

## コルセットの効果の運動力学評価

### Kinetic Evaluation of the Effect of Medical Corsets

張 喆 (首都大) 長谷 和徳 (首都大)

Zhe ZHANG, Tokyo Metropolitan University  
Kazunori HASE, Tokyo Metropolitan University

**Abstract:** A medical corset (lumbar brace) is used to reduce the burden on the waist by increasing the abdominal pressure. The purpose of this study was to quantitatively evaluate the differences in three types of corsets, and to clarify mechanical relationship between the configuration and effect of corsets. In the experiment, a subject wore the corset, and the electromyogram (EMG), contact pressure, and slippage between the corset and the trunk were collected by motion capture systems. It was discussed that mechanical properties such as stiffness and size of the corset influenced on the muscle load and fitting of the corset.

**Key Words:** Biomechanics, Rehabilitation Engineering, Musculoskeletal System, Motion Capture System, Electromyogram (EMG), Pressure Sensor

### 1. 結 言

医療用コルセットは腰痛などの治療や予防に用いられる。すなわち、コルセットにより腹圧が上昇することで腹壁が強化され、腰への負担が軽減される。また、コルセットには腹筋と背筋の役割を補う働きがあり、椎間板にかかる衝撃をやわらげ、痛みを軽減する効果がある。これまでも、コルセットの効果について、工学的ならびに医学的な評価が行われている<sup>(1)(2)</sup>が、臨床の現場での評価を想定しているため、簡素な実験条件に限定されていたり、定性的な評価が主となっている研究例が多い。本研究では、筋電計、圧力センサとモーションキャプチャ装置を用い、これらの同期計測を行うことで、コルセット装着時の身体の力学的負担をより詳細に定量評価することを目的とする。さらに、複数のコルセット製品を運動力学的観点より定量的に比較し、その相違を明らかにすることで、コルセットの機能と効果との関係について検討し、より治療予防効果の高いコルセットの開発の指針を得ることを目指す。

### 2. 実 験

本実験では健康成人1名(男性, 23歳, 身長177cm, 体重58kg)を被験者として、図1に示す3種類のコルセットを装着させた。コルセットAは標準的なもののひとつであり、その特徴として、(1)比較的大きな形状であること、(2)腰部を構造的に支持する支柱が4本取り付けてあるが、全体的に柔軟である、などの特徴を有する。コルセットBは、これに対して、(1)比較的小型の形状であり、特に腹部を覆う部分の幅が狭くなっていること、(2)腰部を構造的に支持するため剛性の高い支柱が4本取り付けあること、(3)コルセットのズレの防止のため、骨盤下部に骨盤ベルトを装着するようになっている、などが特徴となっている。また、コルセットCはコルセットBと同様であるが、骨盤ベルトを省略し、他のコルセットと同様に腹部・腰部周りのみを支持するようになっているものである。

計測装置として、モーションキャプチャ装置(Motion Analysis社, MAC3D System)、筋電計(S&ME社, BioLog, DL-141)、ならびに圧力センサ(ニッタ, FlexiForce)を用いた。モーションキャプチャでは反射式マーカーをコルセット上に2点、足関節、膝関節2点、大転子、体幹2点の合計8点、装着し、その動きを専用カメラ4台で3次元計

測した。筋電センサは合計3チャンネル使用し、脊柱起立筋、腹直筋、外腹斜筋<sup>(3)</sup>の筋電位(EMG)を測定した。圧力センサ4つ使用し、図2に示す腹部の位置に装着し、コルセットを装着した際の、コルセットと身体皮膚表面間の接触圧(実際には力)を測定した。筋電センサ、圧力センサからの信号はアナログ出力箱(S&ME社, BioLog, DL-720)を介して、アナログ信号とし、モーションキャプチャ装置に付随するA/D変換器によりPCに取り込んだ。モーションキャプチャの動作データは60Hz、筋電位と圧力センサ信号は1200Hzで測定を行った。

身体動作としては以下の3種類を行わせた。

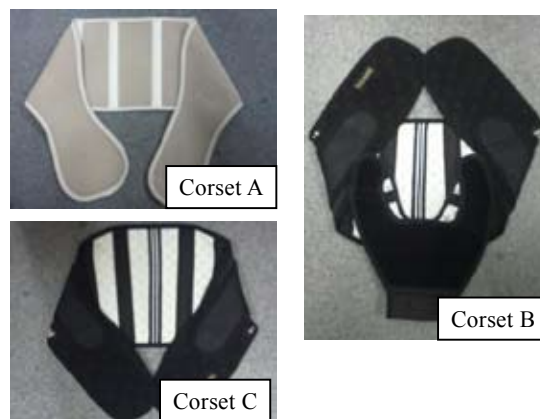


Fig.1 Medical corsets used in this study

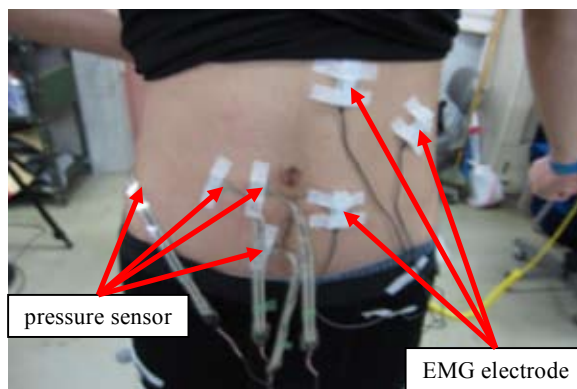


Fig.2 Positions of EMG electrodes and pressure sensors

(1)上体の回旋：立位の状態で，上体を左右にひねる動作を行わせた．動作の速度はメトロノームを用いて4秒の周期で行うように統制を取った．

(2)立位から座位への繰り返し動作：立位の状態から着座し，再び立位の状態に戻る運動を，5秒周期で行わせた．

(3)錘の持ち上げ動作：立位の状態から，身体を屈曲させ，床面に置かれた5kgの錘の入った箱を両手で持ち，再び立位の状態まで持ち上げる．

以上の動作を3種類のコルセットを装着して実施し，その際の動作，EMG，圧力信号の計測を行った．各動作は上記のようにメトロノームなどを使って同じ周期で行わせるようにした．また，コルセットを装着する際には圧力センサの圧力をモニタリングし，装着時の圧力が基準範囲内に収まるように統制を取った．

### 3. 評価方法

動作を行った際にコルセットが身体に対して移動してしまうズレ量をモーションキャプチャ装置から得られたマーカー位置座標より測定した．すなわち，運動実施の前後において身体に装着されたマーカーとコルセット上のマーカーの距離を算出し，これによりコルセットのズレ量を求めた．

EMG信号は以下の手順でデータ処理を行った：(1)遮断周波数10Hzのハイパスフィルタ，(2)全波整流，(3)遮断周波数500Hzのローパスフィルタ，(4)ダウンサンプリング，(5)時間積分．以上の方法により，平滑化筋電波形ならびに積分筋電(IEMG)を求め，各筋の筋負担を評価した<sup>(4)(5)</sup>．

圧力センサからの出力信号は別途キャリブレーションを行って得られた較正係数を用いて，力の情報に換算した．なお，ここでは，接触圧力ではなく，接触力を求めるようにした．

### 4. 解析結果と考察

まず，上体回旋，立ち座り，錘の持ち上げ動作のそれぞれについて，身体に装着したマーカーの軌跡を3種類のコルセットを装着した場合で比較し，どのコルセットを装着した場合でもほぼ同じ動作をしていることを確認した．よって，EMGなどの筋負担の相違は動作の相違ではなく，装着したコルセットの相違に起因するものであると考えた．

図3に3種類の動作時のEMGの中で最も特徴的な変化を示した筋に関する平滑EMG波形を示す．すなわち，上体回旋動作については腹直筋，立ち座り動作と錘の持ち上げ動作に関しては脊柱起立筋のEMG波形を示す．横軸は各動作1周期で基準化して表示してある．すなわち，回旋動作については，回旋していない状態を時刻ゼロとし，そこから右，左の順に上体をひねり，再び元の位置に戻るまでが回旋動作の1周期とした．立ち座り動作については，立位の状態を時刻ゼロとし，そこから着座し，再び立位の状態に戻るまでを1周期とした．錘の持ち上げ動作では，立位の状態を時刻ゼロとし，錘を持ち，再び立位の状態に戻るまでを1周期とした．

上体回旋や立ち座り動作時のEMG波形を見るとコルセットAを用いた場合のEMGが他のコルセットを用いた場合と比較して小さくなる傾向があることがわかった．錘の持ち上げ動作ではコルセットCのEMGが大きくなる傾向が見られたが，波形パターンの再現性が低く，必ずしも精度良い計測が行われなかったと考えられた．

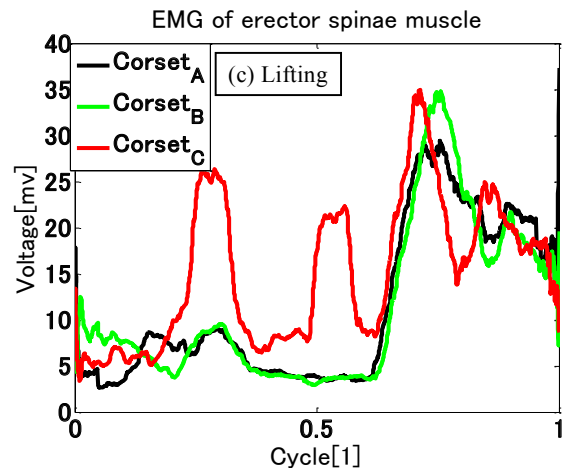
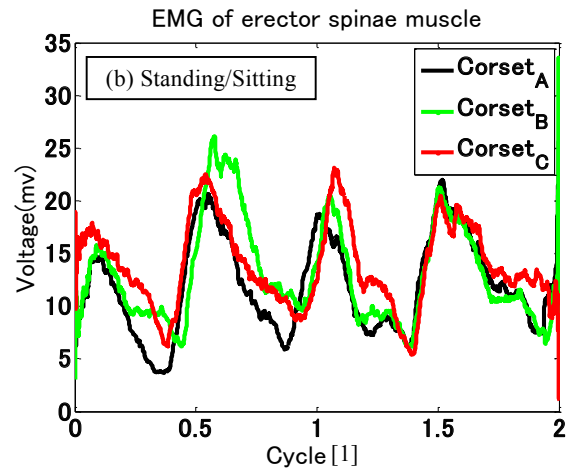
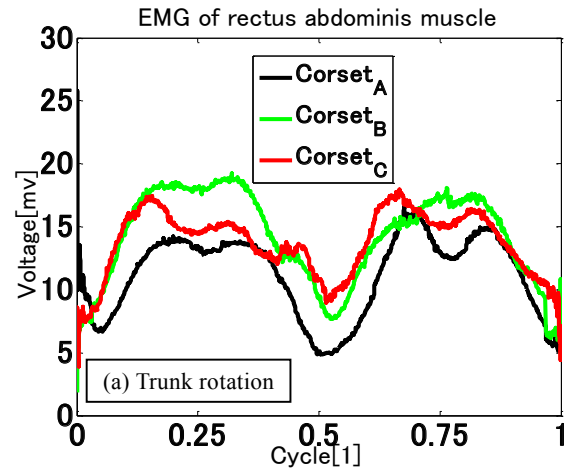
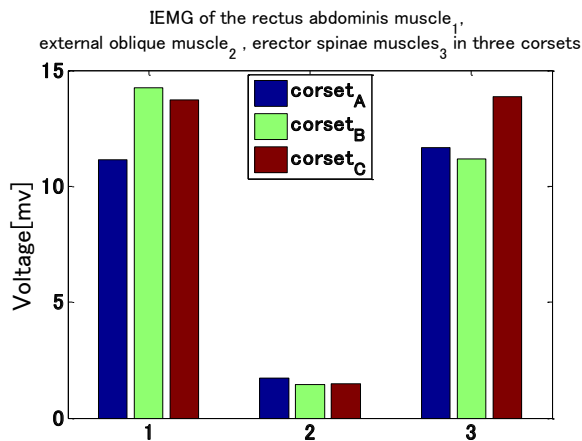


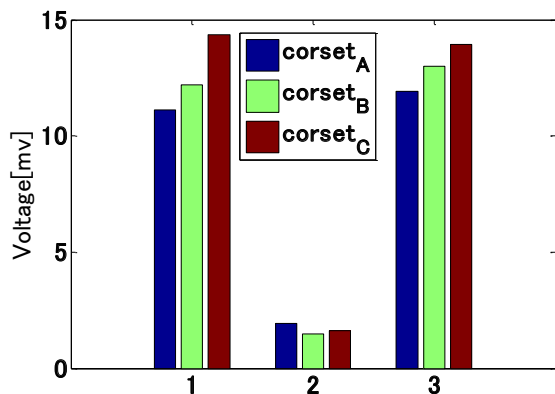
Fig.3 Smoothed EMG patterns

筋負担の相違を明確化するため，動作1周期内における腹直筋，外腹斜筋，脊柱起立筋の筋電積分値(IEMG)の比較を行った(図4)．これらより，上体回旋や立ち座り動作ではコルセットAでの筋負担が小さくなる傾向が示された．錘の持ち上げ動作では同じ傾向は示されなかったが，図3(c)に示すように錘の持ち上げ動作ではコルセットを変えた場合のEMG波形のパターンの類似性が低かったことから，計測の妥当性に問題があると考えられた．

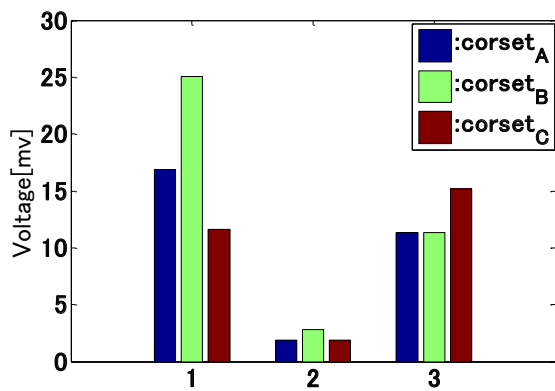
図5は立ち座り動作の実施前後における各コルセットの



(a) Trunk rotation



(b) Standing/Sitting



(c) Lifting

Fig.4 Comparison of IEMGs

ズレ量に対応するマーカー間距離の変化量を示す。横軸は時間であり、動作実施前後1秒間における変動を重ねて表示してある。青の横線は平均値を、赤の縦の線分は動作実施前後の二つの波形における最大値と最小値の幅をそれぞれ示している。これより、呼吸の影響などにより、コルセットには微小にズレが生じているが、平均値の運動実施前後の相違を見ると、特にコルセットAにおいて顕著なズレ量が生じていることがわかる。図6に各コルセットにおける運動実施前後1秒間におけるズレ量の幅(図中に青で示された

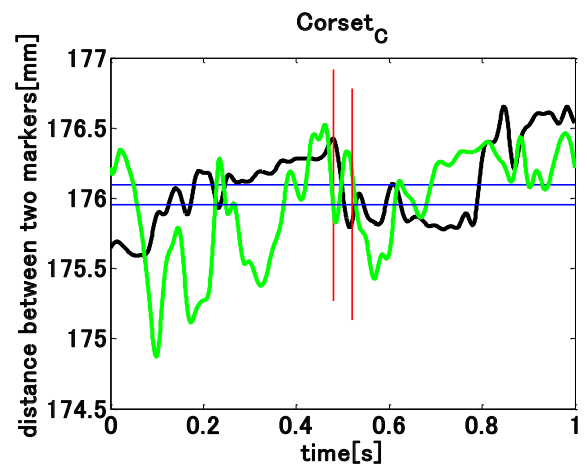
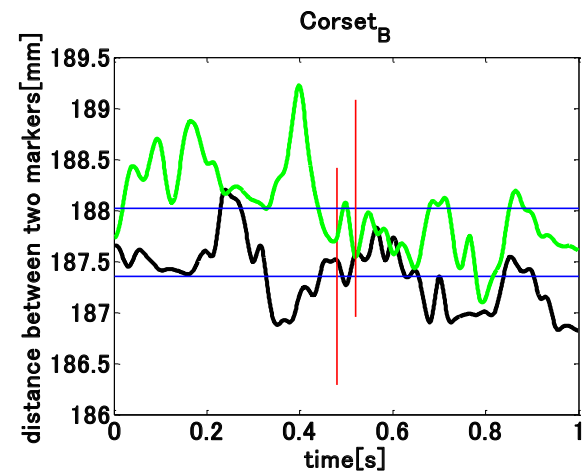
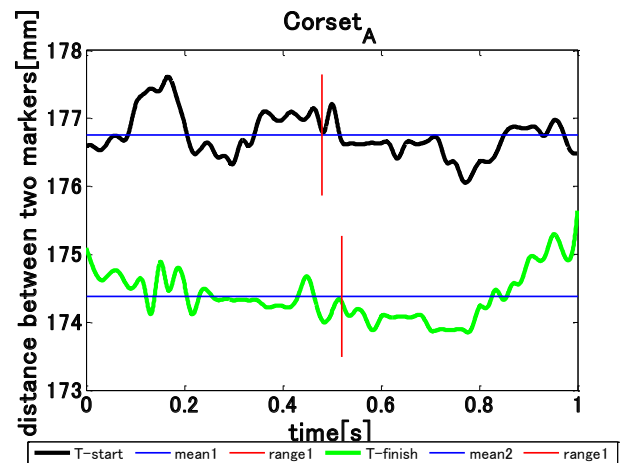


Fig.5 Changes in slippages between the corset and the trunk

グラフI)と運動実施前後の平均ズレ量の差(図中に赤で示されたグラフII)とを表す。この図からもコルセットAで顕著なズレが生じていることが示された。コルセットBとCを比較すれば、CのほうがグラフIIで表される平均ズレ量は小さいが、その差異はグラフIで表される呼吸などによる変動幅よりも小さいため、有意な差ではないと考えられる。

図7は上体回旋の動作時における腹直筋上に装着した圧力センサの出力波形である。動作中の接触圧力(力)の変動より、装着感に関連する指標の取得を期待したが、信号

出力が計測レンジの上限を超える場合があり、正確なデータを取得することができなくなった。ただし、動作に対応した力の変動波形は概ね得られており、接触力の大きさやその変動幅によって腹部に生じる圧迫感、不快感に対応する指標を得られる可能性が示唆された。

以上の結果をコルセットの機能形状と対比して、検討する。図3(a)(b)、図4(a)(b)に示した結果などより、コルセットAは他のコルセットと比較して、筋負担の軽減効果が高いと考えられる。コルセットAはコルセットB、Cと比較して、柔軟性があり、面積が大きいものであった。コルセットB,Cでは背面部に剛性の高い支柱を複数本配置し、構造的に腰部を支持し、筋負担の軽減を狙った構造になっていたが、必ずしもその効果を確認することはできなかった。これらより、コルセットの剛性を高めるよりも、柔軟であっても、広い面積で腹部を圧迫し、腹圧をあげるような形態にするほうが筋負担の軽減に寄与すると考えられた。

一方、コルセットのズレ量の評価においては、図5,6に示すようにコルセットB,Cのほうがズレ量は少なかった。これはコルセットB,Cのほうが接触する面積が小さいので、身体の動きにうまく追従できたためと考えられる。一方、接触面積が大きいコルセットAでは身体皮膚の動きとコルセット間の動きの差異が大きく、その結果、コルセットがずれやすくなったと考えられる。もちろん、素材の違いによる摩擦抵抗の相違の影響も考えられるが、その点は現時点では未検討である。また、コルセットBはズレを防止する効果を狙った股下を通る骨盤ベルトを追加したものであったが、その効果を必ずしも確認することはできなかった。

## 5. 結 言

本研究では、圧力センサ、筋電計、モーションキャプチャカメラを同期計測することで、コルセット装着時における筋負担、コルセットのズレ量を定量的に評価し、コルセットの力学的構造と効果との関係について検討した。

今回の実験では被験者数が1名と少なく、個人差の影響などが考慮できていない。今後は被験者数を増やして同様の実験を追加して行い、さらなる検証を進める予定である。

### 参考文献

- (1) 伊藤俊一, 菊本東陽, 白土修, 腰椎コルセットの効果に関する筋電図学的検討, 理学療法, Vol. 23, 学会特別号 (第31愛知), p. 46, 1996.
- (2) 棚瀬嘉宏, 平田総一郎, 水野耕作, 体幹前屈運動の運動学および筋電図額の研究: 腰椎コルセットの効果について, リハビリテーション医学, Vol. 37, pp. 33-38, 2000.
- (3) 坂井建雄, 松村譲児 (監訳), プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論・運動器官系, 第2版, 医学書院, pp.154-155, 2011.
- (4) 木塚朝博, 増田正, 佐渡山重兵, バイオメカニズム・ライブラリー 表面筋電図, 東京電機大学出版局, pp. 17-18, 2006.
- (5) 山本澄子, 赤沢堅三, 六馬信之, 江原義弘, pandy M.G., 合同セミナー第四回, 筋の力学モデルと筋張力推定テキスト, 日本バイオメカニクス学会, 日本臨床バイオメカニクス学会, バイオメカニクス学会臨床歩行分析懇談会, pp.33-57, 1994.

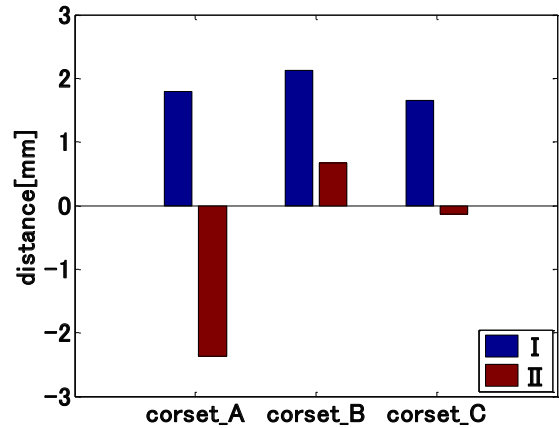


Fig.6 Evaluation of slippage between the corset and the trunk

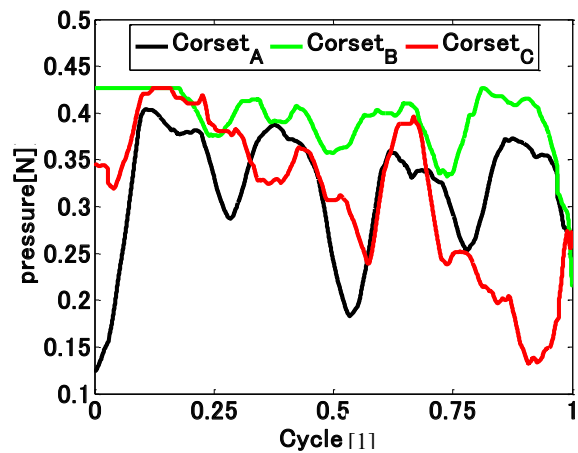


Fig.7 Changes in contact pressures