

腰部サポーターが身体に及ぼす効果について

西菌秀嗣 島典広 2) 中本浩揮 3) 河端将司 3)

- 1) 鹿屋体育大学スポーツトレーニング教育研究センター
- 2) 鹿屋体育大学体育学部
- 3) 鹿屋体育大学大学院体育学研究科

緒言

脊柱の安定性の促進は腰痛予防や治療に有益であるという見解から(例えば, Saal & Saal, 1989), 体幹の筋力向上や腰部ベルトの着用が推奨されている. しかし, 慢性腰痛患者では, 上肢挙上動作に先行する腹横筋の筋活動が健常者よりも遅延すること (Hodges, 1996), 脊柱起立筋の持久力が低下していることから (Ng & Richardson, 1996; Umezu et al, 1998), 慢性腰痛患者には, 筋力強化や腰部ベルトによる機械的な脊柱安定性の向上だけでなく, 筋活動の反応性や筋持久力といった機能的なサポートも要求されると考えられる.

今回の新製品は, 腰部を広くサポートして腹部に直接的な圧迫力が加わりにくい設計となっており, 従来の腰部から腹部にかけて強固に圧迫するベルトとは対照的といえる. 腹腔内圧や筋内圧を高めることは, 脊柱安定性を確保する上で重要とされているが, McGill & Norman (1987) は腹部ベルトの圧迫によって腹腔内圧を高めることは腰椎圧迫負荷の増加を引き起こす弊害もあると示唆している. また, 過度な腹部圧迫が不快感を招き, 本来の動作を妨げる可能性も考えられる. (Kingma et al, 2006)

また新製品の補助ベルトは, 腰部を固定するテーピングを再現するように設計されており, 腰部の2本の支柱と補助ベルトの締め付けによって, 腰椎の生理的前彎の保持に貢献している可能性がある. 腰痛症を引き起こす原因の一つに腰椎屈曲位の持続やその肢位での反復動作が挙げられるが, McGill の著書 (2002) によると, 特に腰痛患者は「正しくない脊柱姿勢」の認識が乏しく, 腰椎の生理的前彎の概念を理解することが難しい. そのため, 本製品の着用によって無意識的に姿勢調整が行われれば, 腰痛患者におけるこれらの問題を解決する手助けになるかもしれない. さらに, この補助ベルトは腰部を外側から脊柱方向へ牽引することによって, 胸腰筋膜を介して腹横筋や腹斜筋の伸張作用に働く可能性がある. すなわち, 側腹壁から前腹壁に横走・斜走する筋組織に適度な張りをもたらし, 長さ-力関係に由来する効果的な筋収縮を可能にすると考えられる. これらの腹筋群は脊柱安定性や姿勢保持に重要な機能を有していることから, これらが賦活化されることによって体幹の姿勢制御の改善が期待される.

以上のことから, 新製品が腰椎の生理的前彎の保持と体幹筋の生理学的促通効果を促すことによって, 腰部の機能的安定性が得られるのではないかと考えた.

目的

今回の実験では, 新型腰部ベルトの機能的な効果を探るべく, 外乱に対する体幹筋の活動開始までの潜時や, 筋疲労課題後の身体重心の動揺性(姿勢保持)といった側面から新型ベルトと従来型ベルトの効果を比較する.

実験 1：バックインパクトは姿勢保持筋の反応を促進するか？

方 法

A. 被験者

被験者は健常男子大学生 6 名（年齢 22.9 ± 3.8 歳，身長 170.1 ± 5.1 cm，体重 62.2 ± 5.8 kg）で，全例が大学体育学部に所属する者であった。

B. 実験の手順（Fig 1）

被験者の姿勢保持に外乱を与えるために右上肢挙上動作を行わせた（Hodges ら，1997）。被験者は前方 1m の光呈示ランプの前で安静立位を保ち，光の点灯に対して右上肢挙上 45 度を目安にできるだけ素早く挙上した。被験者はこの課題をサポートなし，バックインパクト，他社コルセットの 3 条件を各 10 回ずつ，計 30 回行った。条件の順序は被験者間でランダム化した。

C. 測定項目（筋電図）および測定方法

右上肢挙上課題中の身体右側の腹横筋-内腹斜筋（TrA-IO：Transversus abdominis-internal oblique），外腹斜筋（EO：External oblique），および脊柱起立筋（ES：Erector spinae）の活動電位を導出した。電極貼付部を除毛しアルコール綿で拭拭した後，サンドペーパーで擦り電極間皮膚抵抗を落とした。2 個の表面電極（銀-塩化銀，直径 5mm）を電極間距離 2cm にて両面粘着カラーを用いて固定して貼付した。貼付部位は，TrA-IO が上前腸骨棘から約 2cm 内下方（Kulas, Schmitz, Shultz, Henning, & Perrin, 2006），EO が臍の高さと前腋窩線との交点，ES が第 3 腰椎棘突起より約 3cm 外側とした（Fig2）。本研究での TrA-IO の貼付部位は，解剖学的に腹横筋と内腹斜筋が融合しており，また外腹斜筋に覆われていない部位として表面筋電図から導出可能とされている（Marshall & Murphy, 2003; McGill, Juker, & Kropf, 1996）。導出した筋電図信号（EMG）は生体アンプ（AB-621G，日本光電社製）を用いて時定数 0.03 秒，高域通過 1000Hz で増幅した。データを記録後，オフライン上にて帯域通過 10-500Hz で処理を行った。また，電子ゴニオメーターを肩関節に取り付け，上肢挙上動作の開始時点を同定した。これにより，上肢挙上動作開始から，体幹筋の活動開始までの潜時を計測した。



Fig1. 実験の様子

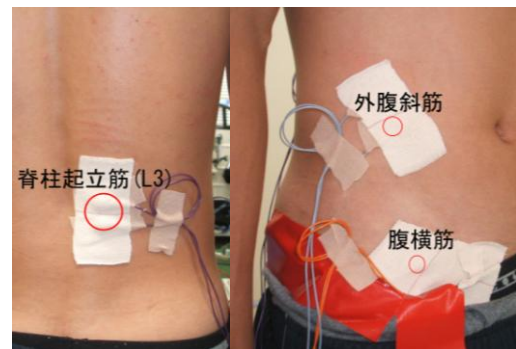


Fig2. 筋電図の貼付部位

D. 結果

上肢挙上動作開始から腹横筋の活動開始までの潜時について、サポーター無し、他社コルセット、バックインパクトの平均値を図1左に示した。バックインパクト着用時の腹横筋の筋活動開始時間は他の条件よりも早期化したため、サポーター無し条件を基準にした場合のサポーターあり条件の各被験者の反応潜時に関して(図1右)、フリードマン検定を用いて各条件を比較した。その結果、3群間に有意な差が認められ ($\chi^2 = 6.3, p < .01$)、ウィルコクソンの符号付順位検定を行ったところ、他社コルセットとバックインパクトの間の筋活動開始時間に有意な差が認められた ($p < .05$)。一方、外腹斜筋と脊柱起立筋についてはいずれも各条件間で有意差を認めなかった。

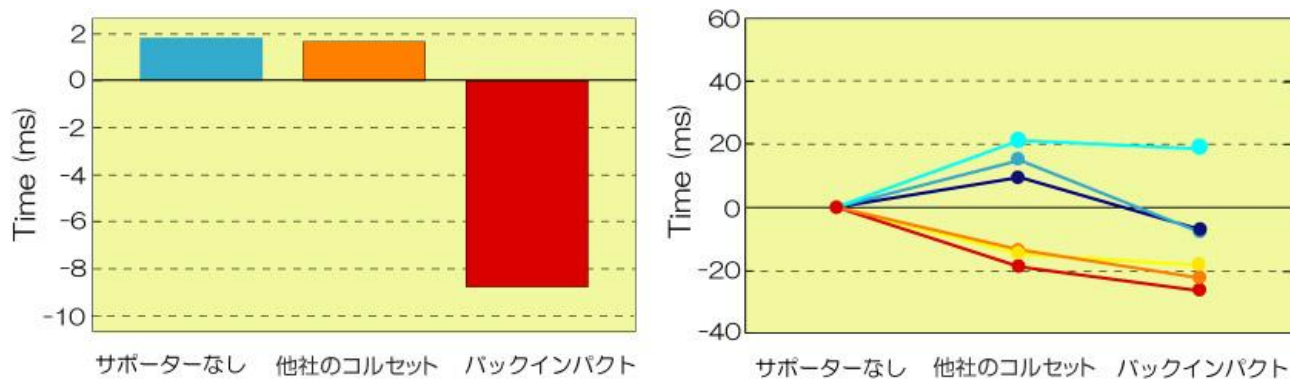


図1 平均反応潜時(挙上開始時間 - 腹横筋活動開始時間)とサポーターなし条件を基準にした場合の各被験者の腹横筋活動潜時

E. 考察

慢性腰痛者は受動的な外乱に対する脊柱の安定性確保が困難であるとされている(Panjabi, 1992; Oxland et al. 1992)。上肢挙上動作においては、上肢動作が開始される前に体幹筋の先行的な活動によって体幹を固定させることが要求されるが、慢性腰痛者では腹横筋が特異的に遅延していると報告されている(Hodges, 1996)。このことから腰部障害と腹横筋の機能不全とは密接な関係にあることが示唆されている(Henry and Hodges, 2007)。本実験では、その腹横筋活動開始時間がバックインパクトを着用することで早期化されたことから、バックインパクトが腹横筋の収縮に対して効果的に働いたと考えられる。筋腱複合体の直列構成体は緩んでいる時よりも伸張されている時の方が筋活動の潜時が短いことから(Muraoka, 2004)、本実験ではバックインパクトの補助ベルトによる牽引力が胸腰筋膜を介して腹横筋を伸張させたことによって活動開始時間が早期化したと推察される。この結果は健常人を対象としたものであるが、慢性腰痛者の腹横筋が特異的に遅延していることを考慮すると、バックインパクト着用による腹横筋活動の促進効果は非常に興味深い知見と考えられる。

.....

実験 2 : バックインパクトは姿勢保持筋のコーディネーションを促進するか？

.....

方 法

A. 被験者

被験者は健常男子大学生 6 名（年齢 22.9±3.8 歳，身長 170.1±5.1 cm，体重 62.2±5.8 kg）で，全例が大学体育学部に所属する者であった。

B. 実験の手順

まず地面反力計上で 30 秒間の閉眼閉脚立位をとり，安静時の重心動揺を測定する．その後，脊柱起立筋の疲労課題として，Biering-Sorensen (1984) が提案した体幹保持テスト (Trunk holding test) を用いて，下肢・骨盤を固定した状態で 2 分間の体幹水平保持を行った (Fig3)．その後，課題直後，5 分後，10 分後，15 分後でそれぞれ同様にして閉眼閉脚立位での重心動揺を測定した．本実験は筋疲労を伴う実験であるため，試行間で 3 日以上の間隔をあけて一日 1 試行ずつ，サポーター無し，他社コルセット，バックインパクトの 3 条件をランダム化して実施した。

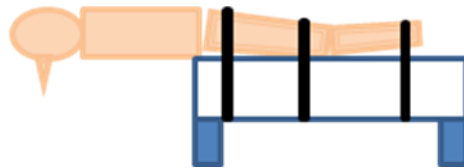


Fig3. 2 分間の体幹保持テスト

C. 測定項目（重心動揺）および測定方法

重心動揺の指標は，足圧中心 (COP: Center of pressure) の 10 秒間の移動距離を総軌跡長として求めた．測定には，地面反力計 (9286 型，Kistler 社製) を用い，XYZ の 3 軸方向への地面反力を計測した．地面反力データは 16 ビットの A/D 変換器 (Power-Lab/16s, AD Instruments 社製) を介して，分析ソフト (Chart 5.11, AD Instruments 社製) を用いて総軌跡長を算出した．式は以下の通りである．

$$\text{【式】: 総軌跡長} = \sqrt{\{(X_{i+1}-X_i)^2 + (Y_{i+1}-Y_i)^2\}}$$

$$X = (F_x \cdot a_z0 - M_y) / F_z \quad Y = (F_y \cdot a_z0 + M_x) / F_z$$

※X : 圧力中心店の X 座標

Y : 圧力中心店の Y 座標

F_x : 左右方向力(F_{x12}+F_{x34})

F_y : 前後方向力(F_{y14}+F_{y23})

F_z : 垂直方向力(F_{z1}+F_{z2}+F_{z3}+F_{z4})

M_x : X 軸回りのモーメント {b*(F_{z1}+F_{z2}- F_{z3}-F_{z4})}

M_y : Y 軸回りのモーメント {a*(-F_{z1}+F_{z2}+F_{z3}-F_{z4})}

a_{z0}=-22mm, a=175mm, b=275mm, (9286 型の場合)

D. 結果

図2には、体幹保持テスト直後の10秒間の重心動揺の軌跡を示した。この総軌跡長を6名の平均値(標準誤差)で表したグラフを図3に示す。体幹保持テストを行う前の安静立位の値を100%で正規化することで、日間変動によるバイアスを除去し、体幹保持テストによる疲労の影響について検討した。対応のある二要因分散分析の結果、交互作用が認められ($p < .10$)、Tukeyの多重比較の結果、15分後のバックインパクトと他の条件との間に単純主効果が認められた ($p < .10$)。

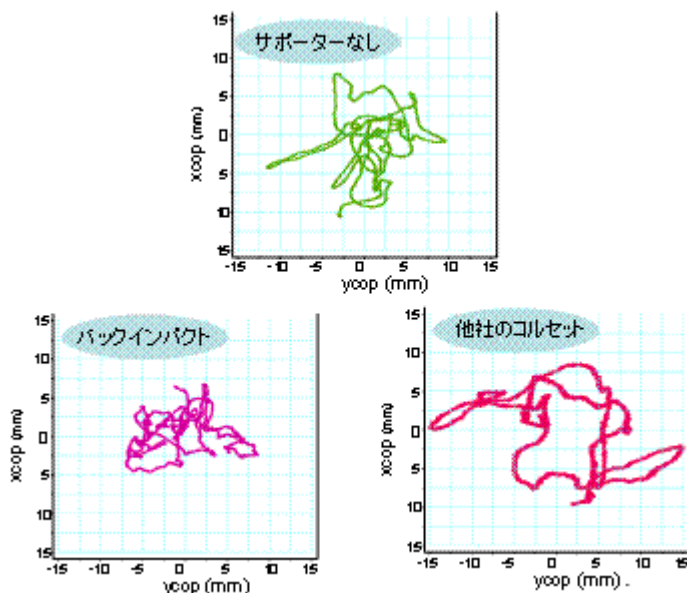


図2. 疲労課題直後の重心動揺の軌跡 (1例)

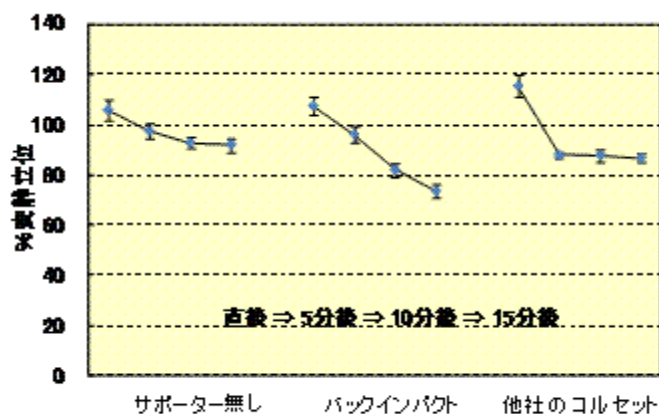


図3 重心動揺の総軌跡長の経時的変化

E. 考察

本実験では、2分間の体幹保持テストを行わせ腰部の疲労状態を作り、その後の重心動揺の経時的変化を検討した (Davidson et al, 2004). 一般的に腰部が疲労することで姿勢制御が低下すると報告されている (例えば, Vuillerme et al, 2002, 2006). これは筋疲労による固有受容器系の変化と中枢性の運動制御の変化によるものと考えられている (例えば, Taylor et al, 2000). また、これまでの腰部ベルトに関する先行研究によると、腰部ベルトが筋活動を補助することによって、脊柱起立筋の筋活動量が低下するという報告が多く見られる (例えば, Cholewicki, 1999, 2004).

実験の結果、交互作用が認められ、15分後においてバックインパクトが他の条件よりも有意に低値を示したことから、サポーター着用が重心動揺の経時的変化に影響を及ぼしたといえる。このことは、筋疲労によって低下した姿勢制御筋の機能をサポーターが補助したためといえる。また、体幹保持テスト中の筋活動をサポーターが補助することによって筋疲労が軽減され、重心動揺の総軌跡長が小さくなった可能性がある。