

肩の筋疲労測定を用いた姿勢改善支援システムの検討

馬場 南実^{1,a)} 嵯峨 智² 志築 文太郎² 高橋 伸²

概要: これまでに、姿勢改善を支援するシステムがいくつか提案されてきた。しかし、これらのシステムは背中や腰の曲がり具合等、姿勢の状態のみをユーザに提示しており、ユーザの身体へかかっている負担に関する情報は提示していない。そこで我々は、姿勢に加え、肩の筋疲労の状態を提示する姿勢改善支援システムを検討する。ユーザの両肩に設置した筋電位センサにより僧帽筋の表面筋電位を計測し、その計測値に基づき肩の筋疲労を推定する。我々は、表面筋電位計測において筋電位センサ設置位置の違いが計測結果に与える影響、そして表面筋電位に基づく筋疲労推定と実際にユーザが感じる疲労感との関係を調査した。その結果より、姿勢改善支援システムにおける、表面筋電位に基づく筋疲労推定の有用性を評価した。

1. はじめに

肩こりは、後頭下部から肩関節部にかけての不快感、違和感、鈍痛等を指す症状であり、平成 25 年の国民生活基礎調査の結果において、国民が訴える症状の第 2 位である [1]。肩こりは、肩の筋肉である僧帽筋が疲労し、緊張やこりが生じている状態である。また、姿勢の悪化は肩こりを引き起こす一因として挙げられるため、肩こり解消において適切な姿勢を維持することは重要である [2]。

これまでに、ユーザの姿勢改善を支援するシステムがいくつか提案されてきた [3-9]。しかし、これらのシステムは背中や腰の曲がり具合等、姿勢の状態のみをユーザに提示することにより、姿勢改善を促している。つまり、姿勢改善により解消したい対象である肩こりに関する情報は提示していない。

そこで我々は、姿勢に加え、ユーザの肩の筋疲労の状態を提示する姿勢改善支援システムを検討する。本システムは、両肩に設置した筋電位センサにより僧帽筋の表面筋電位を計測し、その計測値に基づき肩の筋疲労を推定する。また、姿勢の推定は、Khurana ら [3] が提案している、首に設置した加速度センサにより首の傾きを計測する方法を用いて行う。そして、推定された肩の筋疲労および姿勢の状態をユーザに提示することにより、姿勢改善を促す。本システムは、日常的にユーザに使用してもらうことにより、

長期的に姿勢改善を支援することを想定している。

本システムの設計を検討するために、我々は肩の筋疲労推定に関する 2 つの実験を行った。1 つ目の実験の目的は、表面筋電位計測において、筋電位センサ設置位置の違いは計測結果にどのような影響を与えるかを調査することであり、2 つ目の実験の目的は、表面筋電位に基づく筋疲労推定と実際にユーザが感じる疲労感との関係を調査することである。本稿において、システムの全体設計、および肩の筋疲労推定に関する実験について報告する。

2. 関連研究

我々は、姿勢および肩の筋疲労を推定し、その結果を提示する姿勢改善支援システムを検討する。よって、関連研究として、姿勢改善支援システムおよび筋疲労推定に関する研究が挙げられる。本節では、これらを示す。

2.1 姿勢改善支援システム

これまでに、ユーザの姿勢改善を支援するシステムがいくつか提案されてきた。藤枝ら [4] が提案したシステムは、椅子にかかる重量とその重心を計測し、着座状態を可視化することでユーザに姿勢の歪みを提示する。Kim ら [5] が提案したシステムは、ユーザが使用するディスプレイ上部に設置した深度カメラにより、顔と上半身それぞれの奥行きを計測する。そして、各奥行きと比較により姿勢を推定し、姿勢の悪化が検出された場合、ディスプレイ上にポップアップ通知を行う。内藤ら [6] が提案したシステムは、距離センサにより骨格を、体圧センサにより体重負荷を計測する。その結果に基づき姿勢の点数化、および休憩の提案を行う。Hong ら [7] が提案したシステムは、背中

¹ 筑波大学情報学群情報科学類
College of Information Science, School of Informatics, University of Tsukuba

² 筑波大学システム情報系
Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba

a) minami@iplab.cs.tsukuba.ac.jp

にジャイロセンサ、机の上に近接センサ、そして椅子に圧力センサを設置し、ユーザの姿勢を推定する。その姿勢状態を、花の形をした物理的なアバタにより視覚的に提示する。Khuranaら [3] が提案したシステムは、首に設置した加速度センサにより首の傾きを計測し、姿勢の悪化を検出する。姿勢の悪化が検出された場合、首へ振動を与えることによりユーザに通知する。また、同様に身体に加速度センサを設置し、姿勢推定を行っているシステムがいくつか提案されている [8], [9]。

これらの研究は、各種センサを用いて姿勢を推定し、その結果をユーザに提示することで姿勢改善を支援している。しかし、ユーザに提示する情報は姿勢の状態のみであり、姿勢改善により解消したい対象である肩こりに関する情報を提示してはいない。一方、本システムは姿勢に加え、肩の筋疲労の状態をユーザに提示する。

2.2 表面筋電位に基づく筋疲労推定

これまでに、表面筋電位に基づく筋疲労推定方法に関する研究がいくつか行われてきた。Bandpeiら [10] は、2000年から2012年の間に行われた、表面筋電位に基づく腰の筋疲労推定に関する多くの研究を調査した。その結果、表面筋電図から得られる中間周波数は筋疲労を推定するための指標として信頼できることを示した。また、同様に既存研究を調査し、筋疲労推定における中間周波数の有用性を示している研究がいくつかある [11], [12]。

これまでに、表面筋電位に基づく筋疲労推定を活用する研究がいくつか行われてきた。横山ら [13] は肩の表面筋電図から得られる平均周波数を指標に用い、温浴前後の肩の筋疲労を比較することで、僧帽筋に対する温浴の影響を調査した。Yanら [14] は、肩の表面筋電図から得られる平均周波数および中間周波数を指標に用い、ディスプレイの固定位置における僧帽筋の疲労を比較することで、モニターアームの筋疲労緩和に対する効果を調査した。

これらの研究と同様に、本システムでは、表面筋電図から得られる中間周波数を肩の筋疲労を推定するための指標として検討する。

3. 姿勢改善支援システム

我々は、姿勢および肩の筋疲労をユーザに提示する姿勢改善支援システムを提案する。システムの概要図を図1に示す。本システムは、筋疲労推定部、姿勢推定部、そして推定結果の提示を行うフィードバック部から構成される。まず肩に設置した筋電位センサにより僧帽筋の表面筋電位を、首に設置した加速度センサによって首の傾きを計測する。つづいて、計測されたデータをArduinoにより収集し、コンピュータへ送信する。そして、コンピュータで筋疲労および姿勢の推定を行い、その結果をユーザに提示する。本節にて、まず筋疲労の推定方法を述べる。その後、

姿勢の推定方法、およびユーザへの推定結果の提示方法を述べる。

3.1 筋疲労推定部

筋疲労を推定する方法として、任意の動作を維持できる時間を計測する方法や、採取した血液中の乳酸濃度を計測する方法が挙げられる [11]。しかしそれらは、継続的な計測が不可能であること、計測中にその他の作業が行えないこと、また侵襲性が高いことが問題として挙げられる。一方、表面筋電位の計測は、計測中にその他の作業を行うことが可能であり、また侵襲を伴わない。したがって、本システムでは表面筋電位を計測し、その計測値に基づき筋疲労の推定を行う。

3.1.1 表面筋電位

2.2節で述べたように筋疲労の推定には、表面筋電図の中間周波数が指標として用いられる。また、筋出力を表す指標として、振幅が用いられる。

筋電図における中間周波数は、筋電図のパワースペクトルを数値化したものである。中間周波数 f_{med} はパワースペクトルの面積を等しく分ける周波数と定義されており、以下の式によって求められる。

$$\int_0^{f_{med}} P(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{f_s} P(f)df \quad (1)$$

式1において、 f は周波数、 f_s はサンプリング周波数、 $P(f)$ は各周波数におけるパワースペクトルである。筋疲労の増大に伴い、この指標は低下していく傾向にあることが示されている [11]。

筋電図における振幅は、筋電図を整流平滑化した値 (Average Rectified Value, ARV) で表され、以下の式によって求められる。

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (2)$$

式2において、 N は求めたい範囲の筋電図のサンプル数、 x_i は i 番目のサンプルである。筋出力の増大に伴い、この指標は増大していく傾向にあることが示されている [11]。

本システムにおいてどのように筋疲労推定を行うべきかを検討するために、4.3節にて述べる実験を行なった。

3.2 姿勢推定部

本システムでは姿勢推定の方法として、Khuranaら [3] が提案している、首に設置した加速度センサにより首の傾きを計測する方法を用いることを検討している。

既存の姿勢改善支援システムにおいて、Khuranaらのシステムのような身体にセンサを設置する方法 [8], [9] だけでなく、深度カメラや距離センサを用いて身体にセンサを設置せずに推定を行う方法 [4], [6], [7] も提案されている。身体にセンサを設置する方法におけるメリットは、使用でき

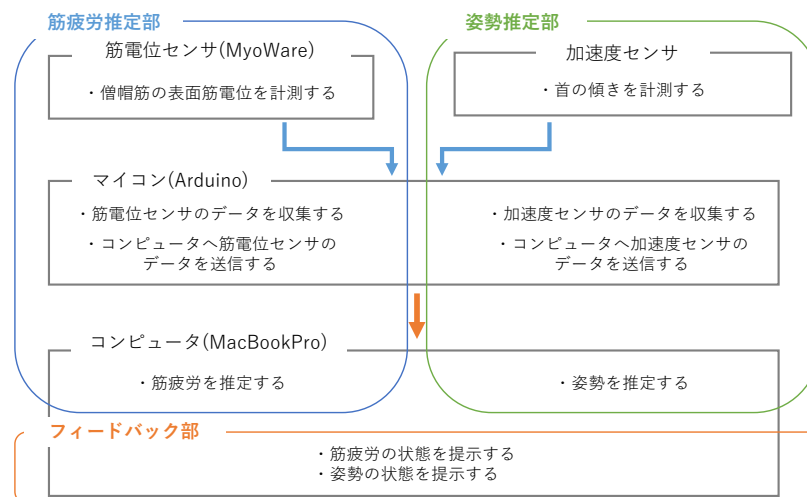


図 1 システム概要図

る場所や状況が幅広いという点が挙げられる。そのため、本システムでは加速度センサを用いた姿勢推定を検討している。

一方、身体にセンサを設置する方法におけるデメリットとして、ユーザに煩わしさを与えてしまうという点が挙げられる。ユーザへ与える煩わしさを最小限に抑えられるように、身体へ設置するデバイスの軽量化および小型化を検討する。

3.3 フィードバック部

既存の姿勢改善支援システムを基に、肩の筋疲労および姿勢の推定結果に基づくフィードバックの方法を検討する。フィードバック方法を検討する上で考慮すべき点として、ユーザがフィードバックに対して感じる煩わしさが挙げられる。

これまでに、既存の姿勢改善支援システムにおけるフィードバック方法がいくつか提案されてきた。森ら [8] の提案するシステムは、姿勢悪化の検出を音によってユーザにフィードバックする。その他に、姿勢悪化の検出を、振動 [3] やディスプレイにおけるポップアップ [5] によりフィードバックする方法がある。これらの方法はいずれも、ユーザに自分自身の姿勢の状態を気づかせ、姿勢の改善に効果があったとされている。しかしユーザに大きなストレスを与えるフィードバック方法は、段々と無視される傾向にあると指摘されている [3]。

Hong ら [7] はユーザへ与える煩わしさを軽減するために、ユーザに花の形をした物理的なアバタを提示するフィードバック方法を提案した。これは、ユーザの姿勢の変化に

応じてアバタの姿勢が変化するというフィードバックである。Haller ら [15] は姿勢改善支援システムにおけるフィードバック方法として、物理的アバタ、画面への表示、振動を用いた3種類の方法を比較した。その結果、物理的アバタ、画面への表示、振動の順でユーザが感じる煩わしさは低いことが分かった。しかし、姿勢改善の効果もこの順で低いことが分かった。したがって、ユーザが感じる煩わしさと姿勢改善の効果はトレードオフの関係にあると言える。

上記の点を考慮した上で、本システムにおける最適なフィードバック方法を検討する。現在、以下のようなフィードバック方法を候補として考えている。

- 1時間に1度通知音とともに、筋疲労と姿勢を点数化した結果を画面に表示する。
- 筋疲労と姿勢の状態をリアルタイムでグラフ化したものを、継続的に画面に表示する。
- 筋疲労が一定以上溜まった時、振動により通知する。その時に、姿勢の状態を画面に表示する。

4. 実験

本システムにおける、肩の筋疲労推定部を設計するために、我々は2つの実験を行った。1つ目の実験の目的は、表面筋電位計測において、筋電位センサ設置位置の違いは計測結果にどのような影響を与えるかを調査することである。2つ目の実験の目的は、表面筋電位に基づく筋疲労推定と、実際にユーザが感じる疲労感との関係を調査することである。また、実験を行うために、表面筋電位の計測、可視化、および記録を行うシステムを開発した。本節では、それらについて報告する。

4.1 表面筋電位計測システム

筋疲労推定に関する実験を行うために、表面筋電位の計測、可視化、および記録を行うシステムを開発した。本システムでは、表面筋電位を計測するために筋電位センサ MyoWare^{*1} を使用する。MyoWare は、生体センサパッドにより皮膚に設置する。また MyoWare は、未加工の筋電位 (Raw EMG) および ARV の 2 種類の信号を出力する。図 2 に MyoWare、図 3 に MyoWare を肩に設置した様子を示す。



図 2 MyoWare

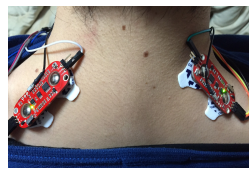


図 3 MyoWare を肩に設置した様子

まず、筋電位センサからアナログ値として出力される Raw EMG および ARV を、マイコンにより 0 から 1023 のデジタル値として取得する。つづいて、その値をシリアル通信によってコンピュータに送信する。そしてコンピュータにおいて、筋電位センサより得られた値をリアルタイムでグラフに描画する (以降、表面筋電位グラフ)。また、筋電位センサより得られた値を CSV ファイルへ出力にし、値の記録を行う。これらは Python によって実装されており、グラフの描画のために Matplotlib というライブラリを使用した。図 4 に表面筋電位グラフを示す。横軸は時間 (単位はミリ秒) であり、縦軸は筋電位センサより得られた値である。左上は僧帽筋左部の Raw EMG、右上は僧帽筋右部の Raw EMG、左下は僧帽筋左部の ARV、右下は僧帽筋右部の ARV をそれぞれグラフ化したものである。

4.1.1 被験者

これらの実験は、研究室内の 4 人の被験者 (22 歳~23 歳の大学生および大学院生、男性 4 名) を対象として行った。

4.2 実験 1: 筋電位センサ設置位置の違いによる影響

表面筋電位は、筋電位センサ設置位置の違いによって得られる筋電位の大きさが大きく変わってしまうため、正確な計測のためには専門家による設置が必要だと指摘されている [16], [17]。しかし、本システムは日常的にユーザに利用してもらうことを想定しているため、不正確な位置にセンサが設置されることを考慮しなければならない。そこで、筋電位センサの設置位置の違いによって計測結果はどのように変化するのかを調査するために、実験を行った。

4.2.1 筋電位センサ設置位置

表面筋電位は、筋電位センサにおける基準電極と測定電極をそれぞれに皮膚に設置することにより計測される。

^{*1} <https://www.sparkfun.com/products/13723>

Hermie ら [16] および Zipp [17] らの研究において、僧帽筋の表面筋電位を計測するにあたり、頸椎 7 番と肩峰を結ぶ直線の中点 (以降、中心点) が測定電極を、頸椎 7 番上が基準電極を設置する上で適した位置であると示されている (図 5 の左上)。頸椎 7 番とは首の付け根で一番高く盛り上がった骨のことであり、肩峰とは肩甲骨の外側の大きく出っ張っている骨のことである。本システムにおいて使用する MyoWare は、基準電極が 1 つと測定電極が 2 つ、合計 3 つの電極から構成される。また、測定電極は筋肉の中央に設置する電極 (以降、筋肉中央電極)、および筋肉の端に設置する電極 (以降、筋肉端電極) の 2 つがある。センサの構造上 2 つの測定電極間の距離は固定されており、また筋肉端電極が基準電極に近い側に設置される。

既存研究において示されている位置、および MyoWare の仕様を考慮し、実験に用いる設置位置パターンを定めた。基準電極は全てのパターンに共通して、頸椎 7 番上に設置する。測定電極は、ユーザが適切な位置から少しずれた位置に設置する場合を想定し、以下のように 4 種類の設置位置パターンを定める。

1. 筋肉中央電極が中心点上に来る位置 (適切な位置)
2. パターン 1 の位置から右方向に移動させた位置
3. パターン 1 の位置から上方向に移動させた位置
4. パターン 1 の位置から下方向に移動させた位置

図 5 に定めた設置位置パターンを示す。丸印が基準電極、三角印が筋肉中央電極、四角印が筋肉端電極を表している。

4.2.2 実験設計

まず、被験者に筋電位センサを設置する皮膚の表面を、インピーダンス低減のためにウェットシートで拭いてもらった。つづいて、定めた設置位置パターン (図 5) を基に、実験者が筋電位センサを被験者の右肩に設置した。そして、リラックスした状態 (以降、平常時) および肩を上げた状態 (以降、運動時) それぞれにおいて、5 秒間ずつ表面筋電位の計測を行った。1 つの設置位置パターンにおいて、平常時および運動時を交互に 3 回ずつ計測した。1 つの設置位置パターンで計測が終了した後、基準電極はそのままで測定電極のみ次の位置に設置し直し、同様の手順で計測した。以上の手順に従い、全 4 箇所、合計 24 回の計測を行った。各計測のサンプリング周期は既存研究にならない [13]、1kHz とした。

4.2.3 結果

図 6 に各計測の ARV の平均値を被験者毎に示す。横軸は設置位置パターン、縦軸は ARV の平均値である。また、橙色の棒グラフは平常時、青色の棒グラフは運動時の ARV の平均値を表している。

4.2.4 考察

まず、設置位置パターン間の ARV を比較した。最も大きな ARV が得られた設置位置パターンは被験者毎に異なっ

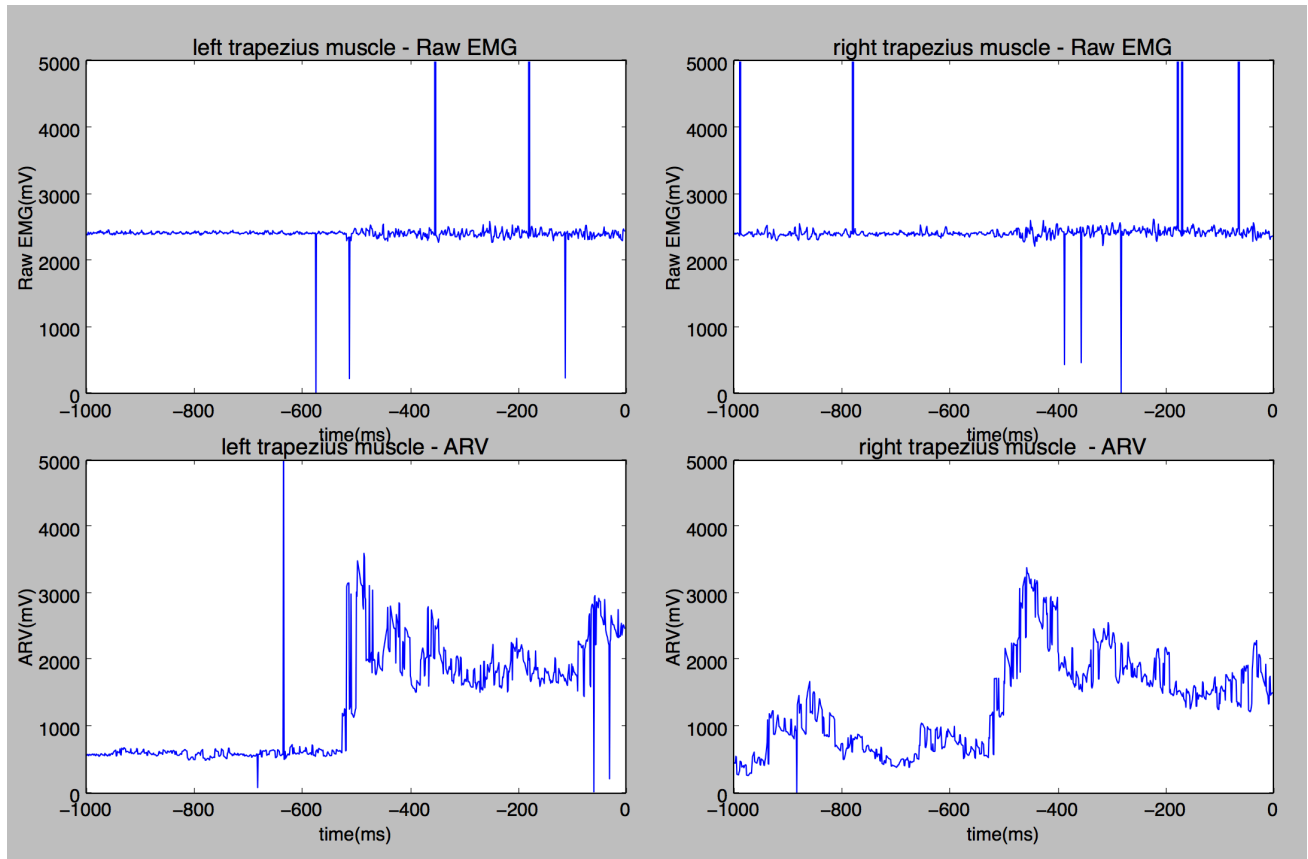


図 4 表面筋電位グラフ

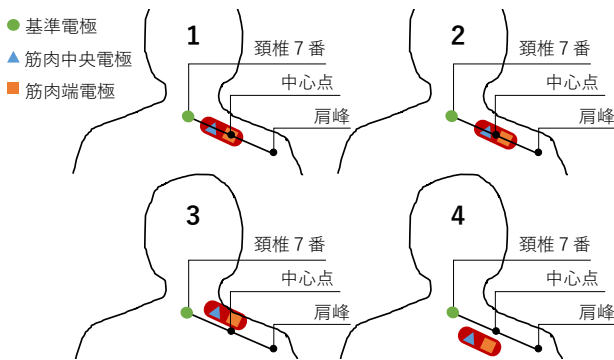


図 5 僧帽筋における電極設置位置

ており、被験者間で共通する適切な設置位置パターンは見られなかった。また、設置位置パターン間の ARV の差は被験者毎に異なっており、被験者によっては設置位置パターン間における ARV の差があまり見られなかった。

つづいて、平常時と運動時の ARV を比較した。被験者 3 の設置位置パターン 3 を除いた全ての計測において、平常時に比べ運動時の ARV の方が大きい値を示した。これは、僧帽筋の筋出力の増大に伴い、筋電図の振幅が増大し

た結果であると考えられる。これより、どの設置位置パターンにおいても、僧帽筋の表面筋電位を計測可能であることが示唆された。正門ら [18] は、筋電位センサの設置位置によって筋電図の振幅は大きく変化するが、周波数解析を用いた筋疲労推定に対する影響は小さいと述べている。今後、本システムにおいて得られる表面筋電位が、筋疲労推定において有効な値であるか調査する。

最後に、被験者 3 の設置位置パターン 3 における計測結果に着目する。この計測においては、他の計測結果と比べ平常時と運動時における ARV 値の差が非常に小さく、平常時の値のほうが少し高かった。つまり、僧帽筋の表面筋電位の計測を正しく行うことが出来なかったと考えられる。このように、設置対象者および設置位置によっては計測が正しく行われないことが示唆された。したがって、正しく表面筋電位の計測が出来ているかを確認するインタフェースを、本システムへ導入することを検討する。

4.3 実験 2：筋疲労推定と疲労感の関係

本システムでは、筋疲労推定において、筋電図における中間周波数を指標とすることを検討している。中間周波数が、実際にユーザが感じる肩の疲労感とどのような関係にあ

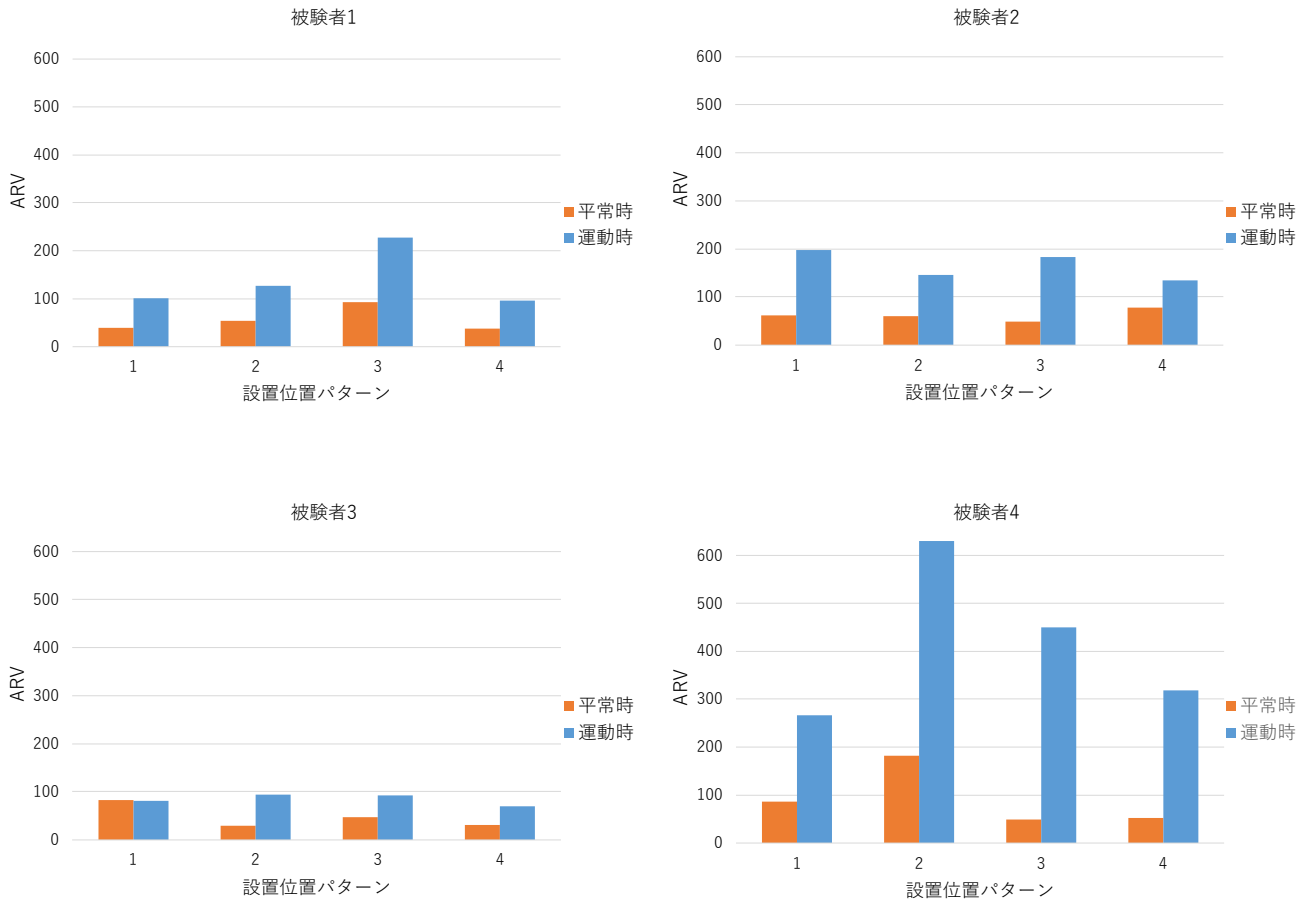


図 6 実験 1 における各計測の ARV の平均値



図 7 実験 2 を行っている様子

るのかを調査するために、実験を行った。実験の様子を、図 7 に示す。

4.3.1 実験設計

実験 1 と同様に、まず被験者に皮膚の表面をウェットシートで拭いてもらった。つづいて、4.2.1 節における設置位置パターン 1 を基に、実験者が筋電位センサを被験者の両肩に設置した。そして、被験者に肩を上げるという運動を行ってもらい、表面筋電位のグラフ (図 4) により運動前後における振幅の変化を観察し、表面筋電位が計測できていることを確認した。確認できなかった場合には、筋電

位センサの設置位置の調整を行った。

実験タスクとして、被験者にはショルダークラッグという肩を上げ下げするトレーニングを 15 回 1 セットで行ってもらった。トレーニング時には、両手それぞれに 500g もしくは 1kg のおもりを持ってもらった。おもりは、被験者の筋力に合わせて選択してもらった。そして、トレーニング開始前および 1 セット終了する毎に、肩の疲労感を評価してもらい、口頭で実験者に報告してもらった。肩の疲労感の評価には Numerical Rating Scale を用い [19], 11 段階で評価してもらい、疲労感が 10 に到達するまでトレーニングを繰り返し行ってもらった。この時、トレーニング開始前の疲労感を 0、トレーニングを続けることが厳しいと感じる時の疲労感を 10 と定義した。

本実験中は、継続的に表面筋電位の計測および記録を行った。肩の疲労感の評価時には、5 秒間分の計測データにタグを付け、疲労感と計測データを対応付けた。また実験 1 と同様に、サンプリング周期を 1kHz として計測を行った。

4.3.2 結果

被験者 1,2,3 は、500g のおもりを用いてトレーニングを行った。被験者 4 は、1 回目から 15 回目までのトレーニン

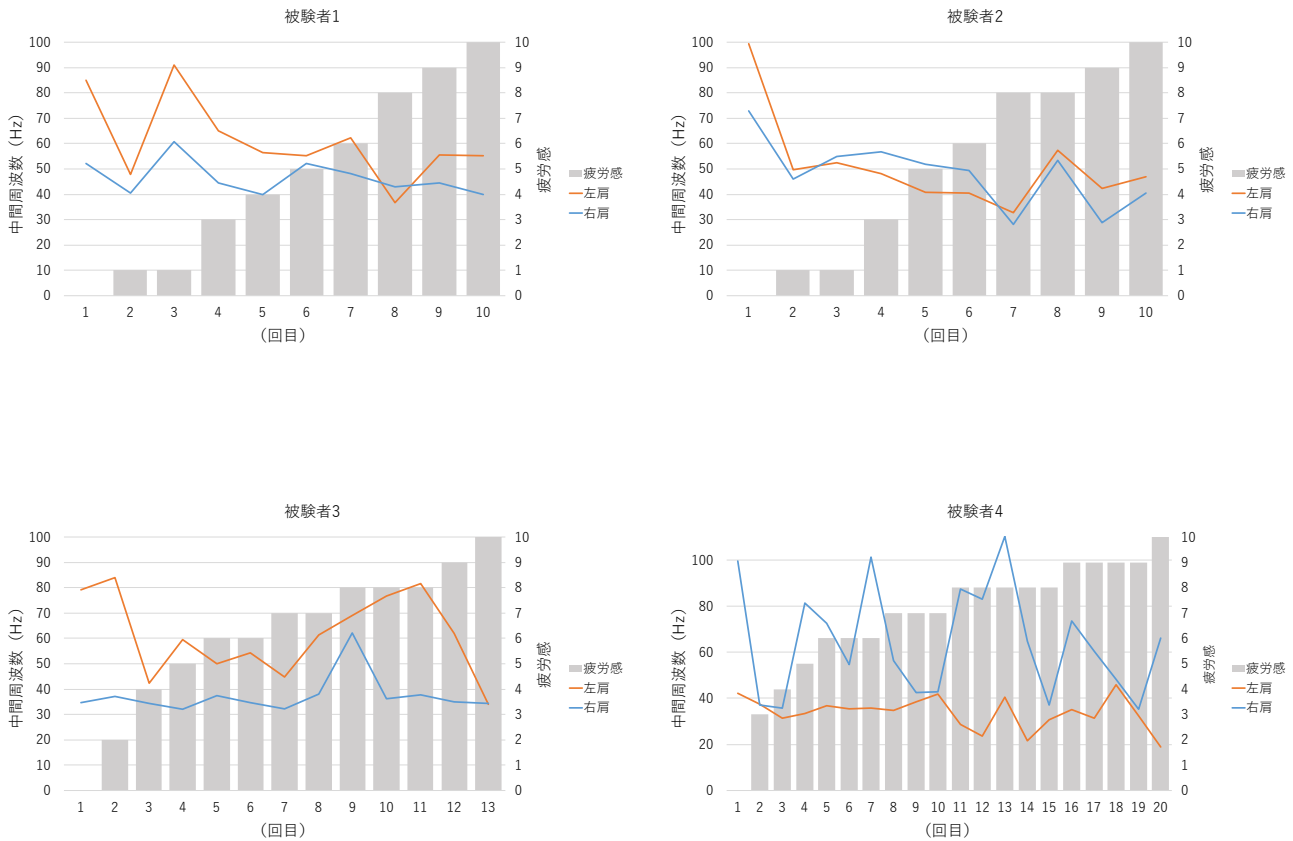


図 8 実験 2 における中間周波数および疲労感の変化

グを 500g のおもりを用いて、16 回目以降のトレーニングを 1kg のおもりを用いて行った。

図 8 に各被験者における中間周波数および疲労感の変化を示す。トレーニング開始前の評価を、1 回目の評価とカウントする。中間周波数は 20Hz-350Hz の範囲のパワースペクトルから求めた。

4.3.3 考察

被験者毎に、疲労感と中間周波数の変化を比較する。被験者 3 の右肩を除き、疲労感の上昇に伴い中間周波数が低下する傾向が見られた。被験者 3 は実験時に、“右肩に比べて、左肩に強く疲労を感じる”とコメントしていた。被験者 3 の右肩において中間周波数の低下が見られないのは、そのことが関係している可能性が考えられる。また、中間周波数の変化は一定の方向ではなく、上昇下降を伴うことが分かった。したがって、筋疲労の推定を行うには、単純に中間周波数を用いるだけでは不十分であることが考えられる。

今後、この実験で得られたデータに基づき、中間周波数と疲労感の関係を更に分析していく。そして、ユーザに筋疲労の状態の提示を行うことが出来るよう、筋疲労の推定方法を検討する。

5. まとめと今後の課題

肩の筋疲労および姿勢の状態を提示する姿勢改善支援システムを検討した。システムの設計を検討するにあたり、筋電位センサ設置位置、および筋疲労推定と疲労感の関係に関する実験を行った。その結果から、本システムにおいて解決すべき点、および必要なインタフェースを発見することが出来た。

今後、本稿における実験によって得られたデータの分析を進め、システム設計の更なる検討を行う。また、長期的に表面筋電位と疲労感を記録するための実験を行い、筋疲労推定と疲労感の関係に関する調査を進める。その調査結果に基づき、本システムの筋疲労推定部の実装を行う。そして、姿勢推定部およびフィードバック部も併せ、システム全体の実装を行う。その後、本システムを実際にユーザに使用してもらうことで、姿勢改善支援システムにおいて肩の筋疲労を提示することが有用であるかを評価する。

参考文献

- [1] 厚生労働省大臣官房統計情報部編：平成 25 年国民生活基礎調査 (2013)。
- [2] 森本昌宏：肩こりの臨床:適切な診断と治療のために、近

- 畿大学医学雑誌, Vol. 35, pp. 151–156 (2010).
- [3] Khurana, R., Marinelli, E., Saraf, T. and Li, S.: Neck-Graffe: A Postural Awareness System, *CHI '14 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, CHI EA '14, pp. 227–232 (2014).
- [4] 藤枝智子, 岸野文郎, 中島康祐, 池田和章, 伊藤雄一: 着座姿勢の歪みを是正するシステムに向けたセンシングの基礎検討, 電子情報通信学会大会講演論文集, Vol. 2012, p. 266 (2012).
- [5] Kim, J., Lee, N. H., Bae, B.-C. and Cho, J. D.: A Feedback System for the Prevention of Forward Head Posture in Sedentary Work Environments, *Proceedings of the 2016 ACM Conference Companion Publication on Designing Interactive Systems*, DIS '16 Companion, pp. 161–164 (2016).
- [6] 内藤孝雄, 黒須誠治: デスクワーク時の着座姿勢の評価方法の提案, 人工知能学会全国大会論文集, Vol. 28, pp. 1–4 (2014).
- [7] Hong, J.-K., Song, S., Cho, J. and Bianchi, A.: Better Posture Awareness Through Flower-Shaped Ambient Avatar, *Proceedings of the Ninth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction*, TEI '15, pp. 337–340 (2015).
- [8] 森 祐馬, 榎堀 優, 間瀬健二: ウェアラブル加速度センサを利用した姿勢改善補助システム, マルチメディア, 分散協調とモバイルシンポジウム 2014 論文集, Vol. 2014, pp. 126–130 (2014).
- [9] 鷺澤史歩, 中田康之, 猪又明大, 柳沼義典: 小型のウェアラブルセンサを用いた姿勢計測, マルチメディア, 分散協調とモバイルシンポジウム 2014 論文集, Vol. 2014, pp. 401–408 (2014).
- [10] Bandpei, M. A. M., Rahmani, N., Majdoleslam, B., Abdollahi, I., Ali, S. S. and Ahmad, A.: Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: An updated systematic review, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Vol. 37, No. 7, pp. 510–521 (2014).
- [11] Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S. and Ostojić, S.: Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics, *Clinical Biomechanics*, Vol. 24, No. 4, pp. 327–340 (2009).
- [12] González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E. and Izquierdo, M.: Electromyographic models to assess muscle fatigue, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 22, No. 4, pp. 501–512 (2012).
- [13] 横山 和, 堀川宗之: 温浴が僧帽筋の筋硬度と表面筋電図パワースペクトルに及ぼす影響, *The Bulletin of School of High-Technology for Human Welfare, Tokai University*, Vol. 15, pp. 71–77 (2005).
- [14] Zhang, Y., Zhou, Y., Zhang, Y., Gu, Y., Fekete, G. and Fernandez, J.: Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation on Neck-Shoulder Muscles while Using Single-Monitor Arm, *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, Vol. 29, pp. 61–67 (2016).
- [15] Haller, M., Richter, C., Brandl, P., Gross, S., Schossleitner, G., Schrempf, A., Nii, H. and Inami, M. S. M.: Finding the Right Way for Interrupting People Improving Their Sitting Posture, Vol. 2, pp. 1–17 (2011).
- [16] Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G.: Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 10, pp. 361–374 (2000).
- [17] Zipp, P.: Recommendations for the Standardization of Lead Positions in Surface Electromyography, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol. 50, pp. 51–54 (1982).
- [18] 正門由久, 野田幸男, 長谷公隆, 木村彰男, 千野直一: 表面筋電図周波数分析による筋疲労の検討, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 31, pp. 409–414 (1994).
- [19] 平川奈緒美: 痛みの評価スケール, Vol. 13 (2011).