

体幹の筋収縮および傾斜角の検知機能と危険時の通知機能を有する腰痛予防装置に関する研究

A device to prevent low back ache of laborers by notifying risky body postures detected by a body trunk inclination sensor and a trunk muscle activity sensor

電気電子情報通信工学専攻 大嶋拓生

Takuo OSHIMA

1. 緒言

業務により発生した腰痛により休業する人は多く、特に医療保健業や運送交通業では対策が求められている。つまり人力により重量物や人を移動させる作業を伴う現場では特に腰痛のリスクが高いと考えられる。

現在行われている腰痛予防対策としては、リフト等の補助機器の導入、腰痛予防体操の実施、腰痛予防に関する教育や研修などが挙げられる。また近年、腰への負担軽減や腰痛予防を目的としたロボットスーツが相次いで実用化され、話題となっている。しかし、リフトの導入や腰痛予防体操は時間やコストなどの問題から広く普及しておらず、またロボットスーツもサイズや重量、操作性等の問題から現場で受け入れられていないのが現状である。

そこで、本研究は従来の腰痛対策機器のように作業力の補助や姿勢の修正等を意図するのではなく、主に作業者の腰痛リスク姿勢への気付きを与える装置を開発し、効果的な腰痛予防法の実現を目指す。本装置は次の特徴を有する。

- 危険姿勢を検知しリアルタイムで本人の気付きを促すことで腰痛の予防を図る。
- 衣服の上から測定可能な筋収縮センサを導入し、着脱の手間を極力減らす。
- 事業者にとって職員の安全管理に有益なデータを提供する。

2. 提案する腰痛予防装置

本研究で作成した装置は腰痛リスク姿勢検知機能と同姿勢発生頻度の記録機能を有する。ここで腰痛リスク姿勢は、一定以上の体幹の傾斜と脊柱起立筋の活動が同時に検出される姿勢を指す。本装置の主な構成は筋収縮レベルを推定する筋収縮センサ、傾斜角を測定する傾斜角センサ、業務中の経過時間や傾斜角や筋収縮レベルを記録するSDカード、腰痛リスク姿勢が検出されると鳴音するブザーとなっている。装置のイメージを図2.1に示す。脊柱起立筋の筋活動の検出には独自に開発した筋収縮センサを採用している。これは従来の筋活動の検出に用いられる筋電位センサと比較して、衣服の上からでも

筋肉の活動を検出できるといった特徴がある。これにより、容易な利用を実現することができている。

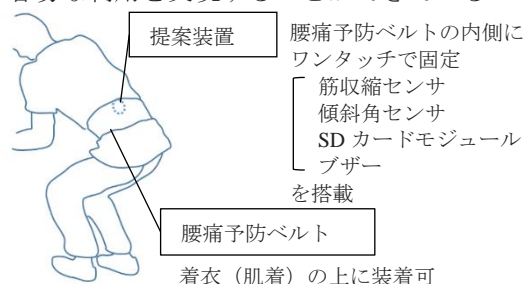


図 2.1 腰痛予防装置利用のイメージ

図 2.2 に試作装置の外観を、図 2.3 に信号の流れを示す。本試作装置は上記に加え、付属のLCDによってリアルタイムで測定値を数値とインジケータバーで視認することも可能となっている。これにより、センサ取り付け位置を変更した際、センサが適切な位置に取り付けられているかを誰でも確認することができ、利便性の向上に寄与している。測定値の表示画面を図 2.4 に示す。

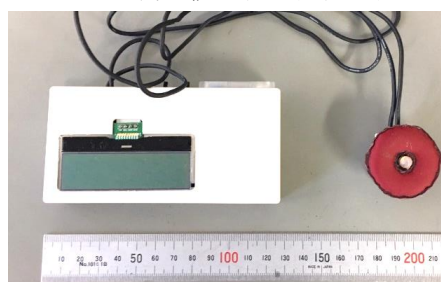


図 2.2 試作装置外観

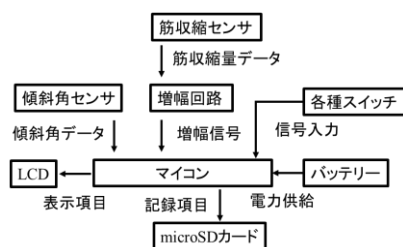


図 2.3 信号の流れ



図 2.4 測定値表示画面

3. 筋収縮センサ

作成した腰痛予防装置の筋活動量を検出するためのセンサとして、独自に開発した筋収縮センサを用いている。作成した筋収縮センサの構造を図 3.1 に、外観を図 3.2 に示す。

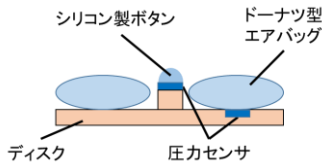


図 3.1 筋収縮センサ構造



図 3.2 筋収縮センサ外観

本センサは一枚の円盤の上にドーナツ状のエアバッグ（ドーナツ部）と、その中央に突起（ボタン部）が取り付けられている。そのドーナツ部とボタン部の下にはそれぞれ 1 つの小型圧力センサが搭載されており、それぞれにかかる力を測定することができる。図 3.3 のようにセンサを皮膚に押し当てると、ボタン部には反力 F_B 、ドーナツ部には反力 F_D がかかる。センサを取り付けた位置にある筋肉が活動し収縮すると皮膚に押し当てられたボタンは押し上げられ、ボタン部にかかる反力 F_B の割合は増加することから、センサ全体にかかる力 F_T を 1 としたときの F_B の割合を元に筋肉の収縮度を反映する推定値を得ることができる。この推定値を C とすると次の式で表される。

$$C = \frac{F_B}{F_T} = \frac{F_B}{F_B + F_D}$$

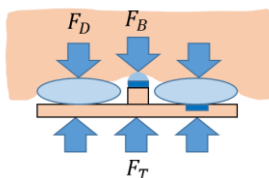


図 3.3 筋活動量の計測

4. 評価試験

まず、筋収縮センサにて脊柱起立筋の筋活動の検出が行えるかの試験を行い、次に試作した腰痛予防装置で腰痛リスク姿勢の検出が可能かの試験を行った。

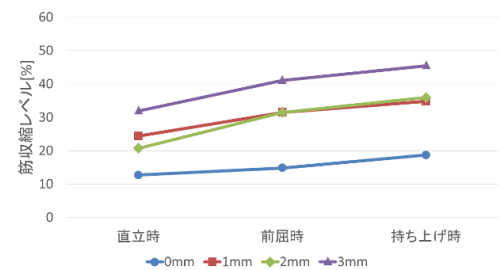
4.1 脊柱起立筋の筋活動の検出

前傾姿勢で荷重を持ち上げる動作を行なった際の脊柱起立筋の活動を検出する実験を行なった。体型の異なる

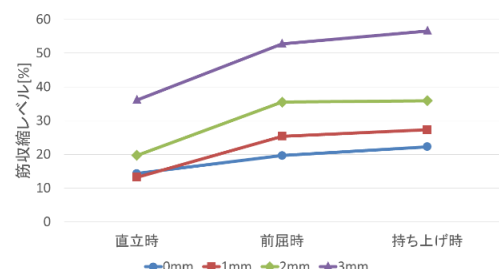
3名の男性の被験者の脊柱起立筋に装置を装着の上、高さ 440mm の椅子の上に置いた 10kg の対象物を腰をかかめて僅かに持ち上げてもらい、筋収縮センサで得られた筋収縮センサ全体にかかる力に対するボタン部にかかる力の割合(筋収縮レベル)を記録した。一連の動作を対象物保持前の「直立時」、上体を曲げ箱に手をかけた「前屈時」、箱を浮かせた「持ち上げ時」の 3 つの状態のデータを抽出し比較した。本装置では「前屈時」から「持ち上げ時」に移行する際の脊柱起立筋の活動の増大を検知する必要がある。筋収縮センサは体格差（主に皮下脂肪の量）に応じて、ボタンの高さを調節する必要があることが分かっていたため、体格差への対応可否を確認すべく体脂肪率の異なる被験者に対し、ボタン部の高さの異なる 4 種類のセンサを準備しそれぞれ実験を行った。また、実験に参加した被験者の情報を表 4.1 に示す。Sub1 が細身の体型で Sub2, Sub3 の順に体脂肪率が高い。3 人の測定結果を図 4.1 に示す。図中の 0,1,2,3mm は筋収縮センサのボタン部の高さの違いを表す。

表 4.1 被験者の体型データ

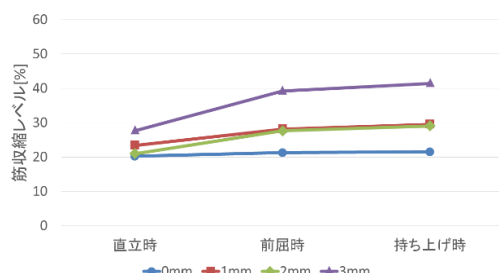
	Height[m]	Weight[kg]	BMI	Body fat percentage[%]
sub1	1.70	52.9	18.2	9.5
sub2	1.71	62.6	21.3	18.2
sub3	1.75	75.5	24.7	21.1



(a) sub1



(b) sub2



(c) sub3

図 4.1 体型の異なる被験者の筋活動測定

sub1 は全てのボタン部の高さにおいて、「前屈時」から「持ち上げ時」の筋活動に上昇が検知でき、sub2 と sub3 は明確な筋活動の上昇が検出できないケースがあった。しかし、sub1 からはボタン部が高い場合、センサ取り付け位置に痛みの報告があった。

以上のとおり、被験者の体格に応じて適切なボタン高さを選択する必要があること、また適切なボタン高さの筋収縮センサを選択すれば、体幹前傾姿勢における荷重持ち上げの有無で出力値に一定の差が生ずることが確認された。

4.2 移乗介助における腰痛リスク姿勢の検出

次に、実験機を介護施設のスタッフに適用し移乗介助を行っていただき、一連の移乗介助での体幹の傾斜角と筋収縮レベルを記録した。移乗介助の一連の流れを以下に示す。

- (1) 車イス上の対象者の脇に手を伸ばし、対象者を身体に近づける。(図 4.2(a),(b))
- (2) 上半身を起こした状態で、対象者を持ち上げベッド端に移乗する。(図 4.2(c),(d))
- (3) 端座位となっている対象者を仰臥位に体位変換する。(図 4.2(e),(f))

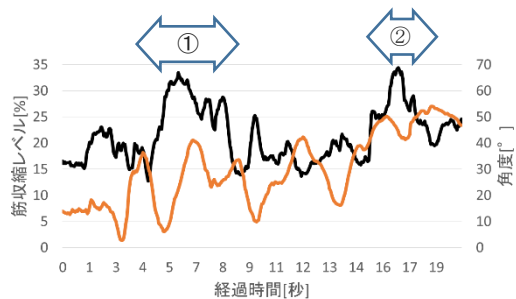


図 4.2 移乗介助における各動作

図 4.3 に介助対象者 3 人分の移乗介助時の各センサの測定値を示す。図中の①は対象者を持ち上げている期間を示し、②は体位変換をしている期間を示す。ここで、角度は装置装着者が前屈すると測定値は上昇する。



(a) 移乗介助 1 人目



(b) 移乗介助 2 人目



(c) 移乗介助 3 人目

図 4.3 移乗介助時の各センサの測定データ

図 4.3 から(a),(b)の場合は対象者の引き上げや体位変換といった動作の直前から大きな筋活動の上昇、体幹の傾斜が確認できた。しかし、(c)の持ち上げ期間の筋活動の上昇している時間は短く、また、体位変換時にのみ大きな筋活動の上昇は確認できなかった。これは、対象者が自ら動こうとする力があつたことや体重が軽いなど他の対象者と比べて抵抗が少なかったことが原因であると考えられる。このことから閾値を適切に定めることで、現在の姿勢が腰に負担をかける姿勢であることを利用者に通知することが可能であると考えられる。

4.3 入浴介助における腰痛リスク姿勢の検出

4.3.1 介助勤務一日分の測定

まず、日中装置を取り付け、入浴介助を行っていた。今回は取り付けた時点で一度腰を曲げた状態で負荷をかけ腰痛リスク姿勢であるという閾値を決め、その閾値を超えた状態が 1 秒間続いた場合ブザー音を鳴らす。このブザー音が鳴音した回数も記録した。計測時間は 10 時から 16 時の 6 時間であった。

今回の実験でブザーが鳴音した回数は 12 回であり、あらかじめ決めた閾値以上の測定値の変動を確認できた。また、腰痛リスク姿勢の記録ができていたことが確認され、本装置の利用を続けることで危険な時間帯や場所が推定でき、職員の安全管理に役立てることができると考えられる。

4.3.2 介助動作再現時の測定

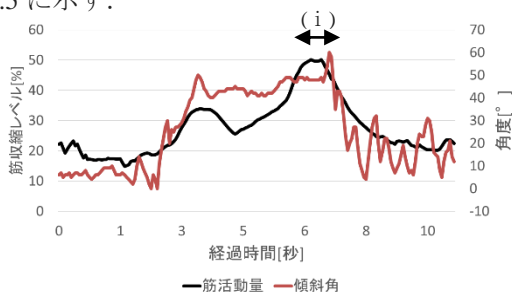
次に、実験機を介護施設のスタッフに適用し入浴介助を行っていただき、一連の入浴介助での体幹の傾斜角と筋収縮レベルを記録した。入浴介助の一連の流れを以下に示す。

- (1) 車イス上で対象者の衣服を脱がし、ストレッチャーに移乗する。(図 4.4(a))
- (2) ストレッチャーをシャワー横へ移動し、洗髪・洗身を行う。(図 4.4(b), (c))
- (3) ストレッチャーを浴槽横へ移動し、対象者を入浴させる。(図 4.4(d))
- (4) ストレッチャーを浴槽からベッド横へ移動し、対象者をベッドに移乗する。(図 4.4(e))
- (5) 対象者の身体を拭き、着衣をする。
- (6) ベッド上の対象者を車イスへ移乗する。(図 4.4(f))

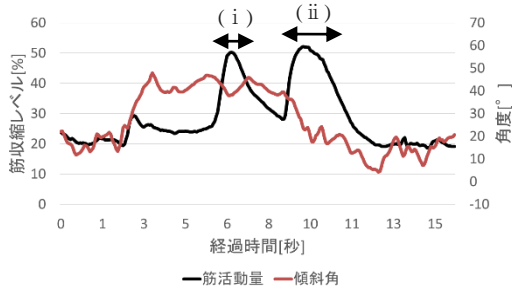


図 4.4 入浴介助における動作(再現)

ここで、図 4.4 は入浴介助を再現したものである。再現中における測定値データの内、顕著な変動があった 3 例を図 4.5 に示す。



① ストレッチャーを浴槽横へ搬送時(図 4.4(d))



② ベッドから車イスへの移乗時(図 4.4(f))



③ ストレッチャーからベッドへの移乗(図 4.4(e))

図 4.5 入浴介助時の各センサの測定データ

図 4.5 から入浴介助において対象者の移乗時や搬送時に顕著な筋活動や傾斜角の上昇があると考えられる。また、図中の(i)は腰痛リスク姿勢が検知されている期間を表し、(ii)は筋活動量の上昇が検知されるが体幹の前屈は検知されていないため、腰痛リスク姿勢が検知されていない期間を表す。ここで図 4.5②において、一度筋活動が上昇し下がった後再び上昇している。これは一度ベッド中央の対象者をベッド端に寄せた後、移乗を行ったことが起因している。つまり、図 4.5②の(i)の間では対象者をベッド中央からベッド端へ寄せ、(ii)の間でベッドから車イスへの移乗を行っている。

今回の実験では(ii)で表すような移乗時には腰痛リスク姿勢だと判別しなかったが、これは被験者が意識的に体幹を起こしていたためだと考えられる。しかし、脊柱起立筋の活動は十分に検知されているため、実際の業務中では体幹が曲がった状態で行ってしまい、腰痛リスク姿勢であると判別されることも懸念される。

図 4.5①で示すような腰痛リスク姿勢の場合は、体勢を変え、ストレッチャーを引くのではなく押すように搬送することで回避できると考えられる。また、図 4.5②の(i)における腰痛リスク姿勢は対象者の下に敷くものをシーツからスライディングシートのような器具を利用することで回避できると考えられる。

5. 結言

本研究では新しい腰痛予防装置を提案し、実験機による基本機能の検証を行った。まず、筋収縮センサの形状を適切に選択することで、体幹前屈時の脊柱起立筋の活動量の変化を検出できることが示された。次に、介護施設において腰痛リスク姿勢検知の機能検証試験を行い、現場での実作業においても腰痛リスク姿勢を検出することが可能であることが確認された。ただ、作業中のセンサの位置ずれの発生や、センサーデータロガー間のコードが余って作業の邪魔になること、ブザー音が小さくて聞こえにくいこと、などのコメントが被験者から寄せられ、今後の課題として残った。

6. 謝辞

実験や計測においてご協力を頂いた特別養護老人ホーム文京白山の郷のスタッフの皆様方には謝意を表す。