

筋負担軽減タイプ股関節サポータの開発

製品科学課 中橋美幸

生産システム課 金丸亮二

1. 緒言

厚労働省によると、2015年の日本人平均寿命は、男性が80.75歳、女性が86.99歳であり、日本は男女ともに「人生80年時代」を超える世界有数の長寿国である。しかしながら、平均寿命と健康寿命との差、すなわち「不健康な期間」をできるだけ短縮することが日本に課せられた重要な課題である。衣料分野においても、高齢者の健康な衣生活を支援するための様々な製品開発への取り組みが切望されている。

加齢に伴う筋、骨、関節等の変化により、特に、下肢における筋量・筋力の低下が顕著にみられる高齢者にとって、歩行運動能力の維持・向上は健康寿命を延伸させるために必要不可欠である。高齢者の歩行運動に伴う筋負担を軽減できる機能をもつサポータやタイツ等の設計・開発が急務である。

本研究では、股関節動作に関連する筋群への負担を軽減し、歩行運動を支援できる機能をもつ股関節サポータを開発することを最終目標とした。股関節角度および筋電図等の測定により、股関節サポータの基本構造について検討を行った。

2. 実験方法

2.1 被験者および試料

被験者の身体的特徴を表1に示す。年齢グループM、Eともに2名ずつの計4名の被験者については、年代別の体型の全国平均値とほぼ同程度であった。

表1 被験者の身体的特徴

グループ	年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	体脂肪率 (%)
M	62.0±1.4	156.9±7.1	53.6±0.6	27.0±7.8
E	80.0±4.2	147.5±2.4	57.0±3.7	29.8±2.1

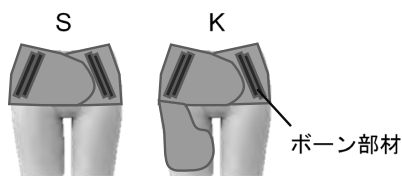


図1 実験用サポータの構造

試料として、図1に示す実験用サポータ2種を用いた。試料Sは、胴部ベルトに股関節の動きを拘束しないような柔らかい素材からなるボーン部材を腹部の腸腰筋と腰部～臀部の大臀筋に沿って設置したものである。試料Kは、Sと同様の胴部ベルトと、さらに大腿部ベルトを巻くタイプである。これらを被験者に着用させ、エアバック式衣服圧測定装置（株AMI 製）により測定した衣服圧分

布を図2に示す。両者は、立位では1～2kPa間で同様の衣服圧分布をもつものの、座位では、②③で試料間の差が大きくなった。立位から椅座位へと姿勢変化に伴って身体周径寸法が増大することにより、試料Sの腸骨付近、臀部で、試料Kの大腿部で衣服圧が約3kPaまで高くなることがわかった。このような特徴をもつ実験用サポータを着用した場合と、サポータ類を着用していない場合をコントロール（C）として実験を行った。

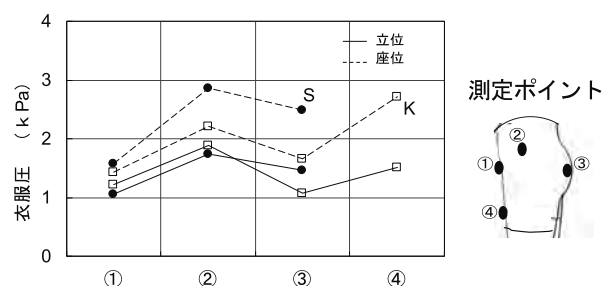


図2 実験用サポータの衣服圧分布

2.2 実験方法

23℃50%RHの中温域環境の実験室内において、被験者は、長袖Tシャツとルーズなハーフパンツ、スニーカーソックス、履きなれている靴を着用した。実験動作は、一定リズムでの立位と座位の往復運動10回、歩行運動（往復5m）3回とした。各動作時における股関節角度と股関節の屈曲・伸展に関わる筋の活動電位（大腿直筋：RF、外側広筋：VL、大腿二頭筋：BF）を測定した。

3. 結果および考察

3.1 股関節角度への影響

図3は、2軸の関節角度計（株DKH 製）を用いて、各被験者の立位時における股関節角度を約180°に設定し、椅座位から立位へ立ちあがる動作に伴う股関節の角度変化を測定した結果である。約1秒間で立ち上がる動作を行った場合、コントロール時に比べて、実験用サポータ

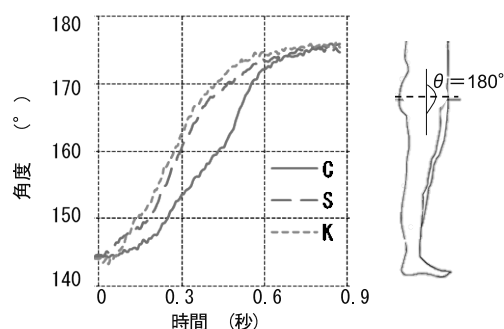


図3 立つ動作に伴う股関節角度の変化（一例）

着用時に立ち上がる速度がやや速くなる傾向がみられた。このことについては、どの被験者においても同様の傾向がみられたものの、試料間の差や年齢による差は確認できなかった。また、椅子に座る動作では、どの被験者もコントロール時と実験用サポータ着用時の股関節角度の変化挙動はほぼ同様であり、サポータ着用による影響はみられなかった。

3.2 立つ動作における筋電位への影響

得られた筋電図 (EMG) の生波形に対して、全波整流を行った後に筋電図の積分値 (IEMG) を算出し、これらを各活動筋の仕事量として検討した。図 4 に、コントロール時および実験用サポータ着用時に立つ動作を行ったときの IEMG を示す。図から、椅座位から立つ動作においては、どちらのグループも主動筋である大腿直筋 RF の仕事量が多いことがわかる。グループ M (60 歳代) では、IEMG が $C > S > K$ の順となり、コントロール時に比べて、胴部ベルト・大腿部ベルトのある試料 K 着用時に筋仕事量が最も減少する傾向がみられた。これに対して、グループ E (80 歳代) の IEMG は、コントロール時よりも実験用サポータ着用時にやや大きくなる傾向がみられた。しかしながら、グループ E の 2 名においては、ともに「立ちやすい」との自己申告があったことから、今回は測定できなかった筋、例えば、ボーン部材付近のインナーマッスルの筋仕事量が小さくなった可能性もあるのではないかと考えられた。また、椅子に座る動作においては、両グループともに大腿直筋 RF の IEMG が 1/2 以下であり、筋仕事量が小さく、実験用サポータ着用による影響が明確ではなかった。

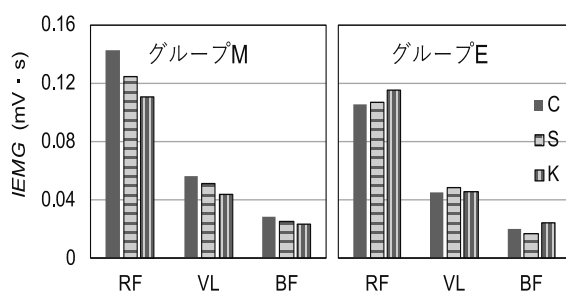


図 4 立つ動作時の積分筋電図 IEMG

3.3 歩行運動時の筋電位への影響

歩行運動時の各筋の筋電図積分値 IEMG を算出した後、コントロール時を基準として、各実験用サポータ着用時における変化率 $\Delta IEMG$ を年代別に求めた (図 5)。グループ M (60 歳代) では、試料 S、K ともに実験用サポータ着用時の各筋の仕事量が減少する傾向を示し、筋負担の軽減効果は試料 S より大腿部ベルトのある試料 K でやや大きかった。これに対して、グループ E (80 歳代) では、試料 K で筋仕事量の減少傾向がみられたものの、試料 S では逆に筋負担が増大する傾向がみられた。このことから、筋力低下の大きい高齢者においては、腸骨付近～臀部における周方向の圧迫強度が高いほど、股関節の動きを拘束し、歩行運動等に伴う活動筋にマイナスの影響を与える可能性のあることが示唆された。

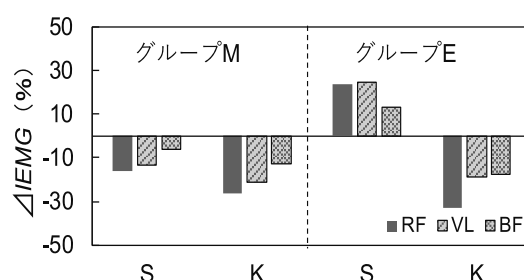


図 5 歩行時の積分筋電図の変化率 $\Delta IEMG$

4. 結言

本研究では、筋機能低下を伴う高齢者にとって日常動作や歩行運動等に伴う活動筋の負担を軽減できる股関節サポータを開発することを最終目標として実験を行った。構造の異なる 2 種の実験用サポータを着用したときの股関節角度、筋電図への影響を検討した。その結果、実験用の股関節サポータ着用により、椅子から立ち上がる動作の速度が非着用に比べてやや速くなることがわかった。また、このときの大腿部における活動筋は、胴部ベルトのみの場合より、胴部ベルトと大腿部ベルトのある実験用サポータ着用の場合で、効率よく仕事ができることがわかった。特に、高齢者においては、胴部ベルトと大腿部ベルトのある実験用サポータ着用により歩行時の活動筋負担も軽減できることがわかった。今後は、股関節サポータの具体的な被服面積、圧迫強度、ボーン部材の曲げ剛性等についても明確化し、製品化を目指して研究を進めていきたい。

キーワード：股関節、筋活動、サポータ、筋電図、関節角度

Development of Supporter around the Hip Joint with the Function Considering Muscle Load

Product Development Section; Miyuki NAKAHASHI, Product Technology Section; Ryoji KANAMARU

To develop comfortable supporter that can reduce the muscle load while walking, we clarified the effect of supporter wearing on muscular activities using electromyogram and joint angle analysis in this preliminary study. As the results, the wearing of a supporter with the belts of hip and thigh reduced the load of the rectus femoris muscle, vastus lateralis muscle and biceps femoris muscle. The effect was more marked during standing-up and walking.