《原 著》

体幹前屈運動の運動学および筋電図学的研究 —腰椎コルセットの効果について—

棚瀬 嘉宏*¹ 平田総一郎*² 水野 耕作*²

Effects of Lumbar Brace on Trunk forward Bending —Kinematic and Electromyographic Analysis—

Yoshihiro TANASE,*¹ Soichiro HIRATA,*² Kosaku MIZUNO*²

Abstract: Lumbar braces are often used for acute and chronic low back pain and for its prevention in work environments. However, the mechanism underlying the clinical efficacy of corsets is not well understood. The purpose of this study was to investigate the effects of lumbar corset on forward bending, that often triggers low back pain, with respect to lumbar and pelvic motion and electromyographic (EMG) activities of erector spinae and rectus abdominis muscles. An electromagnetic tracking device was used in combination with surface EMG. Eighteen healthy young adults volunteered in the study. The forward bending was divided into flexion (from standing position to maximum bending) and extension (from maximum bending to standing position) phases for analysis. The results showed that flexion without brace began with predominance of lumbar over pelvic motion and ended with predominance of pelvic over lumbar motion and that extension was the reverse, as reported previously by others. The brace inhibited the initial lumbar motion in flexion, but had no apparent effects on lumbar and pelvic motion in extension. The EMG activities of erector spinae decreased in the terminal phase of flexion without corset (so called relaxation phenomenon usually seen), but with corset, they did not appear. In contrast to flexion, the EMG activities of erector spinae were not inhibited by brace in extension. We conclude that the primary effect of lumbar braces is restriction of lumbar motion particularly in the initial phase of flexion and that they do not have beneficial effects on the electrical activities of that muscle in the terminal phase of maximum flexion. (*Jpn J Rehabil Med* 2000; 37: 33-38)

要 旨: 健康若年成人 18 例を対象に軟性コルセット装着と非装着に分けて体幹前屈運動を運動学的、動作筋電図学的に計測し、コルセットの影響について検討した。直立姿勢から最大前屈までを屈曲、最大前屈から直立姿勢に戻るまでを伸展として解析を行った。コルセット非装着時、屈曲前半は腰椎の動きが仙椎の動きに比べ大きく、逆に後半は仙椎（骨盤）の動きが大きかった。コルセットは腰椎の屈曲運動を統計学的に有意に抑制した。一方非装着時、屈曲後半に脊柱起立筋の筋電活動の減少を認めたが、装着時には統計学的に有意に筋電活動の減少が小さくなった。従ってコルセットの効果は屈曲初期の腰椎運動の抑制であり、大きな屈曲相における脊柱起立筋の筋電活動を抑制しないと考えられた。（*リハ医学* 2000; 37: 33-38）

Key words: 腰椎 (lumbar spine), コルセット (lumbar brace), 運動学 (kinesiology), 筋電図 (electromyography)

*¹ 1999 年 4 月 22 日受付, 1999 年 11 月 17 日受理

済生会兵庫県病院整形外科/〒 651-1312 兵庫県神戸市北区藤原台中町 5-1-1
Saiseikai Hyogo Prefecture Hospital

*² 神戸大学医学部整形外科/〒 650-0017 兵庫県神戸市中央区楠町 7-10-2

Department of Orthopaedic Surgery, Kobe University School of Medicine

はじめに

腰痛は最も頻繁に生ずる筋骨格系の機能障害の1つであり、立位・歩行などの能力障害や、ひいては休職や失業などの社会的不利をもたらす整形外科やリハビリテーション医学上の大きな問題となっている。腰痛に対してしばしば腰椎軟性コルセットが用いられ有効な場合もあるが、その臨床効果裏付けの機序については一定の見解が得られていない^{6,7,9)}。

腰痛の発生は体幹前屈運動に関連するため¹⁴⁾、その運動について研究が行われてきた。しかし、現在まで腰椎の運動解析と筋活動を同時に計測し評価を加えた報告は少なく、またコルセット装着時の運動と筋活動を同時に測定した報告は見い出せない。

本研究の目的は体幹前屈運動を運動学的、筋電図学的に解析し、軟性コルセットがその運動に与える影響について明らかにすることである。

対象および方法

腰痛の既往のないボランティア 18 名を対象とした。男性 9 名、女性 9 名で年齢は 20～28 歳（平均年齢 22.6 歳）であった。腰椎の運動解析には磁気センサー式三次元空間計測装置（エムピージャパン社製、3SPACE-WIN）を用いた。この装置は三次元空間上のセンサーのオイラー角を計測するものであり、2つのセンサーを用いた場合のサンプリングレートは 60 Hz である。Nelson ら¹⁰⁾の方法に従い第 12 胸椎棘突起上にセンサー 1、第 2 仙椎上にセンサー 2 を両面テープで貼り付けた後、さらにセンサー上から伸縮テープでセンサーがずれないように側腹部まで回して補強

固定した（図 1）。したがって腰椎の運動は、センサー 1～2 間の角度、仙椎の運動はセンサー 2 の角度としてモニターされる。第 12 胸椎は Jacobi line を確認して決定し、第 2 仙椎は両側の後上腸骨棘の位置より決定した。被験者には、直立姿勢から指先を床に最大限近づけた（以下、屈曲）後もとの直立姿勢に戻す動作（以下、伸展）を測定の 7 秒かけて完了するように指導した（図 2）。コルセットを装着時と非装着時の各々について 2 回ずつ行い、そのうち 1 回には右側の腰部脊柱起立筋の第 3 腰椎レベルと腹直筋臍部外側に表面電極を 4 cm 間隔に貼り、ホルター型筋電計（エムピージャパン社製、ME3000P）を同期させ計測した。使用したコルセットは神港義肢作製の S、M、L 3 種類のサイズの軟性コルセットである。装着域は下位肋骨弓から腸骨稜までである。このうち被験者の体格に最も適合したコルセットを 1 つ選び装着した。得られた測定値はコンピューター解析した。体幹の前屈運動は、角度について Nelson ら¹⁰⁾の方法に修正を加えた。すなわち、屈曲運動開始時を 0%，終了時を 100% として時間を 20 等分し、各等分における屈曲角度を最大屈曲角度で割った値をパーセント可動域として表した。伸展運動も同様に開始時を 100%，終了時を 200% として時間を 20 等分しパーセント可動域として表した。さらに腰椎屈曲角と仙椎屈曲角の合計である体幹屈曲 0～30、30～60、60～90 度の各区間における腰椎と仙椎の屈曲比率を求めた。一方、筋電図の生データは 1,000 Hz であり、これを平滑化し 100 Hz とした後、整流化した。これの屈曲開始から終了まで、および伸展開始から終了までを時間についてそれぞれ 10 等分し、各等分間における平均値を求めた。さらにコルセット装着、非装着間においてパーセント可動域、体幹屈曲 0～30、30～60、60～90 度の各区間

図1 センサーおよび表面電極の貼り付けとコルセット装着法

図2 体幹前屈運動（屈曲と伸展）

における腰椎と仙椎の屈曲比率，脊柱起立筋および腹直筋について統計学的に解析した。

なお統計解析には paired *t*-test を用い， $p < 0.05$ を有意差ありと判定した。

結 果

1. 運動パターン

腰椎の屈曲可動域は，コルセット非装着時平均 53.4 度，装着時 33.6 度で 37.1% 抑制され，統計学的にも有意差を認めた ($p < 0.01$)。屈曲運動過程における腰椎と仙椎の運動パターンを求めた (図 3)。縦軸は，腰椎，仙椎の屈曲度を各々のパーセント可動域として表した。したがって，腰椎と仙椎のカーブ上における隣り合わせの 2 点間の縦軸値の差が，各々の動きの大きさを表わす。この動きの大きさを調べると，

コルセット非装着においては 0~60% までが腰椎の動きが仙椎の動きを上回り，65~100% では仙椎の動きが腰椎の動きを上回った (図 3(a))。しかしコルセットを装着することにより，屈曲運動のパターンは変化した。すなわち屈曲 0~65% では腰椎の動きが抑制され，相対的に仙椎の動きが増大した。(図 3(b))。伸展時 100~140% では仙椎の動きが大きく，145~200% では逆に腰椎の動きが大きかった (図 3(a))。コルセット装着時にもこの動きのパターンにはほとんど変化を認めなかった (図 3(b))。

コルセットは運動パターンのうち屈曲相に変化を与えたので，0~30，30~60，60~90 度の 30 度区間における腰椎と仙椎の相対運動比を算出し図 4 に示した。コルセット非装着時においては 0~30，30~60 度では腰椎の屈曲の比率が大きかった。しかしコルセッ

図 3 コルセット非装着時(a)と装着時(b)における腰椎と仙椎の屈曲カーブおよび伸展カーブ
屈曲全区間で腰椎と仙椎のいずれもコルセット非装着と装着との間で有意差 ($p < 0.01$) を認めた。

図4 コルセット非装着時(a)と装着時(b)における腰椎と仙椎の屈曲比率

腰椎と仙椎いずれもコルセット非装着時と装着時との間において0~30, 30~60度で有意差 ($p < 0.01$) を認めた。縦軸: 腰椎と仙椎の屈曲比率, 横軸: 屈曲角度。L: 腰椎, S: 仙椎。

ト装着時には腰椎屈曲の比率が減少した。この現象は0~30度で顕著であった。一方, 60~90度ではコルセット非装着および装着時で腰椎の屈曲比率は49%と51%でありほぼ同じであった(図4)。

2. 筋活動パターン

脊柱起立筋の筋電活動は, 屈曲運動の0~80%では電位が増大するが, 80~100%では減少し, 運動開始前の状態に近づく(図5)。この現象は flexion relaxation とよばれ¹⁰⁾, 18例中10例に認めた。しかしコルセットを装着することにより電位の減少は軽微となった。屈曲90%における電位の平均値は, コルセット非装着時 $24.0 \pm 18.2 \mu V$, 装着時 $41.5 \pm 18.8 \mu V$ であり非装着時は装着時の58%であった。また100%における電位の平均値はそれぞれ $19.5 \pm 11.0 \mu V$ と $40.6 \pm 23.6 \mu V$ であり非装着時は装着時の48%で, いずれも統計学的に有意差を認めた。そして, 伸展時100~140%までは再び筋活動は増大し, 150~200%で筋活動は減少し運動開始前の状態に近づく(図5)。伸展時における電位のピークは, コルセット非装着時には平均 $81.6 \pm 49.8 \mu V$, コルセット装着時 $63.5 \pm 36.1 \mu V$ であった。これに対して屈曲時におけるピークは, コルセット非装着時には $35.9 \pm 29.7 \mu V$, コルセット装着時には $48.5 \pm 24.1 \mu V$ であったが装着と非装着の間に有意差はなかった。一方, 腹直筋の筋活動は, コルセット非装着時には, 60~140%で電位の増減の幅が大きく, 140~200%では小さかった。またコルセット装着時には, 100%までは電位の増大を認

図5 コルセット非装着時と装着時における体幹屈曲および伸展運動での脊柱起立筋の筋活動パターン

屈曲90%, 100%ではコルセット装着, 非装着の間で $p^* < 0.05$, $p^{**} < 0.01$ の危険率で有意差を認めた。

図6 コルセット非装着時および装着時における腹直筋の筋活動パターン

めたが、それ以後は大きな変化を認めなかった（図6）。

考 察

1. 腰 椎 運 動

体幹の前屈運動は、腰椎と股関節（仙椎と骨盤を含む）の複合運動である。体幹屈曲における運動解析は、現在まで種々の方法を用い行われてきた。腰椎の運動を三次元的に把握する方法として、X線計測による方法が多く行われている^{1,15)}。しかし、これらは計測方法が侵襲的であったり、また煩雑であったりし、解析にかなりの労力を要する。これに対して、我々が今回用いた三次元空間計測装置は、1989年Percy¹³⁾が報告しているように、非侵襲的で簡便に計測が可能である。一方、欠点として棘突起の皮膚上にセンサーを置くため皮膚の動きが反映され、測定値に誤差を大きく生じる可能性があげられる。しかしPercyは、optical clinometerの測定と磁気センサー式三次元空間計測装置の測定を比較検討した結果、その測定値が正確であることを示している。

腰椎の運動に関しては、今回の実験結果より、コルセット非装着の場合、屈曲動作においては最大屈曲の約2/3の角度までが腰椎の運動が大きく関与し、それ

以上の角度では仙椎の動きが増大し骨盤の動きが大きく加わったことを示した。しかしコルセットを装着すると、前半では腰椎の運動が抑制されその結果、代償的に骨盤運動の占める割合が増大する。後半で腰椎の動きの割合が増大した理由は今回用いたコルセットが柔らかく、固定が弱かったためと考えられた。これに対して伸展時には、前半では仙椎の動きが大きく、後半では腰椎の動きの割合が増大した。コルセットを装着した場合には、コルセット非装着時と同じパターンを示しており、したがってコルセットによる伸展運動の抑制効果は小さいと考えられた。コルセットの臨床効果の機序に関しては現在でも一定の見解はなく、体幹可動域の制限、腹圧の上昇、脊柱起立筋と腹筋の筋活動に対する影響などが研究されてきた。Buchalterらは²⁾、同じ磁気センサー式計測装置を用い種々のコルセットの固定効果を評価している。コルセットは矢状面上よりも前額面上の腰椎運動を抑制し、またその種類ではより硬いコルセットの方が抑制が強いと述べている。今回の実験から軟性コルセットの運動に与える効果として、屈曲相における腰椎の屈曲運動を抑制し、この抑制は屈曲初期に顕著であることが判明した。

2. 筋活動

コルセット装着の脊柱起立筋の筋電活動は屈曲相と伸展相のいずれも一峰性であった。ところがコルセット装着によりこれらの峰は明らかではなくなった。すなわち非装着時には屈曲時に最大前屈付近で電位が直立起立時と同じ程度のレベルまで減少する、いわゆる flexion relaxation が観察されたが、装着時にはこの電位の減少が軽微となった。この現象の発現機序については未だ明らかにされていない^{12,14)}。腰椎屈曲に伴い後部脊柱靱帯群や関節包がより伸張され張力が増大する結果、脊柱支持に要する脊柱起立筋の負荷が減少するため、あるいは脊柱起立筋の伸張に対する抑制反射であるとする説や関節包のメカノレセプターを介する抑制反射であるとする説などの仮説がある^{5,9)}。いずれにせよ flexion relaxation は腰椎屈曲角度の増大に伴う現象であり、コルセット装着によって腰椎屈曲が抑制された結果、この現象が出現しにくくなったものと推測された。これらの臨床的意義に関して、コルセット非装着時の最大前屈位で flexion relaxation が出現している場合には、腰椎の支持性や安定性を後部脊柱靱帯群などの軟部組織に大きく依存しており、この姿勢から重量物を挙上する際にはこれらの組織を損傷する危険性があると考えられている⁴⁾。

腹筋の機能に関する報告もいくつかみられる。Farfan³⁾は、腹筋が脊椎を十分屈曲をさせる一方、脊椎にとって有害な剪断力や曲げ、あるいは捻じりストレスを和らげていると述べている。Paquet ら¹²⁾も、やはり屈曲後半での腹斜筋の活動電位の上昇を認めている。また Nouwen¹¹⁾は、健常者と腰痛のあるものを対象に屈曲、伸展、側屈運動を行わせ、その際の脊柱起立筋と腹筋の筋電図を比較している。その結果、屈曲時にのみ両者の間に違いが見られたことを報告している。今回の実験では、腹直筋の活動が大きかったのは 60~140% であり、すなわち腹直筋の活動は屈曲中期から伸展前半までが大きかった。このことは、腹直筋が Farfan³⁾が述べているように屈曲時におけるストレスの緩衝筋としての機能を示唆しているものと考えられた。一方コルセットを装着した場合にも、屈曲中期から伸展前半に電位が増大および減少しコルセットの筋活動抑制は認めなかった。一般的には、cross talk が問題となるのは負荷時の大きな筋力を要する

場合であり、本研究の非負荷時での体幹前屈運動では cross talk はあってもその程度は小さいと考えられる。

文 献

- 1) Brown RH, Burstein AH, Nash CL, Schock CC: Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. *J Biomech* 1976; **9**: 355-365
- 2) Buchalter D, Kahanovitz N, Viola K, Dorsky S, Nordin M: Three-dimensional spinal motion measurements. Part 2: A noninvasive assessment of lumbar brace immobilization of the spine. *J Spinal Disorders* 1989; **1**: 284-286
- 3) Farfan HF: Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. *Orthop Clin North A* 1975; **8**: 135-144
- 4) Floyd WF, Silver PHS: Function of erectors spinae in flexion of the trunk. *Lancet* 1951; **1**: 133-134
- 5) Kippers V, Parker AW: Posture related to myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. *Spine* 1984; **9**: 740-745
- 6) Lantz SA, Schultz AB: Lumbar spine orthosis wearing. *Spine* 1986; **11**: 838-842
- 7) Morris JM: Low back bracing. *Clin Orthop* 1974; **102**: 126-133
- 8) Morris JM, Benner G, Lucas DB: An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. *J Anat (Lond)* 1962; **96**: 509-520
- 9) Nachemson A, Schultz A, Andersson G: Mechanical effectiveness studies of lumbar orthoses. *Scand J Rehabil Suppl* 1983; **139**-149
- 10) Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM: Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine* 1995; **20**: 199-204
- 11) Nouwen A, Van Akkerveken PF, Versloot JM: Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. *Spine* 1987; **12**: 777-782
- 12) Paquet N, Malouin F, Richards CL: Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine* 1994; **19**: 596-603
- 13) Pearcy MJ, Hindle RJ: New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech* 1989; **4**: 73-79
- 14) Tani K, Masuda T: A kinesiological study of erectors spinae activity during trunk flexion and extension. *Ergonomics* 1985; **28**: 883-893
- 15) Willems PC, Nienhuis, B, Sietsma M, van der Schaaf DB, Pavlov PW: The effect of a plaster cast on lumbosacral joint motion. *Spine* 1997; **22**: 1229-1234