表面筋電位計測のための膝サポータの試作と評価

○井上 剛（大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部）

衣川 隼貴（大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部）

Prototype and evaluation of knee supporter for measuring surface myoelectric potential

Tsuyoshi INOUE (Osaka Institute of Technology, Faculty of Robotics and Design)

Hayaki KINUGAWA (Osaka Institute of Technology, Faculty of Robotics and Design)

1. はじめに

筋を活動させようとする、筋線維では活動電位が発生し、筋の両端に向かって伝搬していく。この活動電位を筋電位といい、様々な分野で応用されている。筋電位の計測は、一般的に筋繊維方向に配置した2つの電極間の電位差を計測する双極誘導法を用いる¹⁾。電極の種類として最も多く用いられるのがディスプレイ電極である。しかし、ディスプレイ電極を使った従来の計測方法では、計測のたびに新しい電極が必要であることや電極を貼付する位置を決定するには筋の位置に関する知識が必要である。さらに個人により筋の大きさは異なるため、実際の計測では筋の位置の知識を持つ計測者が計測対象者の筋の位置を確認した後に電極を貼付することが多い。

これらの課題を解決するため、伝導インクを用いた熱圧着シートの電極をコンプレッションパンツに圧着したウェアが提案されている²⁾。本ウェアには、利用者は筋の位置の知識を持つ必要はなく、使い捨ての電極を利用する必要もないという利点がある。しかしながら、ウェアの電極位置は事前の計測結果に基づいて決定されており、汎用性に乏しい。そこで本研究では、多くの人が利用可能な筋電計測ウェアを実現することを目的とする。本稿では、超音波計測装置を用いた複数人の内側広筋の位置調査の結果に基づいて電極位置を決定し、作成した筋電計測用膝サポータ（以後単にサポータと記述）について述べる。

2. 内側広筋の位置計測

2.1 計測方法

汎用的な内側広筋の計測電極位置を調べるため、18人の実験協力者に対して右足の内側広筋の位置計測を行った。実験協力者の平均身長は172.2cm、平均体重は64.4kgである。実験協力者には研究の趣旨を説明し、同意を得て計測を実施した。本実験は大阪工業大学ライフサイエンス実験倫理委員

会の承認を経て実施した（承認番号2019-4）。

まず膝蓋骨上部の中心から上前腸骨棘に向かう14.0cmの基準線を引き、2.0cmおきの8箇所印をつけた。次に印をつけた箇所において超音波計測器（GEヘルスケア・ジャパン社製のVscan）を基準線と垂直方向にスライドして計測を行い内側広筋の表在位置に印をつけた。図1に計測時の様子と測結果の一例を示す。図1に示すように、内側広筋は常に皮膚の直下にあるわけではないため、その表在位置の定義が必要である。基準線から内側に向けては基準線から離れるほど皮膚と内側広筋の間の脂肪の量が増える。そこで本研究では、皮膚と内側広筋の間の脂肪の厚みが0.5cmとなる位置を内側広筋の表在位置と定義した。一方、基準線から外側に向けては基準線から離れるほど皮膚と内側広筋の間の大腿直筋の量が増える。そこで、内側広筋と皮膚の間に大腿直筋が存在し始める位置を内側広筋の表在位置と定義した。なお、上記両表在位置の幅を以降筋幅と記載する。

図1 内側広筋の計測と計測結果の一例

2.2 計測結果

18人の表在位置の計測結果の平均値を求め、2次元座標平面上にプロットした結果を図2に示す。また、同図に最も筋幅が小さい実験協力者の結果も示す。なお、2次元平面の座標は膝蓋骨上部の中心を原点とし、上前腸骨棘に向かう向きを正として長軸を、長軸に垂直に内側に向かう向きを正として短軸を定義した。図2より、内側広筋の筋幅は長軸値2.0cmの位置から大きくなり、6.0cmか

図2 内側広筋の表在位置計測結果

ら上に行くにつれて小さくなっていることがわかる。そこで、最も筋幅が大きい長軸値6.0cmにおける筋幅の中心平均値である短軸値4.5cmの位置を2つの電極間の中心位置に決定した。

3. 電極付きサポータの試作と評価

3.1 電極付きサポータの試作

電極付きサポータは、市販品の膝サポータであるピップ社の薄型圧迫固定サポータ(ProFits)に電極を装着して試作した。本サポータは膝の部位に穴があるため、穴に膝を合わせてサポータを装着することで同じ位置にサポータを装着できると考えた。電極は円形の導電性布(3M社製)と導電性ゴム(NOK社製)をスナップボタンに貼り付けた2種類の電極を試作した。なお、それぞれの電極の直径は約20mm及び16mmである。この電極を先に決定した電極間中心位置の上下1.0cmに中心が位置するようサポータに配置した。

3.2 起立動作時の計測実験

試作したサポータを用いた起立動作時の筋電位を計測する実験を行った。実験協力者は20代男性1人である。実験協力者は試作サポータ及び計測用の生体電位センサ²⁾を装着して4秒おきに起立・着座動作を5回繰り返した。生体電位センサは筋電位を1024Hz、加速度、角速度及び接触インピーダンスを256Hzのサンプリング周波数で計測可能である。

起立時の筋電位の計測の結果、導電性布を用いた電極はインピーダンスが高く、また変動も大きいため正しい計測結果を得ることができなかった。一方、導電性ゴムを用いた電極を用いた電極は膝角度が大きくなると接触

インピーダンスが高くなり変化した。そこで、サポータの上から電極部を伸縮性バンドで強く固定したところ、接触インピーダンスが下がりノイズの少ない筋電位波形が得られた。

3.3 サポータの改良および計測実験

前節の実験結果を受けて、より電極が皮膚に接触するようにゴム電極の厚みを約1mmから約4mmに変更したサポータを試作した。改良したサポータを用いて20代男性2人の実験協力者に対して前節と同じ起立動作時の計測実験を行った。計測結果の一例を図3に示す。改良したサポータでは接触インピーダンスは一定値で低く、波形にも大きなノイズの重畳や歪が生じないことを確認した。

図3 試作サポータを用いた計測結果の一例

4. おわりに

本稿では装着するだけで計測できる汎用的な筋電計測ウェアの実現を目指し、内側広筋の筋電位が計測可能な膝サポータの試作を行った。電極位置は超音波計測装置を用いた18人の実験協力者の位置計測結果に基づき決定し、電極はゴム電極をより皮膚に接触するように改良した。その結果起立動作時の筋電計測が行えることを確認した。

今後はより多くの実験協力者で評価を行うとともに、動きの大きさや速さによる計測への影響を確認し、必要に応じて改良を行う予定である。

参考文献

- 1) 中村 英夫：“いまさら聞けない生体計測1 (筋電)”，生体医工学，Vol. 57, No. 4-5, pp. 149-157, 2019.
- 2) 井上 剛他：“筋電計測ウェアを用いたペダリング運動向け筋活動可視化システムの開発”，ヒューマンインタフェースシンポジウム2018論文集，pp. 616-619, 2018.