（平均 164.7cm），体重は45～83kg（平均 60.8kg）であった。

足幅約15～20cmに開脚し，両膝伸展を保持したまま体幹をゆっくり前屈し，最大前屈位で１～２秒間の静止の後に再びゆっくり立位に戻るという一連の動作を被験者に行わせ，この間の腰椎及び骨盤（仙骨）の動きと腰部脊柱起立筋の筋電図変化を同時に測定した。測定時間は７秒間であり，この間に動作を終える様に指示した。

腰椎および骨盤の動きの測定には，磁気センサー式動作解析システム（３SPACE FASTRAK，Polhemus Navigation，Colchester，VT，USA）を用いた。これはトランミッターによって磁界空間を作り，この３

Key Words：体幹前屈運動，磁気センサー式動作解析システム，腰部脊柱起立筋，表面筋電図，腰痛

次元空間中のセンサーの位置及びセンサーの角度を経時的に記録するものである。今回センサーは2個用い，各々60Hzの頻度でサンプリングした。2つのセンサーは第12胸椎棘突起（センサー1）及び第2仙椎棘突起（センサー2）上の皮膚に両面粘着テープを用いて貼り，その上から各々弾性テープで固定した（図1）。トランスミッターはセンサーが正常に作動する磁界空間内に入る様に，高さ70cmの木製の箱の上に設置し被験者の傍らに置かれた。

体幹の前屈動作時に生ずる腰椎の屈曲運動と骨盤の回旋運動を，各センサーの動きを解析することによって明らかにした。立位においてセンサー1と2がなす角度（α）を基準にして，前屈動作中の1／60 秒ごとの角度の変化量（$\triangle\alpha$）を腰椎の屈曲角度として経時的に算出した。また立位からセンサー2の回旋した角度を骨盤の回旋角度とし，同じく経時的に算出した。運動開始から最大前屈位（センサー1の回旋角度が最大となる時点）までの屈曲相と，最大前屈位から立位（センサー1の運動が終了した時点）までの伸展相とにわけて腰椎及び骨盤の動き比較した。

最大前屈角度は各被験者によって異なるので，個々の被験者においてセンサー1の最大可動角度を100%として，これが5%動くごとにその時点での腰椎屈曲角度と骨盤回旋角度を算出した。すなわち屈曲相および伸展相で，各々21個の時点における腰椎屈曲角度と骨盤回旋角度を検出した。また，この腰椎屈曲角度および骨盤回旋角度は最大前屈位においてそれぞれ最大値をなすが，これらの値を100%として，各時点での腰椎と骨盤の角度を百分率で表わした。

腰部脊柱起立筋の筋電図は筋電計（ME3000P, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland）を用いて記録した。使い捨ての表面電極（Blue Sensor, Medicotest, Olstykke, Denmark）をL2-3レベルで右側の脊柱起立筋の筋腹に貼り（図1），sampling rate 1000Hz, frequency band 20-500Hz で記録した。これらのデータはパーソナルコンピュータ（Dynabook Tecra, Tosiba Co. Ltd., Tokyo）を用いて解析した。

得られた筋電図信号は，125Hz に平滑化の後整流化した。ついで前屈動作に要した時間は各被験者によって異なるので，屈曲相と伸展相についてこれを10等分して，それぞれの区間における整流電位の平均値を算出した。さらにこれによって得られた平均電位が最も大きい区間の中央点における腰椎と骨盤の角度を求め，被験者間の平均値を算出した。統計学的検討は t 検定を用い，$p<0.05$ を有意とみなした。

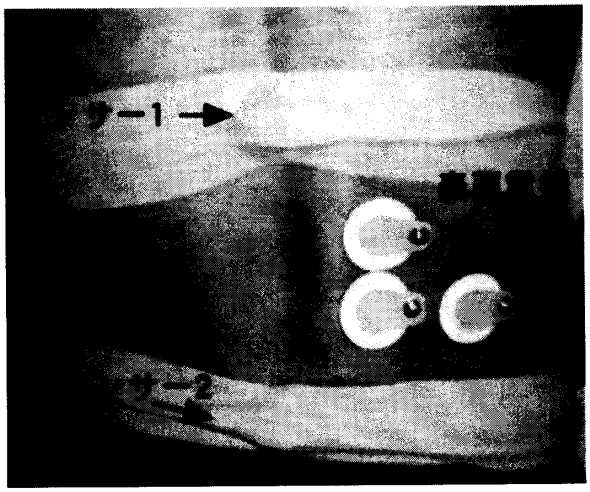

図1　センサーおよび表面電極のとりつけ

結　果

腰椎の最大屈曲角度と骨盤の最大回旋角度に男女差はなかった。また腰椎の最大屈曲角度が大きい被験者は骨盤の最大回旋角度が小さい傾向にあったが，統計学的に有意ではなかった（$r=-0.22$, $p=0.36$）（図2）。

腰部が5%動くごとの腰椎屈曲角度（百分率）と骨盤回旋角度（百分率）を示した（図3）。これによると屈曲相の前半では，腰椎角度の変化率が骨盤の角度のそれより上回り，後半では逆に骨盤の角度の変化率が腰椎のそれを上回った。つまり屈曲の前半は腰椎の屈曲が，後半は骨盤の回旋が優位に生ずることを示唆している。これに対し伸展相では，初期には骨盤の運

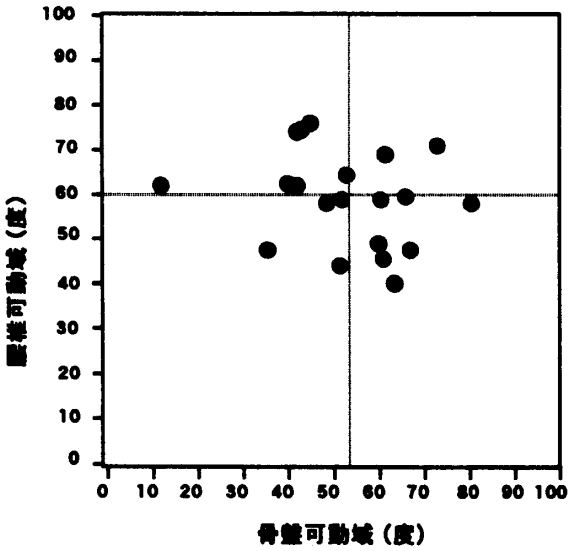

図2　腰椎と骨盤可動域の相関
腰椎と骨盤可動域の相関を示す。両者間には弱い負の相関があるが（$r=-0.22$），統計学的には有意でない（$p=0.36$）。破線は平均値を表す。

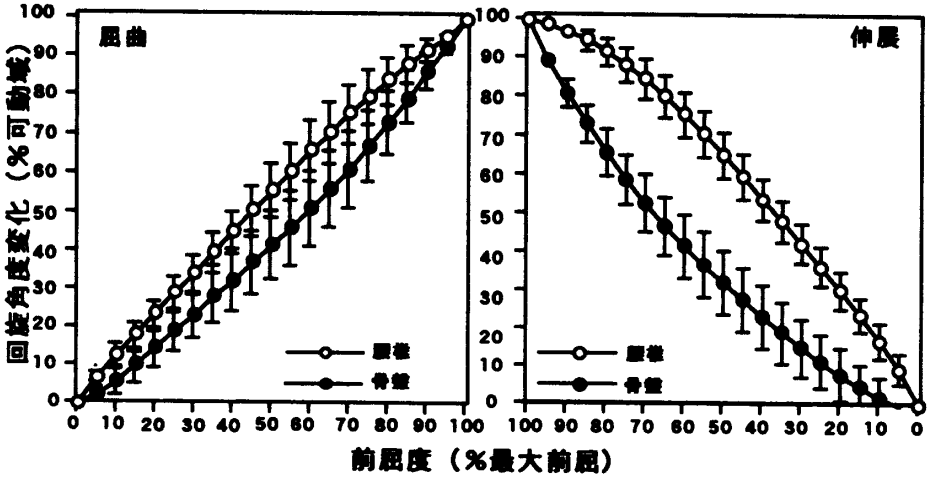

図3　前屈運動時の腰椎と骨盤の運動リズム
前屈運動中の腰椎と骨盤の運動を示す。左は立位より最大前屈（屈曲），右は最大前屈より立位（伸展）である。屈曲前半には腰椎が，後半には骨盤の運動が大きい。一方，伸展では屈曲の逆の現象が顕著にみられる。各点は平均値±標準偏差を表す。

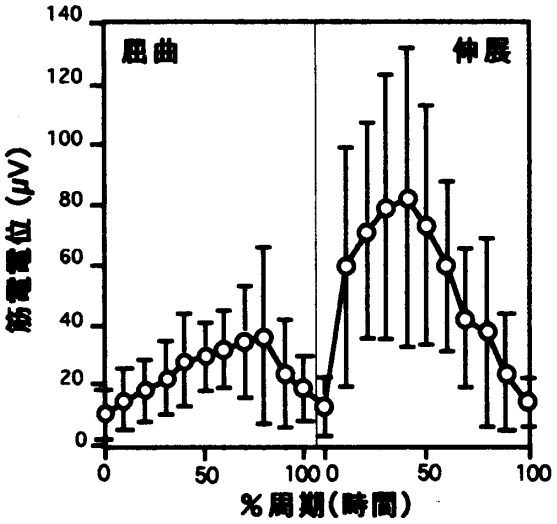

図4　前屈運動時の脊柱起立筋の筋電図変化
前屈運動中の腰部脊柱起立筋の表面筋電図変化を示す。屈曲，伸展ともに一峰性であるが，伸展時のピークの方が高い。図中央の線で表される最大前屈時には立位とほぼ等しく低電位である。各点は平均値±標準偏差を表す。

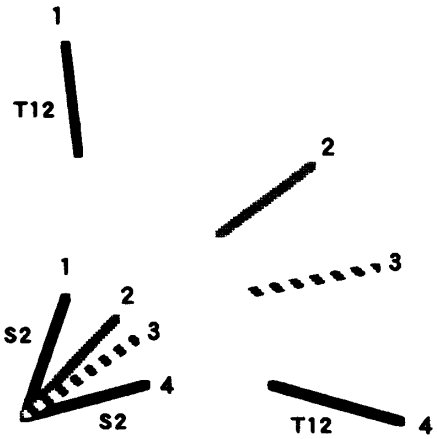

図5　前屈運動中の最大筋電位時のセンサー角度
前屈運動中の最大筋電位時のセンサー1（T12），センサー2（S2）の角度をシェーマで示す。1は立位，4は最大前屈時のセンサー1,2の角度，2は屈曲最大電位，3は伸展最大電位時のセンサー1,2の角度を表す。伸展最大電位時の体幹前屈はいまだ深く，腰椎伸展の開始直後である。

動が腰椎のそれを大きく上回り，一方終了前には腰椎が骨盤の運動を大きく上回る，すなわち屈曲と逆のパターンとなった。

腰部脊柱起立筋の筋電活動パターンを図4に示した。立位において活動電位は低い値を示すが，体幹が前屈されるにしたがって漸増し，屈曲周期の80%時にピークに達する。その後はすみやかに減少して，最大前屈位でほぼ初期値に戻った。次いで伸展相に入ると電位は突然上昇し，伸展周期の40%の時点でピークに達した。伸展がさらに進むにつれて漸減し，動作終了時に初期値に戻った。

各々の被験者における前屈および伸展各相での最大電位の平均はそれぞれ63.6 ± 48.0 μV，106.9 ± 48.1 μV であり，統計学的に有意に伸展相で大きな値を示した（$p<0.01$）。また各相において，最大電位を発生する肢位での各センサーの回旋角度の平均値は，いず

れも伸展相より屈曲相で有意に小さな値を示した（$p<0.001$）。この肢位を被検者の右側より見たように図式化したものが図5である。最大電位時の肢位は，伸展相の方が深い前屈姿勢である。またセンサー1と2で作られる腰椎角度は伸展相の最大電位時には最大前屈時のそれとほとんど変化がなく，骨盤回旋に続いて生ずる腰椎の伸展開始直後である。

考　察

日常生活において，体幹の前屈や重量物の挙上は頻繁に行われる重要な動作であり，腰痛発生の原因となりうる[2][3][4]。したがって過去に前屈動作に関する運動学的研究が数多くなされてきたが，前述のようにX線を用いた研究が主であり[5][6]，測定や解析に幾つかの問題を抱えていた。近年開発された磁気センサー式三次元空間計測装置を使用することによってこれが容易かつ非侵襲的に行えるようになった[8]。

今回の実験結果では最大前屈時の腰椎屈曲角度および骨盤回旋角度の平均はそれぞれ59.1°±10.8°，53.4°±15.3°で，同じ方法を用いてなされた今までの研究と同様の結果が得られた[8][9]。骨盤の可動域は各被験者間でのバラつきが大きかったが（図2），これは個々のハムストリングの長さの違いによるものと考えられる。Gajdosikらはハムストリングスの長さは骨盤の可動性に影響するが，腰椎の可動性には影響を与えないとしている[10]。我々の結果において，図2に示したように腰椎の最大屈曲角度と骨盤の最大回旋角度の間に相関がなかったことに矛盾しない。したがって腰椎の可動性はハムストリングスの伸長性よりむしろ椎間板や靭帯組織の柔軟性など，他の因子により決定されると考えられる。

腰椎および骨盤は前屈動作時と前屈位からの伸展動作時で単に対称的な運動をするものではなかった。屈曲相では前半腰椎の運動が，後半は骨盤の運動が相対的に優位であったがその程度はいずれも小さい（図3で腰椎と骨盤のカーブによって区画される面積は小さい）。これに対して，伸展相では腰椎と骨盤の運動の相対的な優位性はより強調されている（前述の面積は大きい）。この特徴的現象は被験者の大多数において見られ，Cailliletによって記述された腰椎骨盤運動リズムに相当し[11]，過去にも報告されている[12][13]。体幹を伸展する際に骨盤の回旋が先行することは，上体をある程度起こすことにより，腰部脊柱起立筋に要求される大きな負荷を軽減するのに役立つ効率的な機序であると思われる。

腰部脊柱起立筋の筋活動は図4からわかるように最大前屈位の前後で二峰性を示す。つまり，最大前屈位では脊柱起立筋に筋電活動の減少（いわゆるflexion-relaxation）が見られ，やはり多くの研究者がこれについて報告している[14][15][16][17]。本研究では平均最大筋電位は伸展相が屈曲相の1.7倍であり優位に高い。この理由として屈曲動作は重力方向であるのに対して伸展は反対方向であるため，上体を運動させるのにより大きな脊柱起立筋の張力を要するためであると考えられる。

屈曲相と伸展相における最大電位時の肢位についても検討を行ったが，伸展相では図5から分るように深い前屈位をなしており重力による腰椎に加わる屈曲モーメントも大きい。またこの時点では腰椎は最大屈曲より10%しか伸展しておらず，骨盤運動に続いて生ずる腰椎の伸展開始時期と考えられる。したがって腰椎には大きな屈曲モーメントに加えて脊柱起立筋による大きな圧迫力が負荷されていると推測される。過去の死体腰椎を用いた力学試験によると椎体に大きな圧迫力を負荷するのみでは骨折を生ずるが，これに屈曲力を加えると椎間板ヘルニアを生ずるとされている[18][19]。よって本研究で観察された伸展時の肢位は腰椎や起立筋に大きな機械的ストレスを加え，日常繰り返すことにより，椎間板変性や起立筋の筋痛を生じたり，既に椎間板変性がある者では椎間板ヘルニアを生ずる可能性があると思われる。したがって腰痛の予防や管理にこのような肢位をとらないような日常生活の指導が重要であると考えられる。

文　献

1. Frymoyer, J.W. : Magnitude of the Problem. Epidemiology. Wiesel, S.W., Weinstein, J.N., Herkowitz, H., ed. The lumbar spine, WB Saunders. Philadelphia, p8-16, 1996.
2. Svensson, H.O., Andersson, G.B.J. : The relationship of low back pain, work history, work environment and stress : a retrospective cross-sectional study of 38-64 year old females. Spine. 14 : 517-522, 1989.
3. Xu, Y., Bach, E., Orhede, E. : Work environment and low back pain, the influence of occupational activities. Occup. Environ Med. 54 : 741-5, 1997.
4. Mundt, D.J., Kelsey, J.L., Golden, A.L., Pastides, H., Berg, A.T., Sklar, J., Hosea, T., Panjabi, M.M. : An epidemiologic study of non-occupational lifting as a risk factor

for herniated lumbar intervertebral disc. Spine. 18 : 595-602, 1993.

5. Brown, R.H., Burstein, A.H., Nash, C.L., Schock, C.C. : Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. J.Biomech, 9 : 355-65, 1976.
6. Kanayama, M., Abumi, K., Kaneda, K., Tadano, S., Ukai, T. : Phase lag of the intersegmental motion in flexion-extension of the lumbar and lumbosacral spine. Spine. 21 : 1416-21, 1996.
7. Tanii, K., Masuda, T. : A kinesiologic study of erectores spinae activity during trunk flexion and extension. Ergonomics. 28 : 883-93, 1985.
8. Pearcy, M.J., Hindle, R.J. : New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. Clin. Biomech. 4 : 73-9, 1989.
9. Porter, J.L., Wilkinson, A. : Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18- to 36-year old men. Spine. 22 : 1508-14, 1997.
10. Gajdosik, R.L., Hatcher, C.K., Whitsell, S. : Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. Clin. Biomech. 7 : 38-42, 1991.
11. Cailliet, R. : Low back pain syndrome. 3 rd ed. FA Davis Company, Philadelphia, p44-81, 1988.
12. Nelson, J.M., Walmsley, R.P., Stevenson, J.M. : Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. Spine. 20 : 199-204, 1995.
13. Farfan, H.F. : Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. Orthop. Clin. North Am. 6 : 135-144, 1975.
14. Floyd, W.F., Silver, P.H.S. : The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. J. Physiol. 129 : 184-203, 1955.
15. Kippers, V., Parker, A.W. : Posture related to myoelectric silence of erectores spinae during trunk flexion. Spine. 9 : 740-45, 1984.
16. Morris, J.M., Benner, G., Lucas, D.B. : An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. J.Anat. Lond. 96 : 509-20, 1962.
17. Peach, J.P., Sutarno, C.G., McGill, S.M. : Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the young lumbar spine : a database. Arch. Phys. Med. Rehabil. 79 : 663-9, 1998.
18. Adams, M.A., Hutton, W.C. : Prolapsed intervertebral disc. a hyperflexion injury. Spine. 7 : 184-91, 1982.
19. Adams, M.A., Hutton, W.C. : The effect of fatigue on the lumbar intervertebral disc. J.Bone Joint Surg. 65-B : 199-203, 1983.

Afunctional study of the erector spinae during trunk forward bending using surface electromyography -A possible mechanism of low back injuries-

Takayoshi Yamakawa, M.D.[1], Soichiro Hirata, M.D., Ph, D.[2]
Kosaku Mizuno, M.D., Ph. D.[2], Yoshihiro Tanase, M.D.[3]

1. Department of Orthopaedic Surgery, Konan Hospital
2. Department of Orthopaedic Surgery, Kobe University School of Medicine
3. Department of Orthopaedic Surgery, Saiseikai Hyogo Prefecture Hospital

Abstract

Forward bending of the trunk often triggers low back pain. Regardless of previous studies, much has been left unknown with respect to this underlying mechanism. We studied this motion with an electromagnetic tracking device and surface electromyography (EMG) in 15 healthy young adults. In flexion (from standing to full flexion), the lumbar spine and pelvis moved almost simultaneously in a relatively parallel fashion. On the other hand, in extension (from full flexion to standing), the pelvis moved first and then the lumbar spine followed. Mean of maximum EMG in extension phase was significantly higher by 70% as compared to flexion phase. An analysis of the peak EMG revealed that, in extension, EMG reached to the peak at a deep flexion position with a minimum change of the lumbar angle from full flexion. With the high EMG activity and flexion moment acting on the spine, we conclude that the returning position soon after full flexion is at a risk of low back injury such as intervertebral disc herniation.