

介助作業中の介助者と被介助者の筋活動の同調に関する研究¹

Synchrony of Muscle Activities between Care Worker and Care Recipient during Care Operation

川野常夫² 摂南大学工学部 機械工学科

KAWANO, Tsuneo Department of Mechanical Engineering,
Faculty of Science and Engineering, Setsunan University

Abstract

The purpose of this study is to examine the synchrony of muscle activities between care worker and care recipient during care operation. It is also to elucidate the relationship between the synchrony and muscle loads. The right erector spinae muscle, one of the muscles on the lower back used to assist care recipients and causing low back pain, is focused in this study. Experiments of the care operations were carried out in the care worker-recipient pairs. The participants were four nurses for the care workers and two persons for the care recipients. In the experiments the care recipient gave two kinds of roles. One was to act a person requiring care for a part of basic movements, and the other was to act a bedridden person that was unable to move on his/her own. The muscle loads of the care worker and care recipient were simultaneously measured using two sets of EMG device. The degree of care worker-recipient pair's synchronization was evaluated by cross correlation in the temporal changes of iEMG data. Experimental results indicated that the lower back muscle loads of care worker decreased as the care worker and care recipient got into synchronization. Furthermore, the lower back muscle loads of skilled nurses tended to be less than those of a novice and the degree of synchronization of skilled nurses tended to be higher than that of a novice.

キーワード: 介助作業, 介助者, 被介助者, 積分筋電図, 同調, 腰部負担

Keywords : care operation, care worker, care recipient, iEMG, synchronization, lumber load

¹【原稿受付】2018年8月21日, 【掲載決定】2018年10月29日

²【著者連絡先】川野 常夫 摂南大学, 教授 e-mail: kawano@mec.setsunan.ac.jp
〒572-8508 大阪府寝屋川市池田中町17-8, 摂南大学工学部 機械工学科

1. はじめに

我が国の要介護(要支援)認定者数は、2018年5月末時点において6,459,719人となり⁽¹⁾、2030年には900万人に達すると予想されている⁽²⁾。これらの要介護者の看護・介護を職業とする保健・衛生業種は腰痛発症率が高く、特に看護師・介護職種の腰痛有訴率は高く80%以上が腰痛症を経験していると報告されている⁽³⁾。

鈴木ら⁽⁴⁾は総合病院の看護師について調査を行った結果、355名中、腰痛経験者は86.1%で、看護師になってから腰痛を発症するまでの平均年数は4.5±5.3(SD)年で、約半数が看護師になって3年以内の早期に腰痛を発症していたと報告している。一方、富岡⁽⁵⁾は介護労働者について調査を行った結果、214名中、現在腰痛がある者は70.0%、最近1ヶ月に腰痛がある者(いつもおよび時々)は81.6%であったと報告している。また、岩切ら⁽⁶⁾は、社会福祉施設における介護職員657名の調査時の腰痛有訴率は68.3%で、過去1ヶ月の腰痛有訴率は78.5%であったと報告している。

介助作業において腰痛を引き起こす主な要因は、入浴介助、オムツ交換、排泄介助、移乗介助(例えばベッドから車いすへの移動介助)で、その中でも移乗介助は、食事、排泄、入浴などに伴って比較的頻繁に行われ、また被介助者を抱え上げるといった過度の腰部負担を生じさせることから、特に負担の大きな作業であるとされている⁽⁶⁾。総合病院の看護師345人の調査では、1勤務帯における体位変換の回数は、10回以上が42.3%、1-5回が32.5%と多くを占め、また移乗介助の回数は、1-5回が59.2%、10回以上が17.8%と多くを占め、これらが腰痛の要因となっていると考えられている⁽⁴⁾。

腰痛予防策として福祉用具やロボットなどの導入、ノーリフト指針の普及などが取り組まれているが、現場では人力での持ち上げによって患者の体位変換や移乗介助を行っている現状がある^{(4),(7)}。このような状況において、人力に頼らざるを得ない場合に、腰部の負担をいかに軽減するかが問題となる。そのための方策として、正しい介助法の施行、ボディメカニクスの利用などが挙げられるが⁽⁸⁾、本研究では、介助者と被介助者の筋活動の同調に着目し、同調の程度と筋負担の関係を実験によって明らかにし、筋負担を軽減する介助法を見出す。筋活動については、腰痛に関係のある脊柱起立筋を取り上げ、介助者と被介助者の時間的推移の関連性を定量化する。介助作業としては、ベッド上での起き上り介助とベッド端座位から車いすへの移乗介助を取り上げる。

2. 実験方法

2-1 実験参加者

本研究では、ベッド上の起き上り介助と車いす移乗介助の実験を行った。実験参加者は、表1に示す6名で、看護師4名に介助者役を、男子大学

生2名に被介助者役をお願いした。介助者役A~Dはいずれも看護師免許保持者で、A,B,Dの3名は看護師歴が20年以上で、女性であった。介助者役Cは介助の実習経験があり、ポ

表1 実験参加者の属性

実験参加者	役割	性別	年齢	身長(cm)	体重(kg)	看護師歴(年)
A	介助者	F	40代	161	50	26
B	介助者	F	40代	164	65	23
C	介助者	M	30代	174	69	0(看護師免許取得)
D	介助者	F	40代	157	50	20
X	被介助者	M	20代	175	65	-
Y	被介助者	M	20代	172	70	-

ディメカニクスの知識はあるが、看護師歴はない男性であった。本研究では、介助者役 A,B,D を熟練看護師、介助者役 C を介助の初学者とした。一方、被介助者役 X,Y は身長、体重がほぼ同等の心身ともに健常な男子大学生とした。

なお、本研究は摂南大学・医療研究倫理審査委員会の承認（承認番号 2017-058）を受けたのち、各実験参加者からインフォームドコンセントを得て実施した。

2-2 介助作業実験

介助作業は既述のとおり、ベッド上での起き上がり介助とベッド端座位から車いすへの移乗介助を取り上げた。図1にそれぞれの写真を示す。図(a)のベッド上での起き上がり介助は、被介助者を仰臥位から座位へ体位変換するもので、介助者は被介助者の肩や背中を支えて起き上らせる。介助者は初めにベッド側方に直立し、実験者の合図により作業を開始し、被介助者を起き上らせて座位の状態を保持して終了する。被介助者はベッドの中央に横たわるため、介助者と被介助者は水平距離で約 60cm 離れている。そのため、この介助作業は介助者の前屈姿勢を伴う。

図(b)の車いす移乗介助は、ベッド側方で足を床に下して座る状態（端座位）の被介助者を抱き上げて傍の車いすへ座らせるものである。車いすはベッドに横付けし、ストッパーをかけて動かないように固定する。介助者は初めに被介助者に向かって直立し、実験者の合図により作業を開始し、被介助者を移動させて車いすに座らせて終了する。車いすの座面高さは床から 43cm であった。なお、介助作業中の被介助者への「声掛け」は介助者の自由とした。

図(a) (b)の両作業において、ベッドの床からの高さは 50cm とした。この高さは利用者がベッドから離れるときの立ち上がりやすい高さとして設定した。工藤ら⁽⁹⁾は、立ち上がり時に腰の負担が最小となる高さは、座面高さ（座位姿勢における床から座面までの高さ）プラス 10cm であるという指針を導いている。また横井ら⁽¹⁰⁾は、座面高さの 1.2 倍の高さが脚の負担にとっても安全の観点からも最適であるという指針を導いている。本研究の被介助役 2 名の平均座面高さは履物の底の高さを加えて 39.75cm であったことから、前者の指針から約 50cm が、後者の指針から約 48cm が求められる。なお、実験では介助作業を「ベッド起



(a)ベッド起き上がり介助



(b)車いす移乗介助

図1 介助作業の実験

き上り介助」と「車いす移乗介助」にわけて扱ったが、本研究では起き上りと車いす移乗は連続している場合を想定し、ベッドの高さは 50cm に固定した。

本研究では、被介助者の身体能力として、厚生労働省の要介護認定（要支援 1～2，要介護 1～5）^{(11),(12)}を参考に、次の 2 通りの状態を取り上げる。すなわち、

- (1) 自力である程度動ける状態。複雑な動作の一部に支えを必要とすること

がある「要支援 1」の状態。（以下、要一部支援と略す。）

- (2) 自力でほとんど動けない状態。複雑な動作や移動の動作ができない「要介護 5」の状態。（以下、要全介助と略す。）

とし、被介助者役の実験参加者 X,Y には、(1)については、介助者のサポートに合わせて、自力で動くように、また、(2)については、全身を脱力するようにし、自ら動かないように指示した。すなわち、(1)自力である程度動ける状態（要一部支援）と(2)自力でほとんど動けない状態（要全介助）をそれぞれ演じるようお願いした。

表 2 に、実験で行った介助作業と実験参加者の組み合わせを示す。2 通りの介助作業について、それぞれ被介助者の 2 通りの状態で実験を行った。介助者と被介助者の組み合わせは 4 通りとし、同じ条件を 2 回ずつ繰り返した。以上から介助作業の試行回数は合計で 32 回となる。

表 2 介助作業と実験参加者の組み合わせ

介助作業	被介助者の要介護状態	介助者	被介助者	繰り返し回数
ベッド上での起き上り	一部支援が必要	A	X	2
		B	X	2
		C	X	2
		D	Y	2
	全介助が必要	A	X	2
		B	X	2
		C	X	2
		D	Y	2
ベッドから車いすへの移乗	一部支援が必要	A	X	2
		B	X	2
		C	X	2
		D	Y	2
	全介助が必要	A	X	2
		B	X	2
		C	X	2
		D	Y	2

2-3 筋電図測定と解析

実験では、介助作業中の介助者と被介助者の脊柱起立筋（右側）の筋電図を表面電極を用いて同時に測定した。なお、参考までに両実験参加者の右大腿直筋、右腹直筋、右上腕二頭筋の筋電図の測定も同時に行ったが、既述のとおり介助作業では、腰部の負担が最も重要であるため、本研究では脊柱起立筋のみを対象として解析を行う。さらに参考までに、介助者と被介助者の運動データ（各関節点の時々刻々の 3 次元座標とその他の物理量）を、モーションキャプチャー MVN（Xsens Technologies 製）を用いて測定する。これについては、ビデオと同様に実験後に動作の確認のみに使用し、本研究では運動データの解析は行わない。

筋電図の測定に使用した筋電計は、マイクロ DAQ ターミナル intercross-413（インターク

ロス製)とMT-11(NECメディカルシステムズ製)であり、共に無線方式でEMGデータをサンプリング周波数1KHzでパソコンに収録した。介助者と被介助者の筋電図の時間を合わせるため、両者の筋電図に同時にイベントマークを挿入した。

筋電図の解析処理については、まず、イベントマークを目印として介助者と被介助者の筋電図のタイミング

を合わせる。次に表面電極から出るケーブルの揺れなどのノイズを除去するために、EMG信号を遮断周波数30Hzの2次バターワースフィルタを通してハイパスフィルタリング処理を行う。表面筋電図では、体動によるケーブルの揺れなどのノイズ(モーションアーチファクト)を考慮して5Hz以下の低周波領域はハイパスフィルタを用いて除去するのが一般的とされているが⁽¹³⁾、比較的速い体動のことも考慮して、ハイパスフィルタの遮断周波数として30Hzを用いている研究も多く^{(14),(15)}、本研究では後者に倣って30Hzとした。次いで、得られたEMG信号を整流化し、遮断周波数4.8Hzの2次バターワースフィルタを通してローパスフィルタリング処理(平滑化)し、4倍に増幅することによってiEMG信号を得る。ここでiEMG信号を求めるにあたって、それがEMG整流化信号の変化に追従し、かつ滑らかな波形になるように試行錯誤することによって、まず平滑化の時定数を設定し、それに基づいて遮断周波数を4.8Hzとし、さらに、平滑化により減衰した波形を原波形の大きさに戻すため、4倍の増幅を行っている研究が多く見られる^{(16),(17)}。本研究ではこれらの方法に従った。

図2に脊柱起立筋のEMG原データとそれをもとに求めたiEMG信号の例を示す。EMG原データは正負の方向に棘状に振動する波形となっている。それに対して、iEMG信号は正方向のみで、おおよそEMG原データの外縁を包む包絡線のように変化している。このiEMG信号は筋活動の大きさ、すなわち筋負担の大きさを表すものとされている^{(16),(17)}。

介助作業ごとの腰の筋負担を一指標に定量化するため、iEMG信号を動作開始から終了まで積分して面積(筋電積分値)を求める。これによって作業ごとの筋負担の大きさが求められるが、介助作業によって、また、介助者によって作業時間が異なるため、面積(筋電積分値)を作業の所要時間で除し、1秒あたりの筋電積分値を求める。さらに実験参加者間の違いをなくすため、実験参加者ごとに8回(実験参加者Xのみ24回)の試行中の最大値ですべての筋電積分値を除し1以下の値にする。それを基準化筋負担とする。

2-4 筋活動の同調の定量化方法

本研究で扱う「同調」は、時間領域における二者の変化の類似と定義する。ここでは先に述べた介助者と被介助者のiEMGのデジタル信号 $x(i)$ 、 $y(i)$ ($1 \leq i \leq n$)の変化を対象とし、

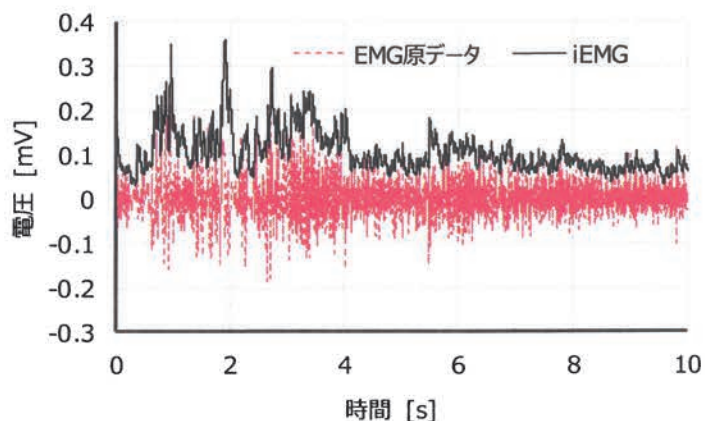


図2 脊柱起立筋のEMG原データとiEMG信号
(車いす移乗介助, 介助者A, 被介助者X, 要一部支援)

両者の同調を定量化するために、次式(1)を用いてそれらの相互相関関数 $c(\tau)$ を求める^{(18),(19)}。

$$c(\tau) = \frac{\sum_{i=1}^{n-n_\tau} \{x(i) - \mu_x\} \{y(i+n_\tau) - \mu_y\}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n \{x(i) - \mu_x\}^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n \{y(i) - \mu_y\}^2}} \quad (1)$$

ここで、 n は周波数 1kHz でサンプリングした iEMG 信号のデータ数である。 μ_x, μ_y は $x(i), y(i)$ の平均値である。 τ (秒) はタイムラグである。 介助作業は介助者が先に行動を始め、それと同時にあるいはやや遅れて被介助者が行動すると考える。 この遅れが $\tau \geq 0$ (秒) である。 n_τ は τ 秒間のデータ数で、次式(2)で求められる。

$$n_\tau = \frac{\tau}{T} \quad (2)$$

ここで、 T はサンプリングタイムで、ここでは 0.001(秒)である。

図 3 に車いす介助作業中の介助者 A と被介助者 X の iEMG 信号の変化の例を示す。 これは被介助者 X が「要一部支援」の場合、すなわち自ら動ける場合である。 ここでは介助者 A の信号を 0.6 秒だけずらして表示している。 こうすることによって、ある時刻の介助者 A の信号と 0.6 秒後の被介助者 X の信号を重ねて表示することになる。 すなわち、 $\tau=0.6$ 秒であり、このとき両者の iEMG 信号の変化はよく類似していると見ることができる。 これらの

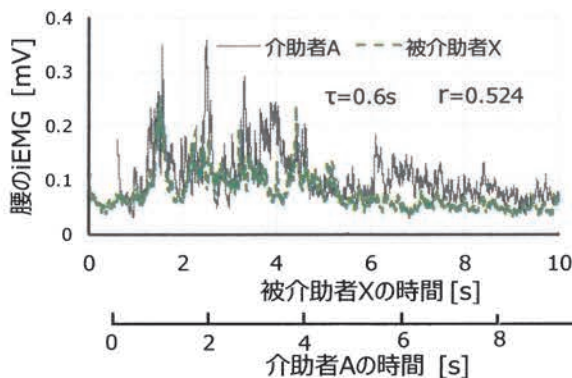


図 3 介助作業中の腰の iEMG の変化 (車いす移乗介助, 要一部支援の場合)

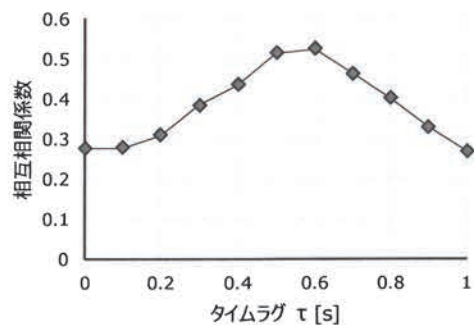


図 4 介助者 A と被介助者 X の相互相関関数 (腰の iEMG)

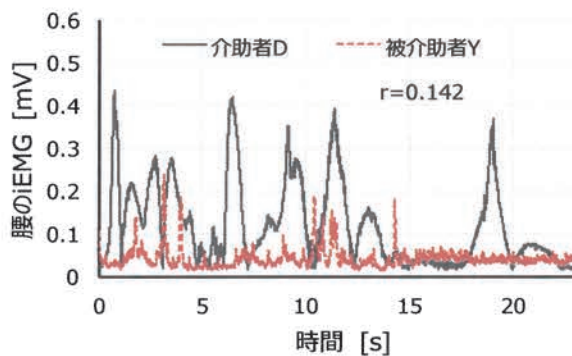


図 5 介助作業中の腰の iEMG の変化 (ベッド起き上り介助, 要全介助の場合)

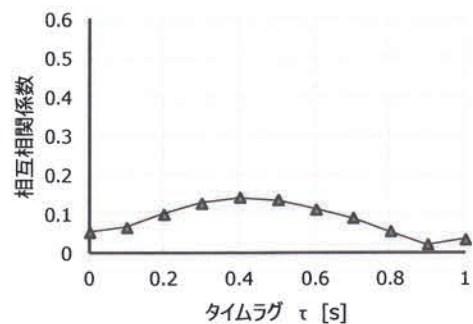


図 6 介助者 D と被介助者 Y の相互相関関数 (腰の iEMG)

iEMG 信号に対して相互相関関数を求めた結果を図4に示す。タイムラグは、 $0 \leq \tau \leq 1$ の範囲で示しているが、この例の場合、 $\tau=0.6$ のとき相互相関係数は最大値 0.524 となっている。すなわち、被介助者 X の腰の負担は介助者 A の腰の負担に 0.6 秒遅れて推移しており、相互相関係数の値からも両者は同調していると見ることができる。

他の例として、図5にベッド起き上り介助作業中の介助者 D と被介助者 Y の iEMG 信号の変化の例を示す。これは被介助者 Y が「要全介助」の場合、すなわち自ら動けない場合であり、介助者 D は被介助者 Y を起き上らせようと繰り返し腰に負担をかけている様子がわかる。この場合、両者の iEMG 信号の変化は類似しているとは言えない。これらの iEMG 信号に対して相互相関関数を求めた結果を図6に示す。図からタイムラグ $0 \leq \tau \leq 1$ の範囲で相互相関係数は低く両者の類似性は低いと判断できる。

本研究では、介助者と被介助者の筋活動の同調の程度（類似性）を定量化するにあたり、タイムラグ $0 \leq \tau \leq 1$ の範囲における相互相関係数の最大値を同調の程度とする。これは 1 秒程度の遅れで両者の類似性が高くなるなら、同調とみなすということである。両者の変化が一律にずれると考えるより、途中で遅れが変動すると考えるのが自然であるため、1 秒程度の範囲で最大になる相互相関係数を探索することとした。図4の場合、すなわち介助者 A と被介助者 X の同調の程度は 0.524 であり、図6の場合、すなわち介助者 D と被介助者 Y の同調の程度は 0.142 となる。

なお、図5では、要全介助の（自力では動けない）被介助者 Y にも iEMG 信号が高くなっている箇所がある。これは実験参加者が健常者であるため、本人は力を出していないつもりでも、介助者の動きとのタイミングによって筋電が出てしまっていると考えられる。他のケースの iEMG 信号を調べると、被介助者役で、自力では動けない人の役をうまく演じている場合もあれば、どうしても筋電が出てしまう場合もあり、筋電の大きさは小さいものの筋力の使い方のパターンが様々であった。本研究では、被介助者として要支援 1 と要介護 5 を想定したが、実際は、その中間の被介助者を演じているケースが含まれていたことから、様々な身体能力の被介助者について実験を行ったものと考えらる。

3. 実験結果

図7に介助作業 32 回のすべてについて、介助者と被介助者の同調の程度と介助者の腰の負担の関係を示す。図の横軸は介助者と被介助者の iEMG 信号の相互相関係数を、縦軸は介助者の基準化筋負担を表している。横軸の相互相関係数が大きいほど両者の同調の程度は大きくなる。

横軸の相互相関係数と縦軸の筋負担の相関係数は $r = -0.32$ ($p=0.06$) であり、ギルフォードの基準(Guildford rule of thumb⁽²⁰⁾)によれば、弱い相関があることになる。

これらの結果は介助者と被介助者の同調の程度が大きくなるほど、介助者の腰の筋負担が小さくなる傾向を示している。このことは、2 人の動作が同調すれば、互いの力を発揮するタイミングが合い、それぞれの負担は小さくて済むということを意味していると考えられる。

前にも述べたように本研究の被介助者に関して、要一部支援の状態と要全介助の状態を想定した。要全介助の状態では被介助者役は脱力して自ら動かないようにしたため、そのと

きの同調の程度は低く、介助者の筋負担は大きくなり、半数の18個の点は図の左上に集まると思われる。しかしそのようになっていないのは、前節で述べたように、被介助者役は、要一部支援と要全介助の中間の状態も演じたためと考えられる。

図8に被介助者が自ら動ける要一部支援の場合のみの18点をプロットした図を示す。横軸の相互相関係数と縦軸の筋負担の相関係数は $r = -0.38$ と相関はやや強くなった。ただしデータ数が少ないため、有意性のp値は大きくなった。

図9に作業別の介助者の腰の負担と介助者と被介助者の同調の関係を示す。棒グラフは介助者の腰の筋負担を、黒丸は介助者と被介助者の相互相関係数の作業別の平均値、すなわち動作の同調の程度を表している。図から作業別では、要全介助の被介助者に対してベッド起き上り介助をする場合が、介助者の腰の負担が最も大きいことがわかる。これは、ベッド中央に横たわる被介助者と介助者との水平距離が約60cmあり、介助者は大きな前屈姿勢を強いられるためであると考えられる。車いす移乗介助の場合は、介助者が被介助者に密着することによって腰の前屈を避けることができる。

このような理由から、被介助者の状態にかかわらず、車いす移乗介助に比べてベッド起き上り介助のほうが介助者の腰の負担は大きい傾向が認められる。

被介助者の状態別では、当然ながら要全介助の場合のほうが介助者の腰の負担が大きい傾向がある。

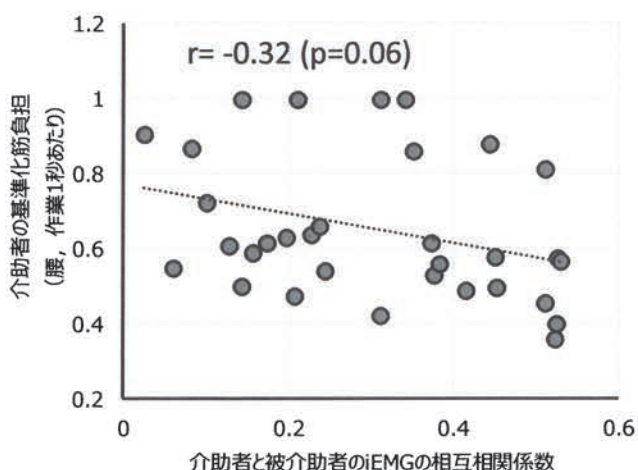


図7 介助者と被介助者の同調の程度と介助者の腰の負担の関係

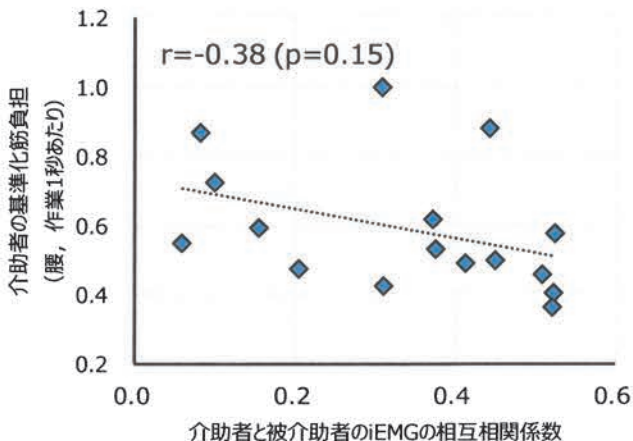


図8 介助者と被介助者の同調の程度と介助者の腰の負担の関係 (被介助者が要一部支援の場合)

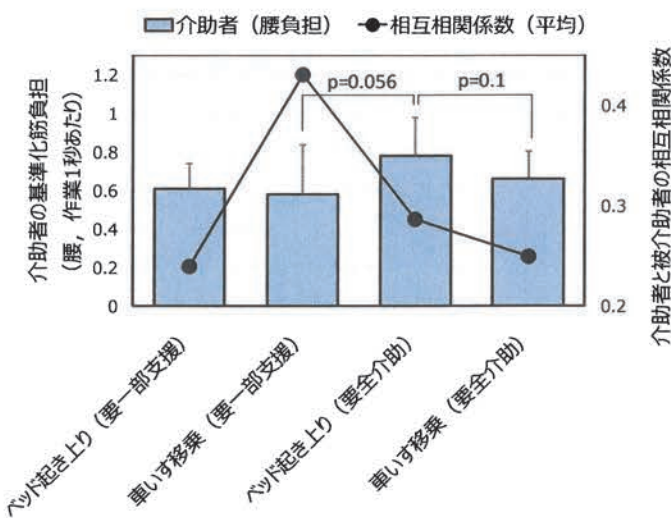


図9 作業別の介助者の腰の負担と介助者-被介助者の同調の関係

介助者と被介助者の動作の同調の程度は、要一部支援の被介助者について車いす移乗介助を行う場合が最も高く、2人の動作が最も同調していることがわかる。この場合に介助者の腰の負担は最小となる傾向が認められる。その他の作業についても、介助者と被介助者の同調の程度が大きい作業では、介助者の腰の負担が小さい傾向が認められる。

図10、図11は熟練看護師と初学者の違いについてまとめたものである。いずれも同一の被介助者 X を介助する場合の結果を示している。図10は全作業について、図11は車いす移乗介助に限定してまとめたものである。

いずれの結果も、熟練看護師が介助したほうが介助者自身および被介助者の腰の負担は小さく、2人の動作の同調の程度も高くなる傾向が認められる。図11が示す車いす移乗介助についてはその傾向がより顕著になっていることがわかる。熟練看護師は、無意識のうちにボディメカニクス原理に則り、被介助者と動作がより同調するよう自身の動作を被介助者に合わせることによって自身に負担のかからないような姿勢、動作を行った結果であると推察される。そのことが、車いす移乗介助に顕著に表れたものと考えられる。また、熟練看護師は普段どおりに被介助者へ「声掛け」を積極的に行っていた。「声掛け」によって、被介助者との動作の同調の程度がより高くなるものと考えられる。このことも熟練看護師の負担が小さい理由であると考えられる。

4. おわりに

本研究では、介助者と被介助者の筋活動の同調に着目し、同調の程度と腰の筋負担の関係を明らかにするため、介助作業としてベッド上での起き上り介助とベッド端座位から車いすへの移乗介助を取り上げて実験を行い、介助者と被介助者の腰部の筋電図測定を行った。

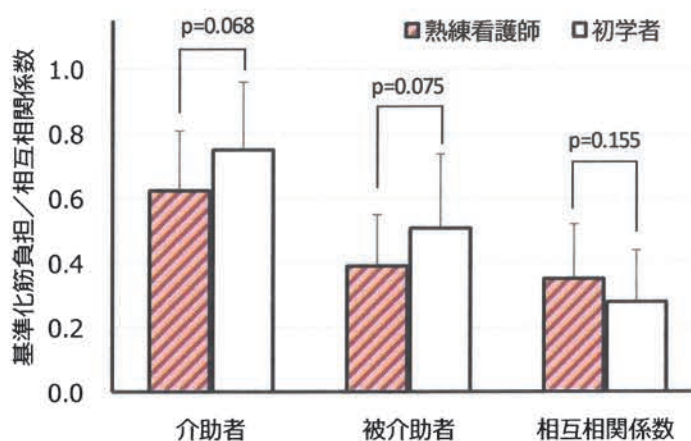


図10 熟練看護師と初学者の比較
(腰の負担, 同調の程度)
(全作業に対して同一の被介助者で集計)

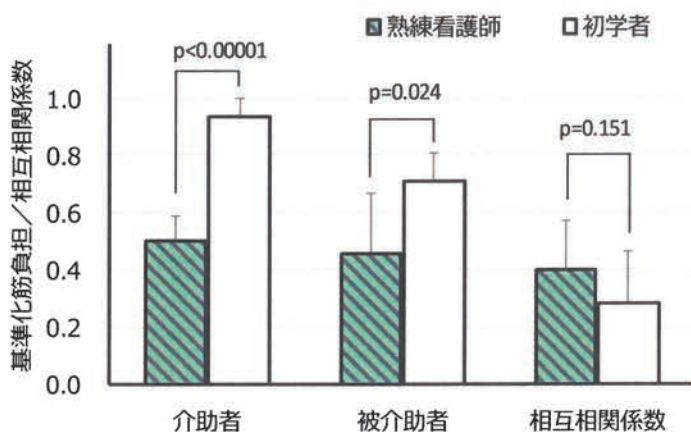


図11 熟練看護師と初学者の比較
(腰の負担, 同調の程度)
(車いす移乗介助に対して同一の被介助者で集計)

その主な結果は以下のとおりである。

- (1) 介助者と被介助者の筋活動はそれぞれの iEMG 信号で表すことができ、両者の同調の程度はそれらの相互相関関数により求めることができた。
- (2) 介助者と被介助者の同調の程度が大きくなるほど、介助者の腰の筋負担が小さくなる傾向を示した。
- (3) 作業別では車いす移乗介助よりも、腰の前屈を必要とするベッド起き上り介助のほうが介助者の腰の負担は大きい傾向が認められた。
- (4) 熟練看護師と初学者では、熟練看護師の介助のほうが介助者自身および被介助者の腰の負担は小さく、2人の動作の同調の程度も高くなる傾向が認められた。
- (5) 筋負担を軽減する介助法として、被介助者と動作がより同調するよう自身の動作を被介助者に合わせたり、被介助者へ「声掛け」を行って自身の動作に合わせたりすることが必要である。

今回の実験では、実験参加者が少ないにもかかわらず、ある程度の傾向と方向性は見出された。今後、実験参加者を増やし、今回得られた結果をより確かなものとする必要がある。

謝辞

本研究は、JSPS 科研費（基盤研究（B）16H05571）の助成を受けて実施した。

参考文献

- (1) 厚生労働省、「介護保険事業状況報告月報（暫定版）2018年5月」, <https://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/m18/1805.html>, (2018年8月1日閲覧).
- (2) 加藤久和, ほか10名, 「経済産業省, 将来の介護需給に対する高齢者ケアシステムに関する研究会報告書」, (2018), pp.1-127.
- (3) 齊藤 誠, 西田裕介, 「介護老人保健施設に勤務する看護・介護職に従事する者の心理社会的要因および人間工学的要因が腰痛症に与えている影響」, 理学療法科学, 30-6(2015), pp.873-876.
- (4) 鈴木聡美, 白石葉子, 「病院に勤務する看護師の腰痛と体位変換・移乗介助の援助状況との関連」, 三重県立看護大学紀要, 21(2017), pp.69-82.
- (5) 富岡公子, 「新設介護老人福祉施設における介護労働者の腰痛問題に関する検討」, 産業衛生学雑誌, 50(2008), pp.86-91.
- (6) 岩切一幸, 外山みどり, 高橋正也, ほか6名, 「介護者のための腰痛予防マニュアル — 安全な移乗のために —」, 労働安全衛生研究, 1-3(2008), pp.255-265.
- (7) 岩切一幸, 高橋正也, 外山みどり, 劉欣欣, 甲田茂樹, 「福祉用具を導入した高齢者介護施設における介護者の腰痛発生要因」, 産業衛生学雑誌, 58-4(2016), pp.130-142.
- (8) 峯松 亮, 「介護職者の腰痛事情」, 日本職業・災害医学会会誌, JJOMT, 52-3 (2004), pp.166-169.
- (9) 工藤弘行, 渡辺正幸, 角田稔, 斎藤俊郎, 安斎弘樹, 「介護ベッドからの立ち上がり動作に関する運動力学的解析」, 日本機械学会東北支部秋季講演会講演論文集, 39(2003), pp.323-324.

- (10) 横井和美, 伊丹君和, 藤田きみゑ, ほか5名, 「安全なベッドからの立ち上がりに関する研究 (その2): 表面筋電図を用いた成人患者の下肢筋力の検討」, 人間看護学研究, 3 (2004), pp.29-37.
- (11) パナソニック, 「要支援1や要介護5って, それぞれどれぐらいの状態なの?」, <https://sumai.panasonic.jp/agefree/qanda/answer-3-09.html>, (2018年8月1日閲覧).
- (12) 厚生労働省, 「要介護認定はどのように行われるか」, https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/nintei/gaiyo2.html, (2018年8月1日閲覧).
- (13) 三宅晋司, 「商品開発・評価のための生理計測とデータ解析ノウハウ」, エヌ・ティー・エス, (2017), p.157.
- (14) 三好扶, 高橋良至, 李虎奎, 鈴木禎, 米田隆志, 「脳卒中患者に見る逆位相的2関節筋筋活動パターンと円描画運動の滑らかさ」, 生体医工学, 47-6(2009), pp.494-500.
- (15) 立本将士, 山口智史, 田辺茂雄, 大高洋平, 近藤国嗣, 田中悟志, 「頭皮-皮質間距離が経頭蓋磁気刺激法による下肢一次運動野の運動誘発電位に及ぼす影響」, 理学療法学, 43-6(2016), pp.469-476.
- (16) 乾 大祐, 伊藤 聡, 佐々木 実, 「筋電位からの手動作推定における特徴量とSVMカーネル・パラメータについての実験的考察」, 日本機械学会論文集(C編), 79-808(2013), pp.4746-4756.
- (17) 能智崇徳, 米山 理, 内田ゆず, 「表面筋電位を用いたバスドラム演奏時における脚部動作の解析」, 第11回情報科学技術フォーラム講演論文集, 11-2(2012), pp.153-154.
- (18) 渡辺富夫, 大久保雅史, 「コミュニケーションにおける引き込み現象の生理的側面からの分析評価」, 情報処理学会論文誌, 39-5(1998), pp.1225-1231.
- (19) Kawano.T., Majima,Y., Maekawa,Y., Katagiri,M. and Ishigame,A., ”Interbrain Synchronization between Nurse and Patient During Drawing Blood”, Proc. of the 9th Int. Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2016)-V.5-, HEALTHINF(2016), pp.507-511.
- (20) Kmeli,S., and Baki,R.B., “The impact of vocabulary knowledge level on EFL reading comprehension.”, Int. Journal of Applied Linguistics and English Literature, 2-1(2013), pp.85-89.