



表面筋電図による看護ケアのひねり動作が腰部に及ぼす負荷分析に関する研究

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2011-05-31 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 前川, 泰子 メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24729/00000054

大阪府立大学博士論文

表面筋電図による看護ケアのひねり動作が
腰部に及ぼす負荷分析に関する研究

2011年1月

前 川 泰 子

目次

第1章 序論	1
第2章 表面筋電図とひねり角度データの信号処理	7
2.1 序言	7
2.2 表面筋電図とゴニオメータによるひねり角度データの計測方法	8
2.3 表面筋電図の信号処理	9
2.3.1 表面筋電図の雑音除去	9
2.3.2 表面筋電図の平滑化	12
2.4 ゴニオメータによるひねり角度データの平滑化	12
2.5 信号処理後のひねり角度データと表面筋電図からの分析項目	12
2.6 信号処理後のひねり角度データと表面筋電図の波形の変化	13
2.7 結言	15
第3章 基本動作における腰部ひねりと表面筋電図の関係	17
3.1 序言	17
3.2 直立姿勢と前傾姿勢における腰部のひねり角度と表面筋電図の計測方法	17
3.3 直立姿勢と前傾姿勢における腰部のひねり角度と表面筋電図の分析方法	21
3.4 直立姿勢における腰部ひねりと表面筋電図の関係	21
3.5 前傾姿勢における腰部ひねりと表面筋電図の関係	24
3.6 考察	32
3.6.1 直立姿勢におけるひねり動作と表面筋電図の関係について	32
3.6.2 前傾姿勢におけるひねり動作と表面筋電図の関係について	33
3.7 結言	34

第4章 看護ケアにおける腰部ひねりと表面筋電図の関係	35
4.1 序言	35
4.2 ベッドから車椅子への移乗介助	35
4.3 ベッドから車椅子への移乗介助における表面筋電図とひねり角度データの分析方法	41
4.4 ベッドから車椅子への移乗介助における腰部ひねりと表面筋電図の関係	41
4.5 考察	43
4.6 結言	45
第5章 看護ケアにおける腰部負荷の視覚化の試み	47
5.1 序言	47
5.2 腰部ひねりと積分筋電図の対散布図による視覚化	48
5.3 腰部ひねりと積分筋電図の介助方法別比較	53
5.4 腰部ひねりが左右腰部に与える負荷の視覚化	53
5.5 考察	59
5.6 結言	62
第6章 結論	63
謝辞	67
参考文献	69

目次

2.1	センサ貼付部位.....	9
2.2	ノッチフィルタの減衰特性.....	11
2.3	ノッチフィルタリング前後の EMG 波形とそのパワースペクトル.....	11
2.4	ひねり角度と EMG の信号処理後の波形 (直立右方向へひねり 90° , 両足を揃えた場合)	14
3.1	直立姿勢におけるひねり動作.....	19
3.2	前傾姿勢におけるひねり動作.....	19
3.3	MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線 (直立 - 両足揃え)	22
3.4	MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線 (直立 - 両足揃え)	22
3.5	MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線 (直立 - 両足揃え)	22
3.6	MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線 (直立 - 両足肩幅)	23
3.7	MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線 (直立 - 両足肩幅)	23
3.8	MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線 (直立 - 両足肩幅)	23
3.9	MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 30° 両足揃え)	26
3.10	MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 30° 両足揃え)	26
3.11	MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 30° 両足揃え)	26
3.12	MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 30° 両足肩幅)	27
3.13	MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 30° 両足肩幅)	27
3.14	MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 30° 両足肩幅)	27
3.15	MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足揃え)	28
3.16	MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足揃え)	28
3.17	MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足揃え)	28
3.18	MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足肩幅)	29
3.19	MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足肩幅)	29
3.20	MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足肩幅)	29

3.21	MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 90° 両足肩幅）	30
3.22	MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 90° 両足肩幅）	30
3.23	MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 90° 両足肩幅）	30
3.24	前傾角度別回帰直線（MaxG と E_{Te} , 両足肩幅）	31
3.25	前傾角度別回帰直線（MaxH と E_{Te} , 両足肩幅）	31
3.26	前傾角度別回帰直線（MaxA と E_{Te} , 両足肩幅）	31
4.1	ベッドから車椅子への移乗介助動作（方法 1）	38
4.2	ベッドから車椅子への移乗介助動作（方法 2）	39
4.3	ベッドから車椅子への移乗介助動作（方法 3）	40
4.4	ベッドから車椅子への移乗介助時のひねり角度と EMG の信号処理後の波形（方法 1）	42
4.5	MeanG と E_{Me} の分布	44
4.6	MeanH と E_{Me} の分布	44
4.7	MeanA と E_{Me} の分布	44
5.1	動作①における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較	49
5.2	動作②における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較	50
5.3	動作③における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較	51
5.4	動作④における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較	52
5.5	動作①における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較	55
5.6	動作①における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較	55
5.7	動作①における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較	55
5.8	動作②における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較	56
5.9	動作②における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較	56
5.10	動作②における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較	56

5.11	動作③における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較.....	57
5.12	動作③における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較.....	57
5.13	動作③における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較.....	57
5.14	動作④における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較.....	58
5.15	動作④における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較.....	58
5.16	動作④における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較.....	58

表目次

3.1	直立姿勢における実験項目	20
3.2	前傾姿勢における実験項目	20
3.3	直立姿勢における $\text{Max}G$, $\text{Max}H$, $\text{Max}A$ と E_{Te} の相関値 (両足揃え・両足肩幅)	21
3.4	前傾角度別 $\text{Max}G$, $\text{Max}H$, $\text{Max}A$ と E_{Te} の相関値 (両足揃え・両足肩幅)	24
3.5	前傾 0° との回帰直線傾きの有意差	25
4.1	ベッドから車椅子への移乗介助の主な3方法	36
4.2	$\text{Mean}G$, $\text{Mean}H$, $\text{Mean}A$ と E_{Me} の相関値 (ベッドから車椅子への移乗介助)	41
5.1	4つの動作における方法別積分筋電図, ひねり角度, ひねり角速度, ひねり角加速度の平均値	54

第 1 章

序論

わが国では、65歳以上の高齢者人口が約2900万人、人口比率22.7%（2009年、国勢調査）と超高齢社会に突入し[1]、病院で入院している65歳以上の患者の割合は67%以上を占め、その数は増え続けている。そのため、看護師は入院患者に対して、本来の治療だけでなく、高齢者に対する日常生活行動への援助を必要とする場面が多くなり、看護師への身体負担は多くなっている。このような背景から、平成18年「一般病棟入院基本料7:1」という診療報酬の改定で、看護師一人が受持つ患者数がそれまでの10人から7人へ変更された。それにより看護師の需要が急増し、現実には多くの病院で看護師不足が生じ、看護業務の負担の増大という深刻な状況に陥っている。また、平均在院日数の短縮化、平成12年に施行された介護保険制度により、在宅訪問看護を必要とする対象者数は470万人を超え、ここ10年で2倍になっている。訪問看護業務において実施率の高い看護ケアは、「排泄援助」「清拭」「移送（移乗・歩行介助）」「その他の保清」などで、対象者を抱えたり、動かしたりする際の介助者の腰への負担が大きい。さらに、介護度が高い対象者個々の様々な居住環境に合わせて看護ケアを実施しなければならず、無理な姿勢を強いられることによる身体的負担は大きくなっている。

病院・訪問の別を問わず、看護ケアで実施される患者の移送などは、重量物取り扱い業務に分類されているように、腰痛発症のリスクを伴うものが多い。このため、看護師の腰痛発症率の高さが深刻な問題となっている。日本看護協会では、「看護職の社会経済福祉に関する指針 看護の職場における労働安全衛生ガイドライン 平成16年版労働安全衛生編」[2]の中で、看護職員の労働安全衛生管理の一つに腰痛をあげ、「作業環境管理」「作業管理」「健康管理」「労働衛生管理」「労働衛生教育」、それぞれについて確認事項と対策をまとめている。

しかし現状をみると、看護職の腰痛経験率は、他職種業務と比較して高く[3,4]、5～8割の看護職が腰痛を経験しているという報告があり[5,6,7,8,9]、腰痛予防対策が看護の現場で浸透しているとはいえない。

看護ケアによる腰痛の発症原因の多くは、患者などを抱えての“前屈”、“中腰”、“ひねり”動作といわれている[10,11]。看護師の腰痛は、姿勢変化や荷重による腰椎前彎や椎間板圧迫の増強[12]と、脊柱起立筋への負荷の増加[13,14]、および腰部を支える筋群（多裂筋、広背筋、腸方形筋、腹直筋、内・外腹斜筋）の筋力低下や疲労により生じる場合が多いと考えられている[15,16,17]。看護ケアを必要とする対象者のほとんどは、ベッド上や床上で、様々な姿勢で臥床しており、さらに医療器機を装着している場合も多く、看護師は、前屈・中腰・ひねり動作を繰り返しながら、看護ケアを実施している。

甲田ら[3]は、移動や入浴、食事の介助などベッドサイドで行う中腰作業が腰痛発症に深く関連すると指摘し、また野上ら[18]は、腰痛の原因と考えられる看護業務に、「ベッドから車椅子への移動介助」、「体交介助」を上げ、中腰姿勢や抱きかかえ動作が多いと腰痛発症頻度が高くなることを明らかにしている。しかし、これまでの看護ケアにおける腰部負荷に関する研究は、看護技術を実施した際の看護師の疲労度や腰への負担度合いなど主観的な感覚をアンケートやインタビューで調査したものが多く、工学的計測に基づく研究は少ない。小原ら[19]は、長町式作業姿勢分類[11]をもとにした「簡易型作業姿勢診断システム」を用いて、看護ケア時の腰痛の原因となる姿勢を、目視により携帯端末の画面表示からペンタッチ入力することにより、簡易的に客観評価しているが、携帯端末から選択できる姿勢は、“前屈”、“中腰”姿勢だけであり、“ひねり”は含まれていない。その他の工学的計測においても、“前屈”、“中腰”の動作が腰部に与える負荷について、ビデオ撮影により、体幹、下腿、膝、肘などの関節の角度を二次元的に計測し、それらと表面筋電図の関係を調べたものがほとんどである[20,21,22,23,24,25]。

一方、“ひねり”については、腰痛の原因と言われながら、腰部負荷との関係を定量的に計測した研究は見当たらず、ひねりが腰部に及ぼす影響については、未だ明らかにされていない。実際の看護場面では、低いベッドでの前傾姿勢による作業だけでなく、ベッド間のスペースの狭さ[26]や、ベッド周辺の環境に

合わせて、不自然な姿勢によるひねり動作をとる機会が多い。伊丹ら[27]は、直立姿勢において、目視による腰部のひねり角度と表面筋電図の関係や、看護動作時の表面筋電図を調べている。しかし文献[27]では、ひねり角度の変化が表面筋電図に及ぼす影響については調べられていない。

このような背景のもと、本論文では、腰部のひねりについて、ひねり角度センサー（ゴニオメータ）を用い、表面筋電図との関係を調べ、ひねりが腰部に及ぼす影響因子とその負荷を分析した結果について述べる。さらに、腰痛発症リスクの予測、腰痛予防、およびその教育に役立てることを目的として、看護基礎教育で学ぶ看護技術、ならびに臨床現場で行われている看護ケアを実施した時の腰部への負荷を定量化する。

なお、本研究は、所属機関の倫理審査委員会の承認を得た上で実施している。

本論文の構成は以下のとおりである。

第2章では、本論文で用いた表面筋電図とゴニオメータによるひねり角度データについて、各データの特徴と計測方法、信号処理方法、および分析項目について述べる。表面筋電図で計測できる生体信号は微弱なため、雑音の影響を受けやすい。中でも計測機器からの持続的な交流雑音の混入や、計測時に生じるパルス性雑音の混入は分析結果に影響する。一般にこれらの雑音除去はローパスフィルタによる平滑化により行われているが、雑音の除去は不十分である。そこで、計測機器からの持続的な交流雑音（60Hzとその高調波）を除去するノッチフィルタリング処理を考案し、また、パルス性雑音に対しては、トリムド平均値フィルタリング処理による除去手法について述べる。これらの信号処理により、波形の特徴や動作に伴う変化をより正確に抽出でき、両者の関係性をより明らかに示すことができる。なお、ひねりが腰部へ及ぼす影響因子を調べるため、ひねり角度データから、ひねり角速度、ひねり角加速度を計算し、表面筋電図から、筋活動量の指標とされている積分筋電図[28,29]を計算して、これらを分析項目とする。筋活動量は筋負荷を表す量と考えられるので、本論文では、積分筋電図により筋負荷量を調べる。

第3章では、単に腰部をひねるという動作が腰部筋に及ぼす影響を調べるため、まず、直立姿勢で腰部を左右にひねるという動作について、次に、日常的な看護ケアによく見られる上体の前傾姿勢に腰部ひねりを加えた動作について、

各ひねり角度と表面筋電図を計測した結果を示す。看護基礎教育では、ボディメカニクス（力学的原理を利用する技術）を用いて身体的負荷を軽減するために、身体の重心を低く、両足を肩幅程度に開き基底面を広くとり、姿勢を安定させることを学ぶ。しかし実際には、患者の病状、ベッド周囲の環境に合わせてケアを実施するため、十分にボディメカニクスを活用することが困難な状況が多い[8]。そこで上記のひねり動作について、両足を揃えた場合と、両足を肩幅に開脚した場合についても表面筋電図を計測している。そして、第2章で述べる分析項目により、腰部のひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度と脊柱起立筋の積分筋電図（筋負荷量）との相関関係を調べ、姿勢の違いが腰部へ及ぼすひねりの影響因子について示す。その結果より、腰部のひねりが、腰部負荷に及ぼすリスクの高い条件と要因を明らかにする。

第4章では、中腰姿勢や患者を抱えての前屈・ひねり動作や移動を含み、腰痛の原因になりやすいといわれている「ベッドから車椅子への移乗介助」について、腰部ひねりが腰部筋に及ぼす影響を調べる。まず、実際の臨床現場や看護基礎教育で行われている「ベッドから車椅子への移乗介助」の主な3つの方法を説明し、次に、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度それぞれと積分筋電図（筋負荷量）の関係を調べた結果について述べる。移乗介助時の動作が、第3章で調べた腰をひねる単一動作と違う点は、患者を抱えて、姿勢・動作速度が常に変化するということである。第4章の結果より、「ベッドから車椅子への移乗介助」においても、腰部のひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度が腰部負荷に大きく影響することを示す。ここで取り上げた移乗介助動作は、前傾、ひねり、前傾とひねり両方の姿勢が速度を変えながら頻出する。一方、患者へのケアに際しては、患者に合わせたゆっくりした動作と同時に、丁寧さや手際の良さ、スピード、臨機応変な対応などが求められる。以上のことから、第3章と第4章の結果を基に、移乗介助が腰部に及ぼすひねりの影響因子を明らかにし、移乗介助における腰部負荷の特徴と、看護ケア時の注意点について述べる。

第5章では、移乗介助は複数の目的の動作が組み合わさった一連の動作であるため、第4章で述べた3つの方法をそれぞれ目的別に4つの動作に分け、腰部のひねりが腰部負荷に及ぼす影響について分析する。そして、各動作中の“ひ

ねり”が腰部に及ぼす影響に関して、より腰部負荷の少ないケア方法を検討、周知するための方策として、看護ケア時の腰部のひねりと筋負荷量を対散布図により視覚化する手法について述べる。この視覚化により、介助方法別のひねりやそれに伴う腰部負荷の大きさの違いをわかりやすく示すことができると同時に、同じ目的の動作でも、介助者によりひねりや腰部負荷に個人差が出やすい方法かどうかを表すことができる。また、腰部負荷は左右アンバランスな筋活動の持続により増強するといわれている[30]。そこで、この視覚化の方法を用いて、移乗介助時の環境や様々な条件により生じる腰部の左右アンバランスな負荷を明示し、腰部負荷の少ない介助方法を提示すると共に、移乗介助における腰部負荷に関する注意点を示す。

最後に第 6 章では、本研究に関する統括を行い、今後の課題を述べ、結論とする。

第 2 章

表面筋電図とひねり角度データの信号処理

2.1 序言

本章では、本論文で用いた表面筋電図とゴニオメータによるひねり角度データについて、各データの特徴と計測方法、信号処理方法、および分析項目について述べる。

筋電図(Electromyogram; EMG)は、骨格筋が収縮する際に発生する活動電位を生体信号として導出したものであり、身体運動の把握や解析に広く用いられている[31,32]。筋電図には、直接筋肉に針を刺入し限局した電位を導出する針筋電図と、筋肉の皮膚上に電極を接着させ、集合電位を導出する表面筋電図がある。針筋電図は、標的筋肉の電位変化を高い分解能で識別でき、皮膚抵抗などのアーチファクト混入を考慮せず計測できる利点はあるが、被験者に侵襲を伴う。一方、表面筋電図は、機能単位としての筋の活動全体を反映するため、筋活動電位と筋力の関係や、筋疲労に伴う筋活動電位の変化など機能評価に用いられる。また、被験者への侵襲を伴わず計測できる利点は大きい。しかし、その反面、皮膚抵抗による電極面から混入する雑音や、電源から継続的に混入する交流雑音によりデータの解析結果に誤差が生じる可能性があり、十分な注意を要する。

また、ゴニオメータは、人体各部の関節角度などの計測に用いられ、人間工学、リハビリテーション工学、整形外科学などの分野で広く利用されている[33]。本研究で使用したゴニオメータ(Q150, SG150/B, バイオメトリクス社製)は、フレキシブルゴニオメータと呼ばれ、構造が簡単かつ軽量で、2つのエンドブロック間にセンサ部(歪みゲージ)がある構造により、柔軟で、被験者の動作

を妨げない利点がある。しかし、被験者の動きの程度により、センサの細かな揺れの影響が、ひねり角度データに雑音として混入する。

よって、表面筋電図とゴニオメータによるひねり角度データの関係性を調べる場合、まずセンサで計測された表面筋電図とひねり角度データの雑音を除去する必要がある[34]。しかし、一般に用いられるローパスフィルタによる平滑化ではこれらの雑音除去は不十分である。そこで本章では、計測した表面筋電図の交流雑音(60Hzとその高調波)除去に対して、ノッチフィルタリング処理を考案する。さらに、パルス性雑音に対しては、トリムド平均値フィルタリング処理による除去手法について提案する。本章の構成は次のとおりである。2.2で表面筋電図とゴニオメータによるひねり角度データの計測方法について述べ、2.3で表面筋電図の信号処理について、2.4でゴニオメータによるひねり角度データの平滑化について述べる。2.5で信号処理後のひねり角度データと表面筋電図からの分析項目について、2.6で信号処理後のひねり角度データと表面筋電図の波形の変化について述べ、2.7を結言とする。

2.2 表面筋電図とゴニオメータによるひねり角度データの計測方法

ひねり角度の計測は、ゴニオメータ(Q50, バイオメトリクス社製)を腰部脊柱に貼付して行った。表面筋電図の計測は、EMG アンプ(SX230, バイオメトリクス社製)の電極を、解剖学的に腰部負荷に関連する筋である左右脊柱起立筋(腰椎L4付近)と左右外腹斜筋, 左右大殿筋, 左右大腿二頭筋[27]の計8箇所貼付して行った。腰部のセンサ貼布部[35]を図2.1に示す。EMG センサは一つのボードに2つの電極が配置されたものを使用し、アースは被験者の外踝骨もしくは内踝骨上の皮膚に貼付した。電極からの生体信号を中継器, AD変換器を通し1kHzでサンプリングし(サンプリング間隔 $\tau=1\text{ms}$), ソフトウェア(TRIASシステム, DKH社製)を使用してパソコンに取り込んだ。その際、フィルタ設定は行わず、得られた信号データはテキストファイルで保存し、MATLABで信号処理を行い、データ解析した。本研究では、上記8箇所の筋肉のうち急性腰痛症や椎間板ヘルニアなどに最も関連のある左右脊柱起立筋を解析対象とし、腰部のひねり角度と表面筋電図の関係性を調べた。なお、計測データの解析では、

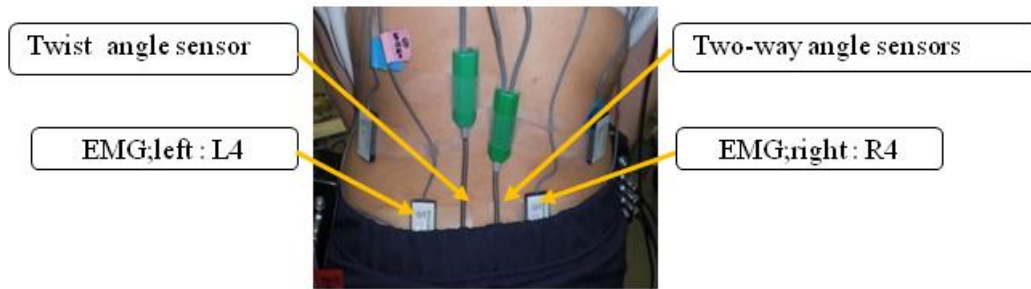


図 2.1 センサ貼付部位

腰部負荷に関して個人差なども含めた腰部ひねりと表面筋電図の関係を調べることを目的としたため、データの規格化は行わなかった。

2.3 表面筋電図の信号処理

EMG 信号は微弱なため雑音の影響を受けやすく、中でも計測機器からの交流雑音の混入と、計測時におけるパルス性雑音の混入が著しい。そこで、EMG 信号は、基線補正後、ノッチフィルタ (Notch Filter) にて交流雑音 (60Hz とその高調波成分) を除去し、全波整流後、トリムド平均値フィルタ (Trimmed Mean Filter; TMF) にてパルス性雑音の除去と平滑化を行う。

2.3.1 でノッチフィルタを用いた表面筋電図の雑音除去について、2.3.2 でトリムド平均値フィルタを用いた表面筋電図の平滑化について説明する。

2.3.1 表面筋電図の雑音除去

ノッチフィルタは、特定の周波数成分を除去するフィルタである。交流雑音 $A\cos\omega_0t$ が加わったデータ信号を $u'(t)$ 、雑音のない信号を $u(t)$ とし、

$$u'(t) = u(t) + A\cos\omega_0t \quad (2.1)$$

とする。

$$v(t) = \frac{1}{2}(u'(t) - u'(t-T)) \quad (T = \frac{2\pi}{\omega_0}) \quad (2.2)$$

とおくと,

$$\begin{aligned} v(t) &= \frac{1}{2}((u(t) + A\cos\omega_0 t) - (u(t-T) + A\cos\omega_0(t-T))) \\ &= \frac{1}{2}(u(t) - (u(t-T))) \end{aligned} \quad (2.3)$$

となり, 角周波数 ω_0 とその整数倍の角周波数成分が除去される. $v(t)$, $u'(t)$ のフーリエ変換をそれぞれ $V(\omega)$, $U'(\omega)$ とおくと, 式(2.2) は,

$$V(\omega) = \frac{1}{2}(1 - e^{-j\omega T})U'(\omega) \quad (2.4)$$

と書けるので, $V(\omega)$ は減衰特性が $\frac{1}{2}(1 - e^{-j\omega T})$ のフィルタに $U'(\omega)$ を通したものとなる. ここに係数 $\frac{1}{2}$ をかけるのは減衰特性の値を 1 以下にするためである.

$T = f_s/60$ (f_s は標本化周波数) の場合のフィルタ減衰特性を図 2.2 に示す. 図 2.3 に, EMG 波形とそのパワースペクトルおよびノッチフィルタに通した波形とそのパワースペクトルを示す.

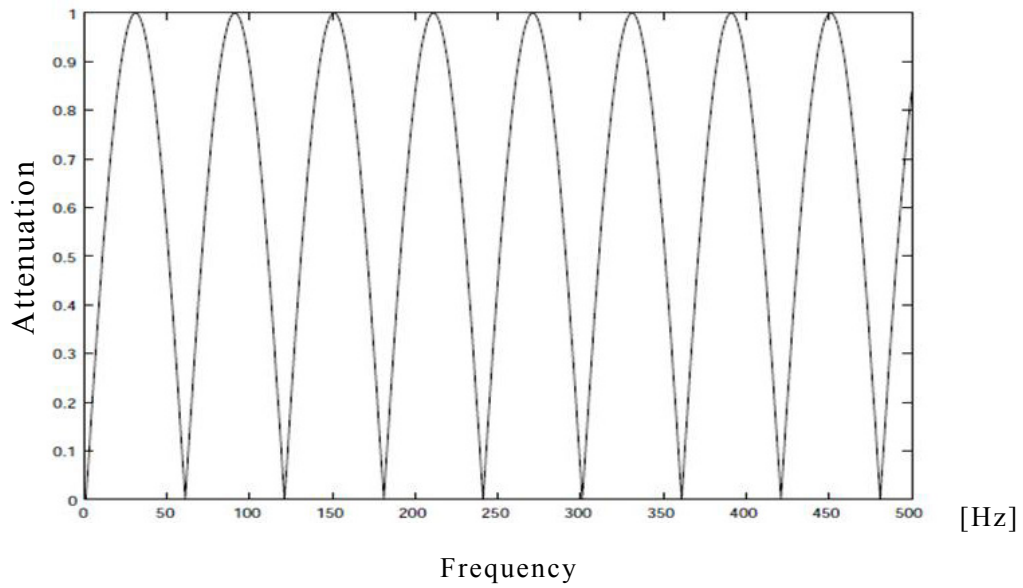


図 2.2 ノッチフィルタの減衰特性

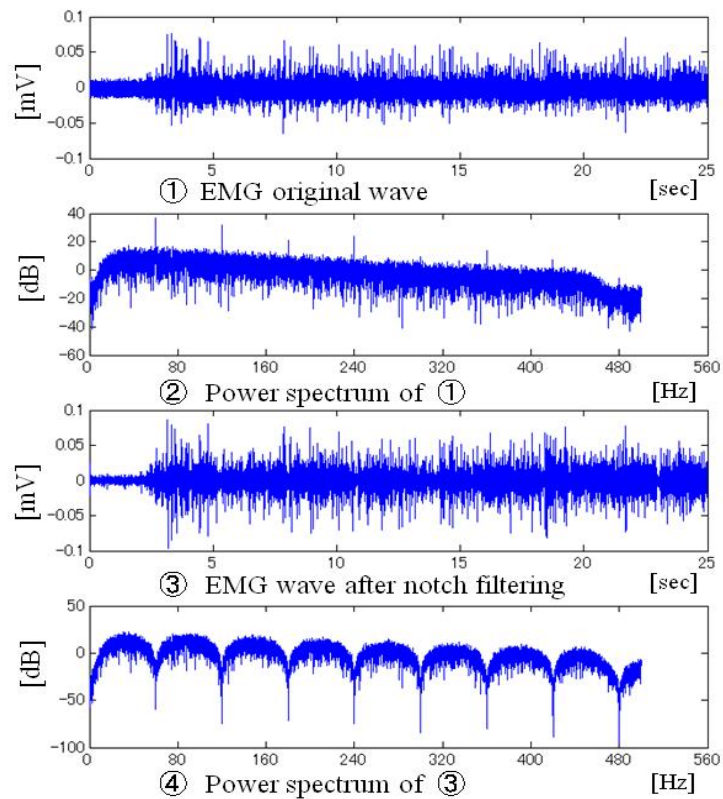


図 2.3 ノッチフィルタリング前後の EMG 波形とそのパワースペクトル

2.3.2 表面筋電図の平滑化

トリムド平均値フィルタは、パルス性雑音の除去と平滑化を行うフィルタである。フィルタリング対象の長さ $2M+1$ の信号系列 $\{x_k\}$ を大きさの順に並べたものを $\{x_k^{(i)}\}$ とする。 $\{x_k^{(i)}\}$ の大きい方から P 個と小さい方から P 個を除いて、残りの信号値の平均を取って出力する。すなわち、トリムド平均値フィルタの出力 y_k は、

$$y_k = \frac{1}{2(M-P)+1} \sum_{i=-M+P}^{M-P} x_k^{(i)} \quad (2.5)$$

である。

本実験では、トリムド平均値フィルタのパラメータを、予備実験から、第3章で述べるひねり角度と積分筋電図（筋負荷量）との相関値が最も大きくなる値として、 $M=300$, $P=70$ に設定した。なお、フィルタの周波数特性は、遮断周波数が 1.0Hz で、 20dB 減衰周波数が 2.0Hz である。

2.4 ゴニオメータによるひねり角度データの平滑化

ゴニオメータにより計測したひねり角度データについては、センサの細かな揺れのために生じるひねり角度データの細かな揺れ(雑音)を取り除くために、ローパスフィルタ(LPF:遮断周波数 0.8Hz , 20dB 減衰周波数 1.6Hz)により平滑化する。これにより、ひねり角度の滑らかな動きを取り出すことができる。

2.5 信号処理後のひねり角度データと表面筋電図からの分析項目

ひねり角度について、2.4で信号処理をしたひねり角度データを時系列 $\{G_i\}[\circ]$ とし、 $\{G_i\}$ から式(2.6)により、ひねり角速度 $\{H_i\}[\circ/\text{s}]$ を計算し、 $\{H_i\}$ から式(2.7)により、ひねり角加速度 $\{A_i\}[\circ/\text{s}^2]$ を計算して、分析項目とする[36]。 τ はサンプリング間隔である。

$$H_i = \frac{G_{i+1} - G_i}{\tau} \quad [^\circ/\text{s}] \quad (2.6)$$

$$A_i = \frac{H_{i+1} - H_i}{\tau} \quad [^\circ/\text{s}^2] \quad (2.7)$$

また、表面筋電図については、2.3.1 で述べたノッチフィルタリング処理した後、全波整流し、2.3.2 で述べたトリムド平均値フィルタリング処理したものを $\{e_i\}$ とし、各時点から時間幅 N_e [ms] で、積分筋電図 $\{E_i\}$ [mV] を式(2.8)により計算し、筋負荷量[32]として分析する。

$$E_i = \sum_{j=i}^{i+N_e} e_j \quad [\text{mV}] \quad (2.8)$$

2.6 信号処理後のひねり角度データと表面筋電図の波形の変化

本章で述べた信号処理後の波形の変化について、直立姿勢から右方向へ 90° ひねる動作を例に、ひねり角度の原波形、ローパスフィルタ (LPF) により平滑化したひねり角度の時系列 $\{G_i\}$ 、ひねり角速度の時系列 $\{H_i\}$ 、ひねり角加速度の時系列 $\{A_i\}$ 、EMG 原波形、ノッチフィルタリング処理後の EMG 波形、全波整流後トリムド平均値フィルタにて平滑化した EMG 波形 $\{e_i\}$ を、図 2.4 に示す。 T_e はひねり動作開始の時点である。 T_e は、計測開始から姿勢確定まで (約 5 秒間) の間で、ひねり角速度 $\{H_i\}$ の絶対値が最大の時点までの区間における、ひねり角加速度 $\{A_i\}$ の絶対値が最大の時点としている。

ひねり角度の原波形は、ローパスフィルタ (LPF) で平滑化処理することで、細かな揺れが除去され、腰部をひねる動作部分とひねり姿勢を維持する部分の変化がわかりやすくなっている。 EMG 波形は、ノッチフィルタリング処理後、動作開始前に基線部分にみられていた交流雑音 (60Hz とその高調波成分) が減少し、動作前後の波形部分で、筋活動の差を明確にでき、全波整流・トリムド平均値フィルタリング処理後は、波形の変化や特徴がわかりやすくなっている。

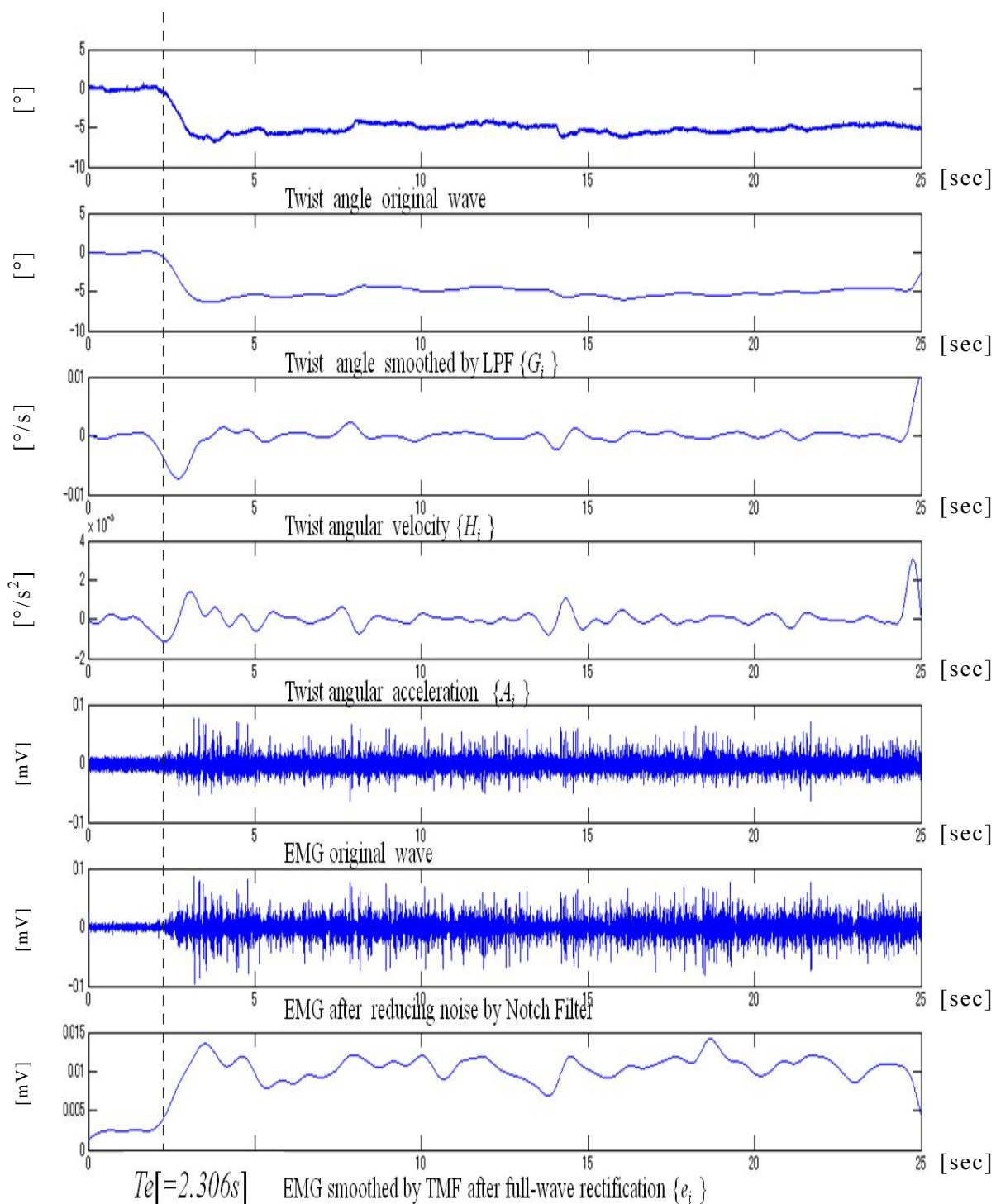


図 2.4 ひねり角度と EMG の信号処理後の波形
(直立右方向へひねり 90° , 両足を揃えた場合)

2.7 結言

本章では,計測時に表面筋電図に混入する交流雑音(60Hzとその高調波成分)を除去するため,ノッチフィルタリング処理を提案した.ひねり動作に関係しない交流雑音を除去し,分析時に筋負荷量として不必要な波形を除去することは,ひねり角度との関係性をより正確に示す意味で重要である.静止中の表面筋電図波形の基線の太さの比較から,その多くを除去できたことがわかった.また,計測中に被験者の動きなどにより発生するパルス性雑音について,トリムド平均値フィルタによる信号処理で平滑化した.ひねり角度データについては,ゴニオメータの計測時に発生する細かな揺れについて,ローパスフィルタ(LPF)で平滑化を行った.これらの信号処理により,波形の特徴をより正確に抽出でき,表面筋電図とひねり角度の変化の対応をよりわかりやすく示すことができた.

第 3 章

基本動作における腰部ひねりと表面筋電図の関係

3.1 序言

本章では、ひねり動作と腰部負荷の関係を明らかにするために、単に腰部をひねるという動作が腰部筋へ及ぼす影響を調べる。まず、直立姿勢で腰部を単に左右にひねるという動作を、両足を揃えた場合と、両足を肩幅に開脚した場合で実施する。また、上体を前傾した状態で、さらに腰部をひねる動作は日常的な看護ケアによくみられる。そこで次に、上体の前傾姿勢に腰部ひねりを加えた動作を、直立姿勢と同様に両足を揃えた場合と両足を肩幅に開脚した場合について実施する。これらを基本動作として、腰部のひねり角度と表面筋電図を計測し、両者の関係を調べる[34,37]。本章の構成は、次のとおりである。3.2で直立姿勢と前傾姿勢における腰部のひねり角度と表面筋電図の計測方法について述べ、3.3で直立姿勢と前傾姿勢における腰部のひねり角度と表面筋電図の分析方法について、3.4で直立姿勢における腰部ひねりと表面筋電図の関係について述べる。3.5で前傾姿勢における腰部ひねりと表面筋電図の関係について述べ、3.6で考察し、3.7を結言とする。

3.2 直立姿勢と前傾姿勢における腰部のひねり角度と表面筋電図の計測方法

基本動作は、立位で足を固定し計測する。腰部のひねり角度は、直立姿勢、前傾姿勢が加わった場合ともに、目視により、両肩を結ぶ線を俯瞰的に床にひいた角度線（0°、30°、60°、90°）上に一致させることにより確定する（図 3.1、

図 3.2). 直立姿勢におけるひねり動作では, 直立姿勢 (ひねり角度 0°) および直立姿勢から左右に 30° , 60° , 90° のひねりを加えた動作を, 両足を揃えた場合と両足を肩幅に開脚した場合について実施する. 表 3.1 に, 実施する 14 動作を示す. また前傾姿勢におけるひねり動作では, 上体の 30° , 60° 前傾姿勢に対し, 前傾姿勢のみ (ひねり角度 0°) および左右に 30° , 60° , 90° のひねりを加えた動作を, 両足を揃えた場合と両足を肩幅に開脚した場合について実施する ($2 \times 2 \times 7 = 28$ 動作). なお, 前傾 90° においては, ひねり動作が被験者の過度な負荷とならないよう, 両足を肩幅に開脚した場合について, 前傾姿勢のみ (ひねり角度 0°), および左右ひねり動作については, 被験者にとって可能な最大角度 (θ_{\max}) まで各 1 動作ずつ (3 動作) とする. 表 3.2 に, 実施する 31 動作 ($28 + 3 = 31$ 動作) を示す. 腰部のひねり角度と表面筋電図の信号処理は, 第 2 章で述べた方法で行う. 計測は, 動作開始から姿勢確定後 20 秒間静止し, 元の姿勢に戻るまでの間とする. 計測は, 腰部への負荷が少ないと思われる直立姿勢から左右ひねり角 30° , 60° , 90° の順に行い, 次に前傾角度を 30° , 60° , 90° として, それぞれ左右ひねり動作について計測する. 各動作間には 20 秒程度のインターバルを入れ, 必要時には休憩をとる.

被験者は, 20 代前半の女性 5 名で, 身長は 160 cm 前後, BMI (Body Mass Index: 体格指数)*¹は 19 前後で, ほぼ同様の標準体型である.

なお, ここで確定した腰部のひねり角度は, 体表面に貼付したゴニオメータが示す角度の数値とは一致しない. 例えば, 被験者 a の場合, ゴニオメータで示される体表面のひねり角度最大値は 20.1° となる.

*¹ BMI=体重/(身長)² [kg/m^2](18.5~25.0 未満が標準: 肥満症治療ガイドライン 2006, 日本肥満学会)

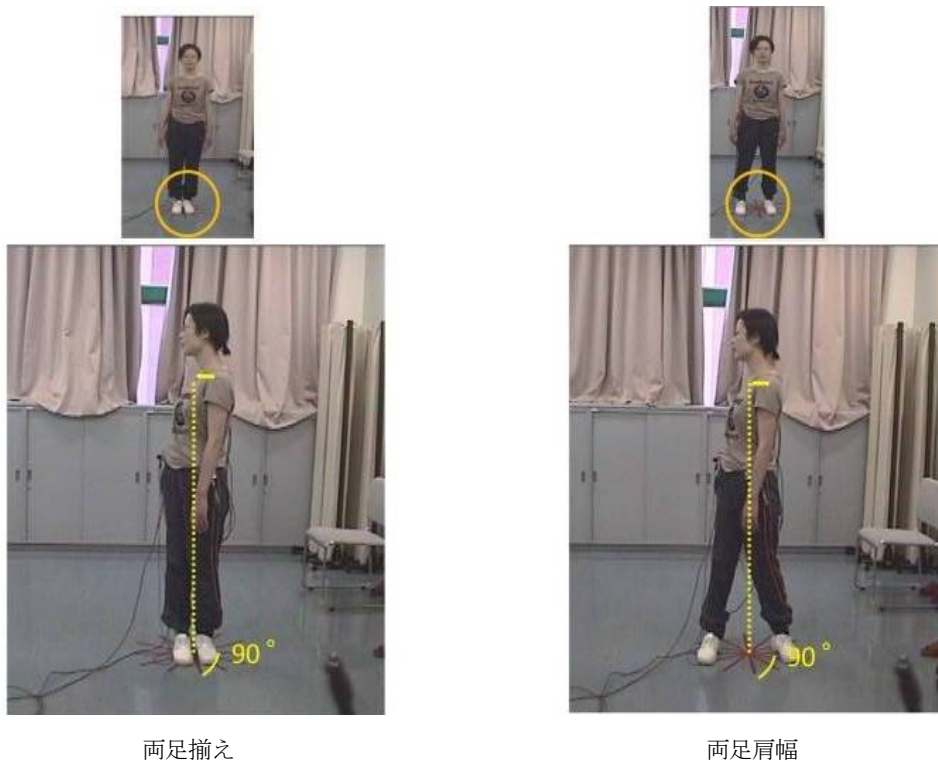


図 3.1 直立姿勢におけるひねり動作

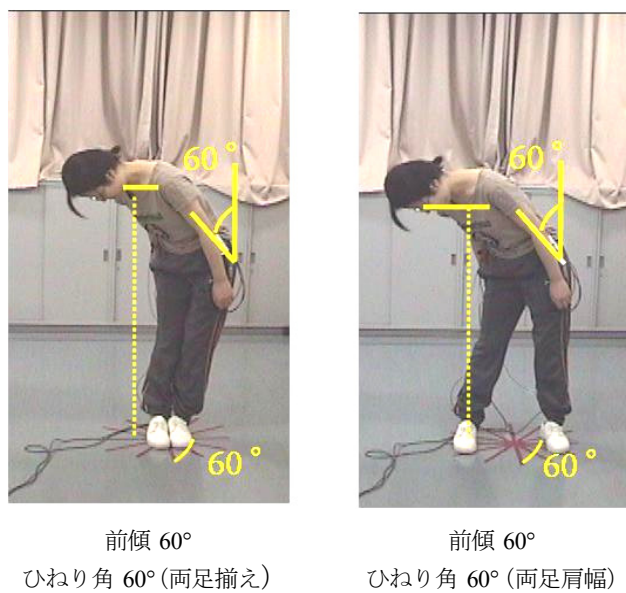


図 3.2 前傾姿勢におけるひねり動作

表 3.1 直立姿勢における実験項目

	両足揃え			両足肩幅		
ひねりなし	直立 0°			直立 0°		
ひねり (左へ)	30°	60°	90°	30°	60°	90°
ひねり (右へ)	30°	60°	90°	30°	60°	90°

表 3.2 前傾姿勢における実験項目

	両足揃え			両足肩幅		
ひねりなし	前傾 30°			前傾 30°		
ひねり (左へ)	30°	60°	90°	30°	60°	90°
ひねり (右へ)	30°	60°	90°	30°	60°	90°
ひねりなし	前傾 60°			前傾 60°		
ひねり (左へ)	30°	60°	90°	30°	60°	90°
ひねり (右へ)	30°	60°	90°	30°	60°	90°
ひねりなし				前傾 90°		
ひねり (左へ)				θ_{\max} (< 90°)		
ひねり (右へ)				θ_{\max} (< 90°)		

表 3.3 直立姿勢における $MaxG$, $MaxH$, $MaxA$ と E_{Te} の相関値 (両足揃え・両足肩幅)

	$MaxG$	$MaxH$	$MaxA$
両足揃え	0.486 **	0.434 **	0.358 **
両足肩幅	0.502 **	0.548 **	0.418 **

(標本数 70) (** $p < 0.01$)

3.3 直立姿勢と前傾姿勢における腰部のひねり角度と表面筋電図の分析方法

本実験では、計測開始から姿勢確定まで (約 5 秒間) の間で、ひねり角速度 $\{H_i\}$ の絶対値が最大の時点までの区間における、ひねり角加速度 $\{A_i\}$ の絶対値が最大の時点をひねり動作開始の時点 T_e とする。 T_e から時間幅 $N_e=2000$ [ms] の積分筋電図 (筋負荷量) を

$$E_{Te} = \sum_{j=Te}^{Te+Ne} e_j \quad [\text{mV}] \quad (3.1)$$

により計算する。そして、ひねり角度 $\{G_i\}$ の絶対値の最大値 $MaxG$ と E_{Te} , ひねり角速度 $\{H_i\}$ の絶対値の最大値 $MaxH$ と E_{Te} , ひねり角加速度 $\{A_i\}$ の絶対値の最大値 $MaxA$ と E_{Te} のそれぞれの分布と相関を求める。ここで、ひねり角度に関して絶対値を用いるのは、ゴニオメータの計測値が正負の違いによって屈曲方向を識別するのに対し、本実験では、ひねりの大きさについてのみ分析対象としているからである。

3.4 直立姿勢における腰部ひねりと表面筋電図の関係

両足を揃えた場合と両足を肩幅に開脚した場合の、 $MaxG$, $MaxH$, $MaxA$ それぞれと E_{Te} との分布を図 3.3~図 3.8 に、相関値を表 3.3 に示す。左右のひねり方向と、左右の脊柱起立筋の積分筋電図 (筋負荷量) との間には相関値に違い

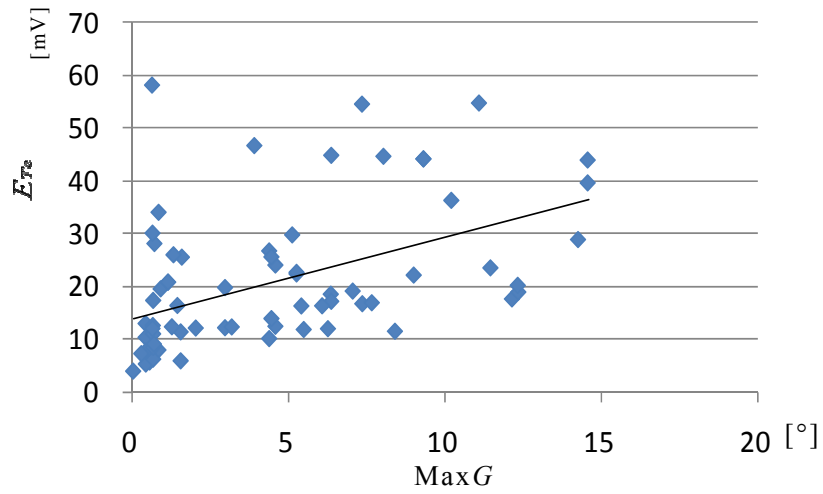


図 3.3 MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線（直立一両足揃え）

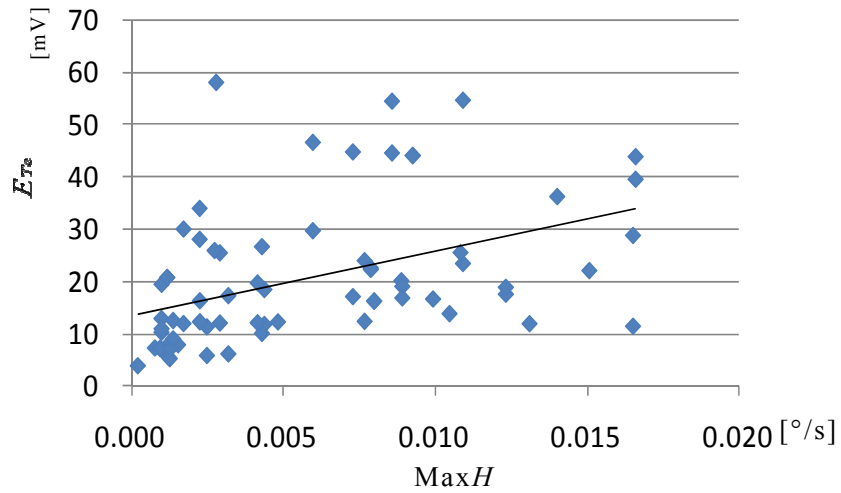


図 3.4 MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線（直立一両足揃え）

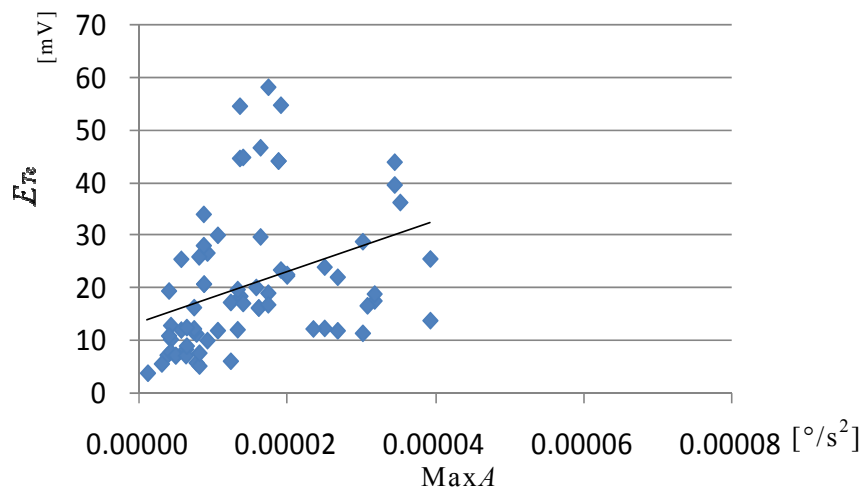


図 3.5 MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線（直立一両足揃え）

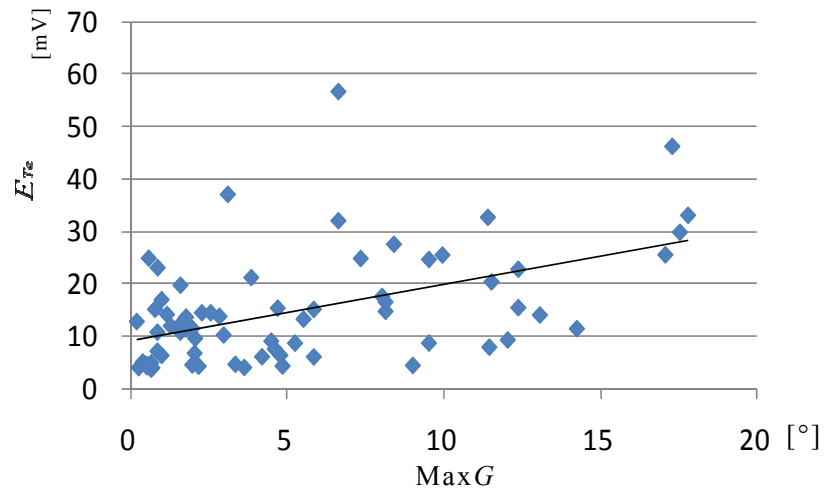


図 3.6 MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線（直立－両足肩幅）

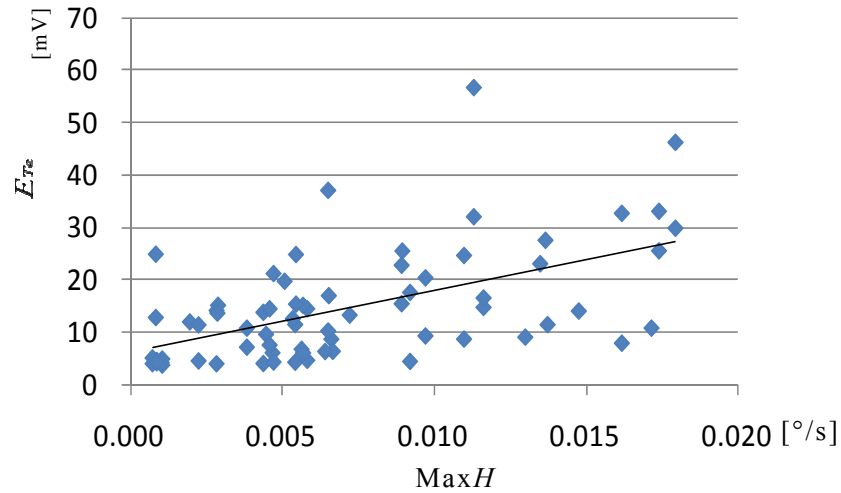


図 3.7 MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線（直立－両足肩幅）

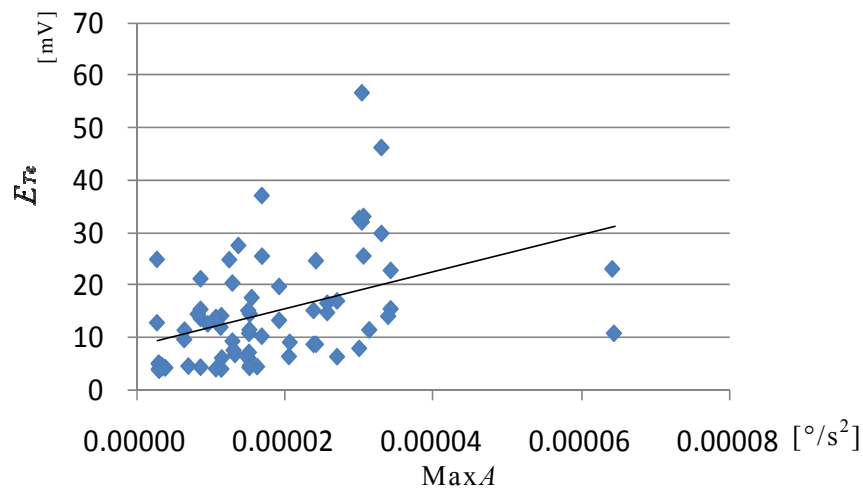


図 3.8 MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線（直立－両足肩幅）

表 3.4 前傾角度別 MaxG, MaxH, MaxA と E_{Te} の相関値 (両足揃え・両足肩幅)

		MaxG	MaxH	MaxA
両足揃え	前傾 30°	0.279 *	0.278 *	0.290 *
	前傾 60°	0.327 **	0.309 *	0.239 *
両足肩幅	前傾 30°	0.192	0.320 **	0.371 **
	前傾 60°	0.507 **	0.550 **	0.622 **
	前傾 90°	0.645 **	0.655 **	0.711 **

(標本数 70) (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)

が見られなかったため、ひねり方向を区別せず分析を行った。その結果、直立姿勢において、両足を揃えた状態と肩幅に開いた状態共に、MaxG, MaxH, MaxA すべて E_{Te} と棄却率 1% で正の相関があった ($p < 0.01$)。またそれぞれの相関値をみると、両足を揃えた状態では、ひねり角度と E_{Te} の相関値が最も大きく、両足を肩幅に開脚した状態では、ひねり角速度と E_{Te} の相関値が最も大きかった。

3.5 前傾姿勢における腰部ひねりと表面筋電図の関係

前傾角度 30°, 60°, 90°それぞれについて、3.4 と同様の理由で、ひねり方向を区別せず分析を行った。前傾 30°, 60°, 90°の MaxG, MaxH, MaxA と E_{Te} の分布を図 3.9~図 3.23 に、相関値を表 3.4 に示す。MaxG, MaxH, MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線をみると、前傾 30° (両足肩幅) の MaxG と E_{Te} の分布を除き、すべて正の相関があった ($p < 0.05$ または $p < 0.01$)。また前傾角度別に MaxG, MaxH, MaxA と E_{Te} の分布の回帰直線の傾きを比較したものを図 3.24, 図 3.25, 図 3.26 に示す。前傾角度 (0°, 30°, 60°, 90°) の違いにより、ひねり (角度・角速度・角加速度) と表面筋電図の分布の回帰直線の傾きに有意差があるかどうかを検定した。結果を表 3.5 に示す。MaxG, MaxH, MaxA とともに前傾 0° と 30° では、回帰直線の傾きの検定で有意差がなく、MaxG, MaxA について前傾 0° と 60° で回帰

表 3.5 前傾 0° との回帰直線傾きの有意差

	前傾角度		
	30°	60°	90°
MaxG		*	*
MaxH			*
MaxA		*	*

(* $p < 0.05$)

直線の傾きに有意差があり ($p < 0.05$), 前傾 0° と 90° では, MaxG, MaxH, MaxA すべてにおいて回帰直線の傾きに有意差があった ($p < 0.05$).

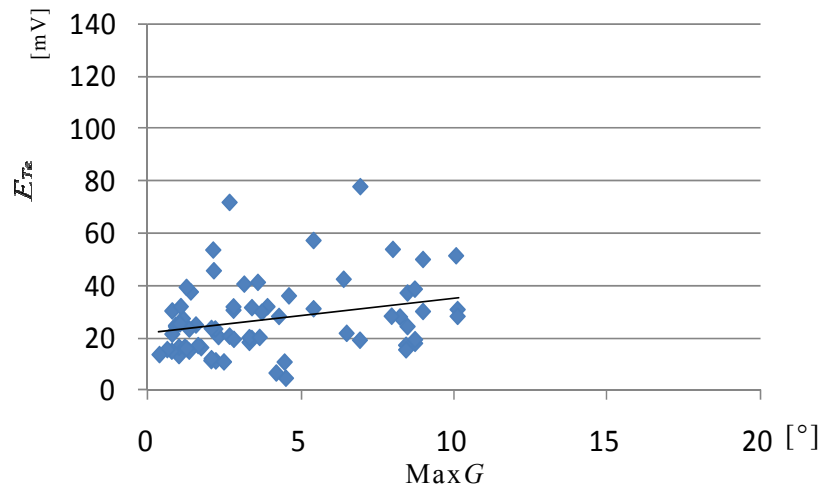


図 3.9 MaxG と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 30° 両足揃え）

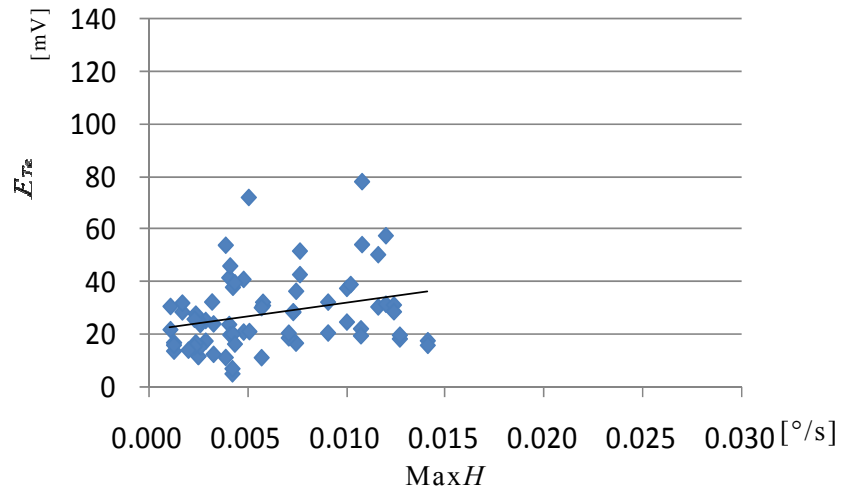


図 3.10 MaxH と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 30° 両足揃え）

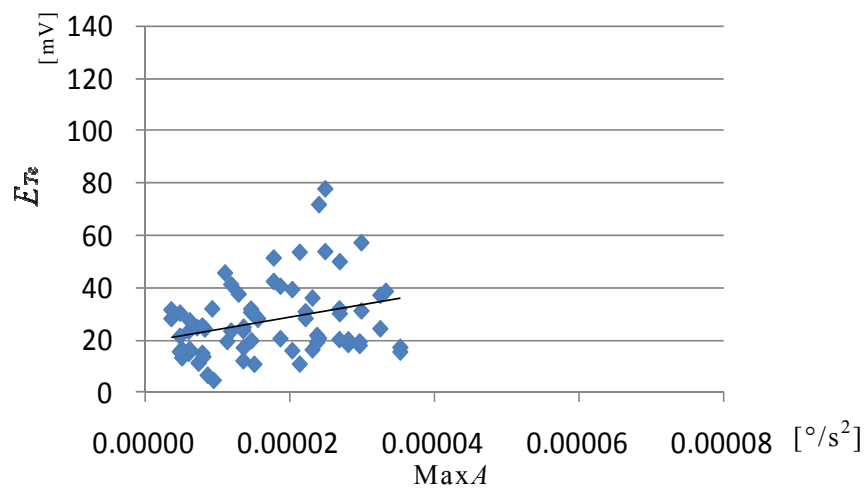


図 3.11 MaxA と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 30° 両足揃え）

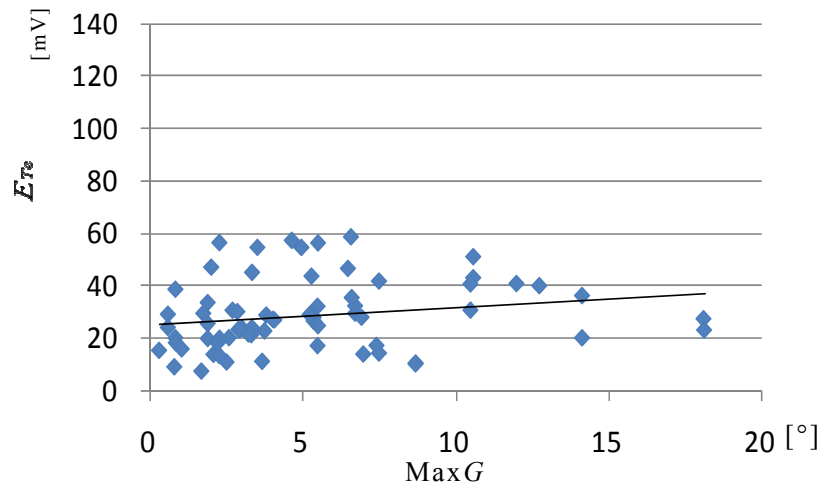


図 3.12 $MaxG$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 30° 両足肩幅）

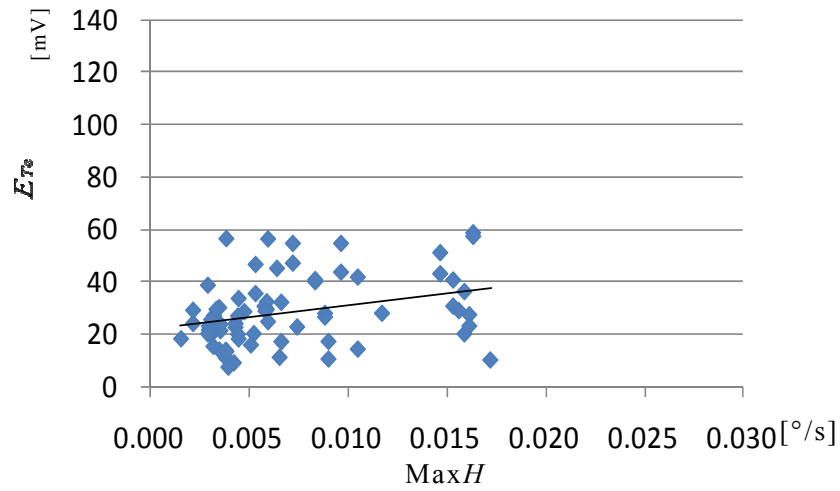


図 3.13 $MaxH$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 30° 両足肩幅）

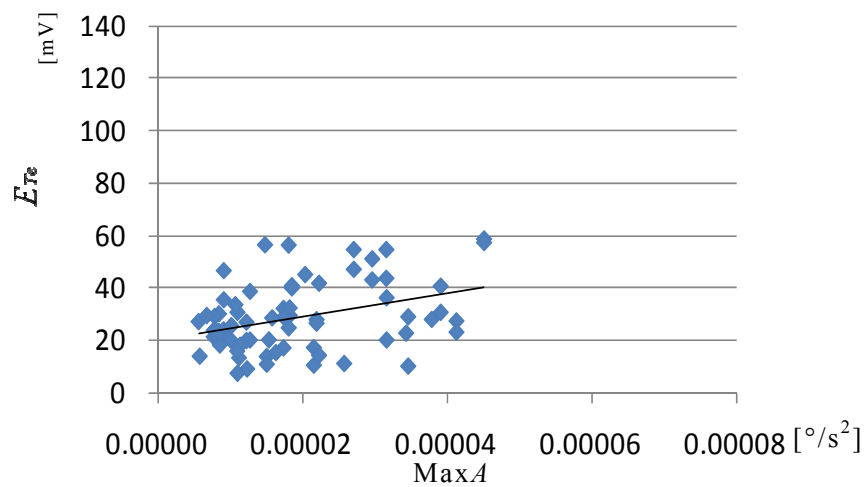


図 3.14 $MaxA$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 30° 両足肩幅）

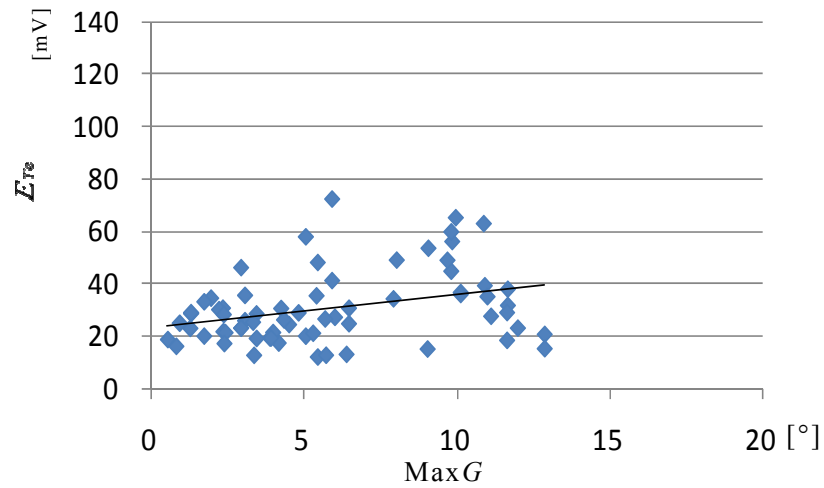


図 3.15 $MaxG$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 60° 両足揃え）

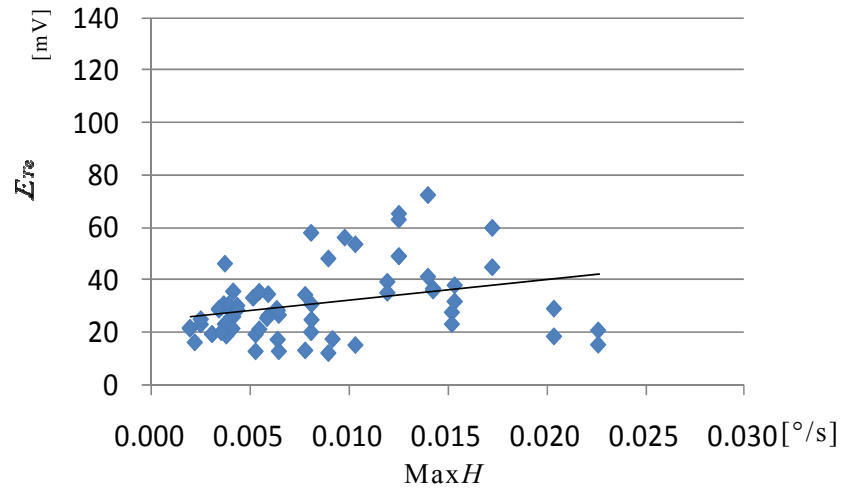


図 3.16 $MaxH$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 60° 両足揃え）

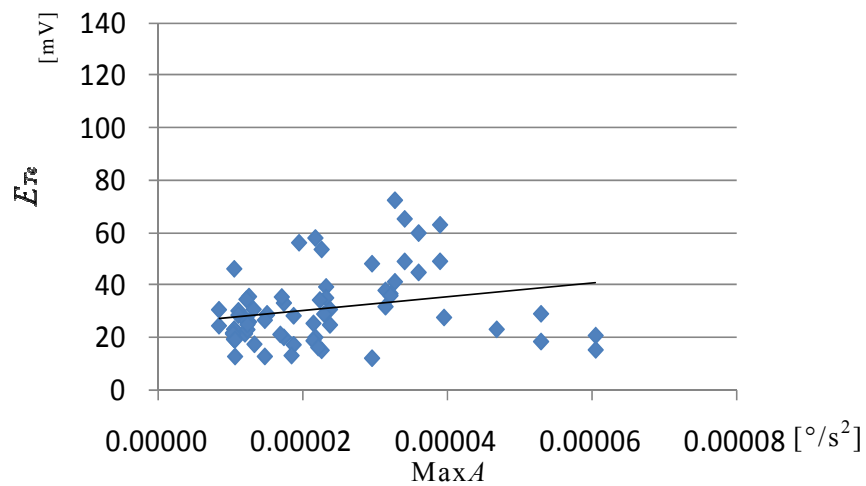
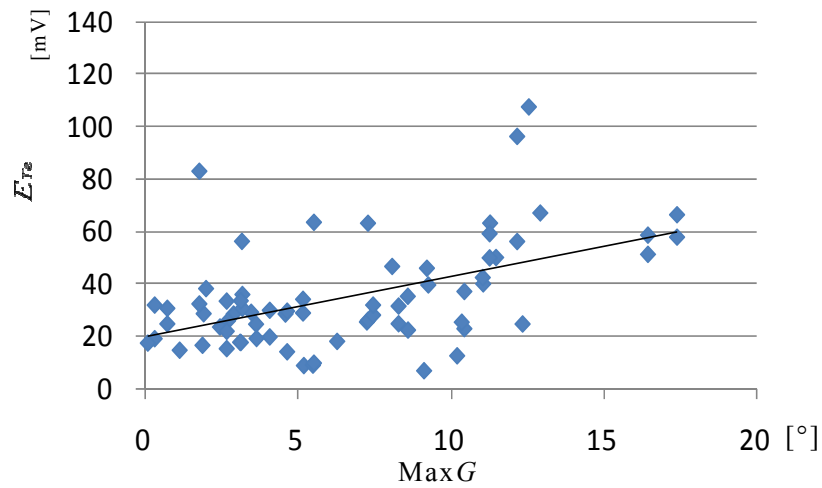
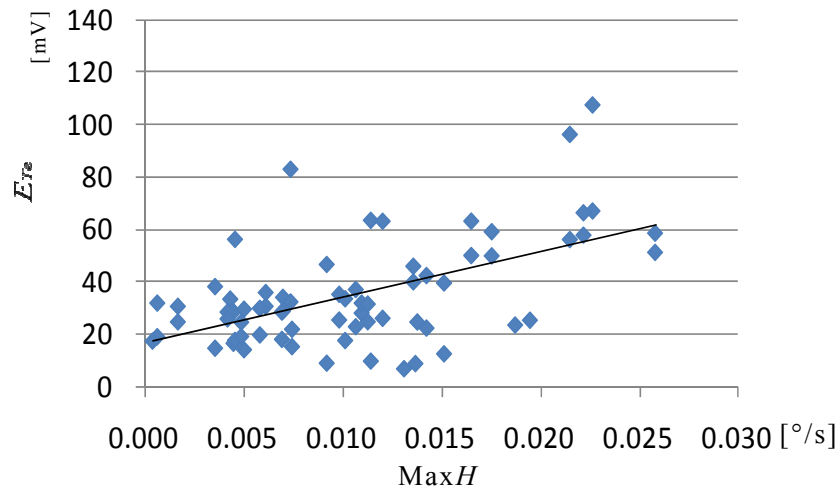
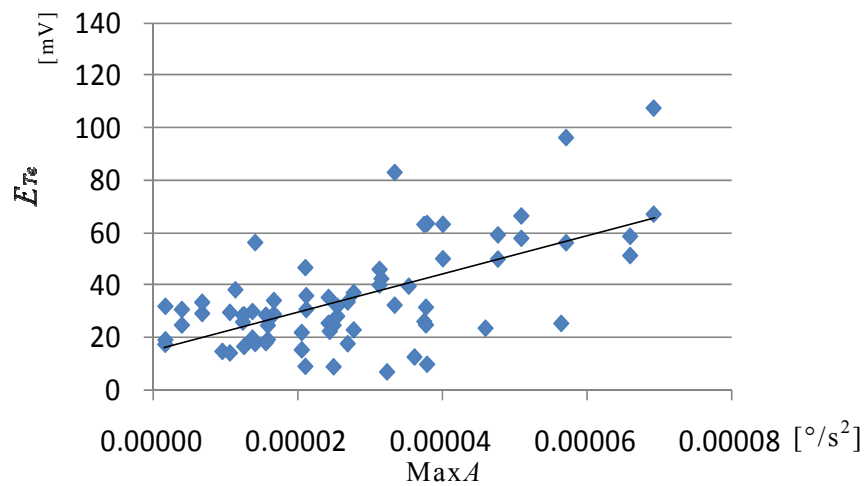


図 3.17 $MaxA$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 60° 両足揃え）

図 3.18 $MaxG$ と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足肩幅)図 3.19 $MaxH$ と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足肩幅)図 3.20 $MaxA$ と E_{Te} の分布と回帰直線 (前傾 60° 両足肩幅)

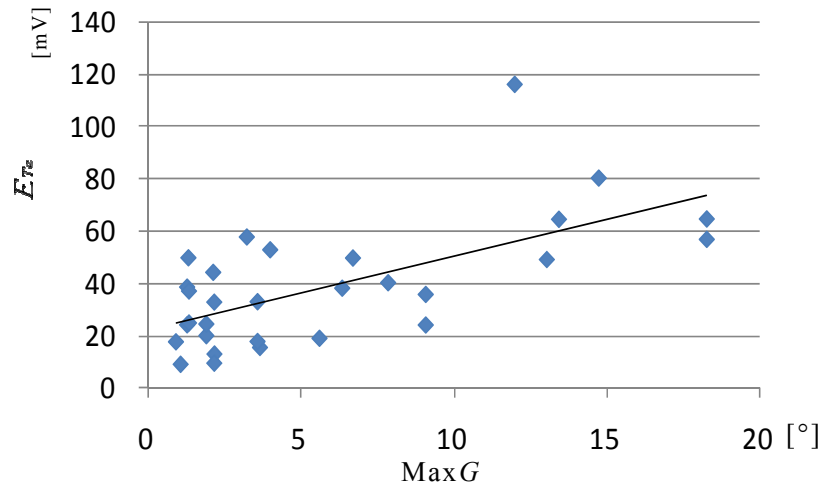


図 3.21 $MaxG$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 90° 両足肩幅）

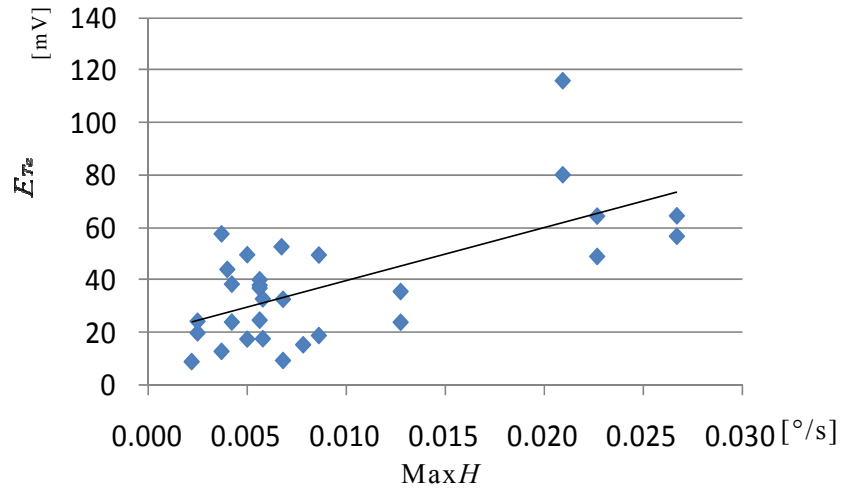


図 3.22 $MaxH$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 90° 両足肩幅）

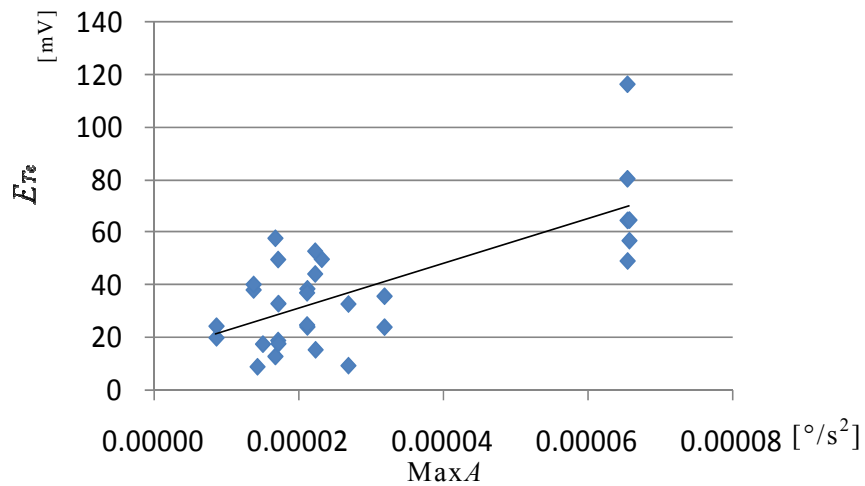


図 3.23 $MaxA$ と E_{Te} の分布と回帰直線（前傾 90° 両足肩幅）

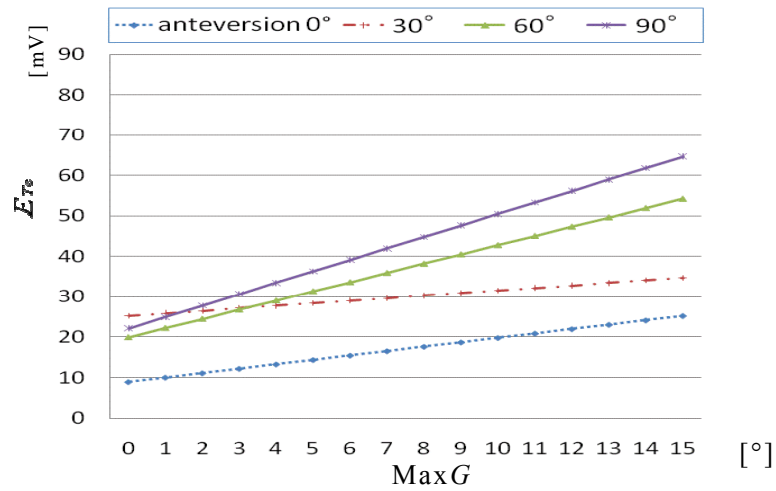


図 3.24 前傾角度別回帰直線 (MaxG と E_{Te} , 両足肩幅)

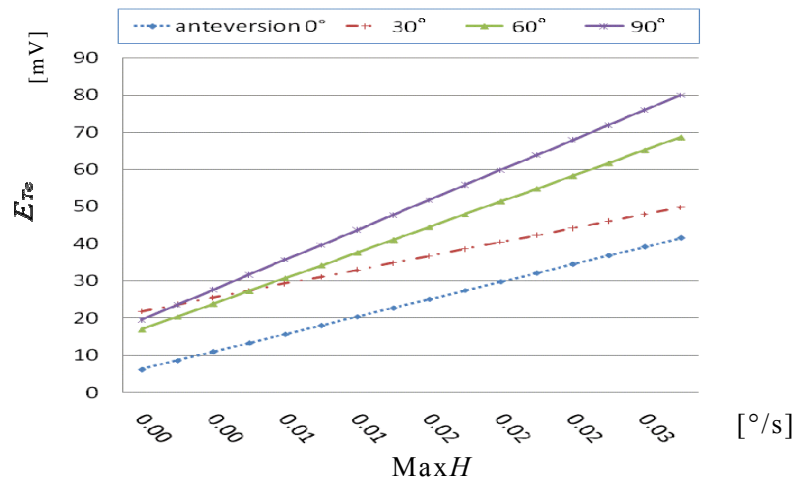


図 3.25 前傾角度別回帰直線 (MaxH と E_{Te} , 両足肩幅)

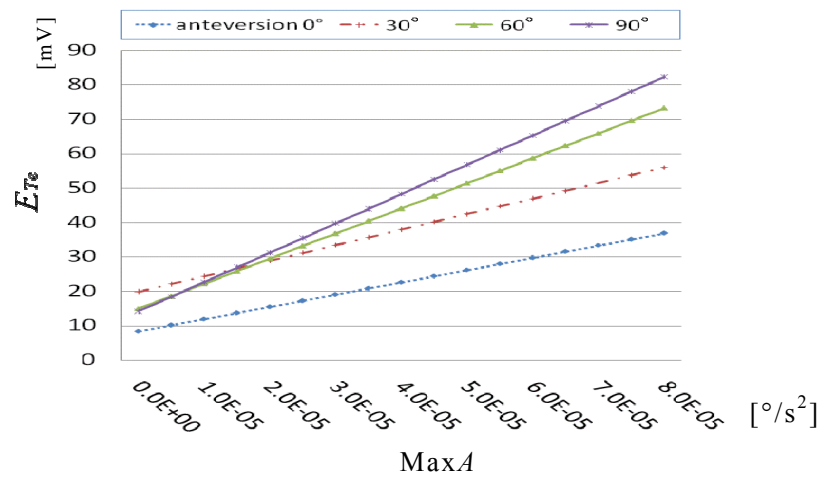


図 3.26 前傾角度別回帰直線 (MaxA と E_{Te} , 両足肩幅)

3.6 考察

本章では、腰部のひねり動作に着目し、直立姿勢から腰部をひねる動作と、上体を前傾し腰部をひねる動作について、ひねり角度と表面筋電図を計測し、両者の関係を調べた。

3.6.1 直立姿勢におけるひねり動作と表面筋電図の関係について

伊丹ら[24,27]は、両足を肩幅に開脚した立位で腰部のひねり角度が 60° 以上になると筋電図上、ほとんどの筋肉で筋活動に立位姿勢と有意な差を認めたと述べている。本章では、両足を肩幅に開脚した状態に加えて、両足を揃えた状態と両方で、腰部のひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度それぞれの $\text{Max}G$, $\text{Max}H$, $\text{Max}A$ と積分筋電図 E_{Te} について相関を調べた。その結果、表 3.3 より、分析した全ての項目で正の相関があった ($p < 0.01$)。相関値をみると、両足を揃えた状態では、 E_{Te} と $\text{Max}G$, $\text{Max}H$, $\text{Max}A$ の順で値が大きく、ひねり角度による影響が比較的大きいものに対して、両足を肩幅に開脚した状態では、 E_{Te} と $\text{Max}H$, $\text{Max}G$, $\text{Max}A$ の順で値が大きく、ひねり角度よりも、ひねり角速度の影響が比較的大きい傾向を示した。通常、立位姿勢をとる場合には、上体のバランス維持のために脊柱起立筋の筋活動が必要であり、筋活動電位も必然的に生じる[27]。一方、両足を揃えた状態では、ひねり角度が増すほど上体のバランスが崩れ、ひねり角度が大きくなるに従い、姿勢を安定させる筋活動が大きくなる。 $\text{Max}G$ と $\text{Max}H$ は物理量として関係が深く、単純にその違いを言い切れない側面があるが、両足を肩幅程度に開くと体の支持基底面が広くなり身体の安定性が増すため[17]、姿勢を維持する筋活動よりも腰をひねる動作時のひねり角速度に関わる筋活動の方が大きくなるのではないかと推察される。また両足を揃えた状態では、 $\text{Max}G$, $\text{Max}H$, $\text{Max}A$ いずれも E_{Te} との相関が、両足を肩幅に開脚した状態に比べ低い。これは姿勢の不安定さにより、計測値自体にばらつきが多くなったことが要因と考えられる。

本実験の結果は、ひねり角度だけでなく、ひねり角速度、ひねり角加速度に

についても、腰部負荷の影響因子として考える必要性を示している。

3.6.2 前傾姿勢におけるひねり動作と表面筋電図の関係について

前傾姿勢におけるひねり動作について、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度それぞれの $MaxG$, $MaxH$, $MaxA$ と E_{Te} の分布において、表 3.4 より、前傾 30° (両足肩幅) の $MaxG$ と E_{Te} の分布を除き、他のすべてに正の相関があった ($p < 0.05$ または $p < 0.01$)。両足を揃えた場合、前傾 30° では、 E_{Te} と $MaxG$, $MaxH$, $MaxA$ の相関値にほぼ差はないが、前傾 60° では、直立姿勢と同様、 E_{Te} と $MaxG$, $MaxH$, $MaxA$ の順で値が大きく、ひねり角度による影響が比較的大きい結果となった。その理由は、3.6.1 の直立姿勢におけるひねりと同様、身体を支える基底面が小さい立位姿勢で、ひねり角度が増すことで不安定になった上体を支えるための筋活動が大きく働いたためといえる。一方、図 3.3, 図 3.9 より、両足を揃えて、前傾 30° 程度に浅く上体を倒すと、直立 (前傾 0°) よりもひねり角度が小さくなる傾向が示された。両足を揃えた場合の前傾 30° で、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度が腰部筋に及ぼす影響に違いがないのは、そのためと考えられる。それに対して、両足を肩幅に開脚した状態では、 E_{Te} と $MaxA$, $MaxH$, $MaxG$ の順で値が大きく、ひねり角加速度の影響が比較的大きい傾向を示した。ひねり角加速度は、ひねり角速度の変化を表す。上体を前傾しながら腰部をひねる動作では、指示された姿勢までの動作中に、被験者自身の上体の重量が加わることで動作速度は増し、動作から姿勢維持 (静止) に移行する時には、その分、速度変化は大きくなる。3.6.1 で述べたように、両足を肩幅に開き、姿勢が安定することで、ひねり角速度は増す傾向があり、前傾角度が増すほど、重力により動作速度は速くなる。動作開始から前傾とひねり動作を経て、姿勢維持に移行する速度変化が、両足を揃えた場合よりも両足を肩幅に開いて姿勢が安定している状況において、腰部筋へ及ぼす影響が大きくなるのが、この結果から示された。

E_{Te} と $MaxG$, $MaxH$, $MaxA$ の分布の回帰直線の傾きを比較すると (図 3.24, 図 3.25, 図 3.26), 3.5 の結果より、ひねり動作に伴う腰部負荷は、前傾 30° までは直立姿勢 (前傾 0°) と変わらないが、前傾 60° 以上になると有意に大き

くなる。つまり、前傾角度が 60° 以上大きくなると、加わったひねりが腰部に及ぼす影響が大きくなることを示し、上体を前傾した状態でひねる際には、たとえ小さなひねりでも、腰部への負荷がより大きくなるリスクを認識する必要性を示した。

3.7 結言

本章では、ひねり動作と腰部負荷の関係を明らかにするために、ひねり角度センサ（ゴニオメータ）を使い、直立姿勢におけるひねりと、前傾姿勢におけるひねりを基本動作として、両足を揃えて閉じた場合と、肩幅に開いた場合の、姿勢が変化する際（過渡期）のひねりと表面筋電図の関係を調べた。結果、腰部のひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度と脊柱起立筋の積分筋電図との間には正の相関があり、ひねりが腰部負荷への影響因子であることを示した。直立姿勢で、両足を肩幅に開き身体が安定している場合は、動作によるひねり角速度の影響が大きく、十分安定していない場合には、身体の姿勢維持に筋が大きく活動するため、ひねり角度の影響が大きい傾向にある。また、身体が安定した状態での前傾では、上体の重量がひねり動作速度に影響するため、ひねり角加速度が最も腰部負荷に影響することを示した。本実験により、ひねり角度だけでなく、ひねり角速度、ひねり角加速度が腰部負荷に及ぼす影響を明らかにすることができた。さらに前傾角度が増すほど、ひねりが腰部へ及ぼす影響がより大きくなり、腰部負荷としては、最もリスクの高い状況であることを示した。

第 4 章

看護ケアにおける腰部ひねりと表面筋電図の関係

4.1 序言

野上[18]は、腰痛の原因と考えられる看護ケアに「ベッドから車椅子への移乗介助動作」を挙げている。この介助動作は、中腰姿勢や患者を抱えての前屈や移動を含み、加えて患者の状態や狭い病床環境によって、無理なひねり動作が生じる可能性が高く、腰痛を引き起こしやすいといわれている。そこで、本章では、第 3 章で述べた基本動作実験の結果を踏まえ、実際の臨床現場や看護基礎教育で実施されている「ベッドから車椅子への移乗介助」の主な 3 つの方法について、腰部のひねり角度と表面筋電図を計測し、腰部ひねりが腰部筋に及ぼす影響を明らかにする。本章の構成は次のとおりである。4.2 で「ベッドから車椅子への移乗介助」の主な 3 つの方法について説明し、4.3 で「ベッドから車椅子への移乗介助」における腰部のひねり角度と表面筋電図の分析方法について述べる。4.4 で「ベッドから車椅子移乗介助」における腰部ひねりと表面筋電図の関係について述べ、4.5 で考察し、4.6 を結言とする。

4.2 ベッドから車椅子への移乗介助

看護基礎教育の教科書で示されているベッドから車椅子への移乗介助は、目的別に次の①～④の一連の動作となる。

- ① 臥床している被介助者をベッドの中央から端に寄せる。
- ② 被介助者の上体を起こし、端座位にする。
- ③ 車椅子へ移乗する。

表 4.1 ベッドから車椅子への移乗介助の主な3方法

	方法1 (図 4.1)	方法2 (図 4.2)	方法3 (図 4.3)
動作①	臥床している被介助者をベッドの中央から端に水平移動させる。	方法1と同様。	ベッド中央で臥位の被介助者を側臥位にすることで端に移動させる。
動作②	被介助者とベッドの摩擦を少なくするため、被介助者の両膝と上体をできるだけ小さく抱え、端座位にする。	被介助者の上体を起こす際、被介助者の肘関節や手関節を支点に、この原理を使い、介助者への負荷を軽減させる。	ベッドから下肢を半分下ろし、腸骨を支点として足元方向に力を加え、下肢の重さを利用してしながら、上体を支え起こし被介助者を端座位にする。
動作③	被介助者を立位にし、車椅子へ移乗する。	方法1と同様。	方法1と同様。
動作④	車椅子に座った被介助者を後ろから引き上げ、姿勢を整える。	方法1と同様。	被介助者の上体を左右に体重移動させ軽くなった側の膝を押し込み、座面後部まで座らせる。

④ 車椅子上で姿勢を整える。

である。以下、ベッドから車椅子への移乗介助の3つの方法(方法1[38], 方法2[39,40], 方法3[41,42])それぞれの動作①から動作④までを表4.1に説明する。

方法1と方法2の動作④については、介助者の腰痛予防の観点および被介助者の安楽から実施しないように推奨しているもの[43,44]もあるが、今なお基礎看護技術のテキスト等[38,39,45,46,47,48]に掲載があり、一般的に用いられてきた方法として、方法3と比較実験をした。

動作開始から終了までの動作①～動作④の区分は、以下のとおりである。

動作①：介助者がベッドサイドで被介助者に向かい立位姿勢で動作を開始する

直前から、被介助者をベッドの端に寄せて動作②に移る直前までとする。方法 1, 方法 2 では、被介助者の両下肢の水平移動が完了した時点まで、方法 3 は被介助者の側臥位が完了した時点までとする。

動作②：動作①が完了した時点から、被介助者を端座位にし、足元の履物を履かせた後、介助者自身が立ち上がった時点までとする。

動作③：動作②が完了した時点から、被介助者を車椅子に座らせ、前傾した介助者の上体が元に戻った時点までとする。

動作④：動作③の完了時点から、被介助者の姿勢を整え、フットレストに足を乗せた後、介助者自身が立位姿勢に戻るまでとする。

ベッドの高さは車椅子の座面と合わせ 44cm とした。被験者は、看護技術を習得している女性 7 名で、3 つの方法を比較するに当たり、移乗介助を日常業務としていない者とした。平均年齢 25.7(±7.1)歳、平均身長 157.4(±4.6)cm、BMI は平均 21(±1.4)で、ほぼ同様の標準体型である。なお、実験は同一被介助者に対して行った。



① 水平移動



② 起き上がり



③ 移乗



④ 位置調整

図 4.1 ベッドから車椅子への移乗介助動作（方法1）



① 水平移動



② 起き上がり



③ 移乗



④ 位置調整

図 4.2 ベッドから車椅子への移乗介助動作（方法 2）



① 側臥位



② 起き上がり



③ 移乗



④ 位置調整

図 4.3 ベッドから車椅子への移乗介助動作（方法3）

表 4.2 MeanG, MeanH, MeanA と E_{Me} の相関値 (ベッドから車椅子への移乗介助)

	MeanG	MeanH	MeanA
E_{Me}	0.544 **	0.422 **	0.355 **

(標本数 68) (** $p < 0.01$)

4.3 ベッドから車椅子への移乗介助における表面筋電図とひねり角度データの分析方法

ベッドから車椅子への移乗介助は、動作開始から終了まで常に動作・姿勢が変化し、それに伴ってひねり角度、表面筋電図も変化し続ける。第2章で述べた信号処理法を用いた、移乗介助時の腰部のひねり角度、表面筋電図の波形の変化を図4.4に示す。積分筋電図(筋負荷量)については、式(3.1)における時間幅を $N_e=500$ [ms]と短く設定し、次式により積分筋電図の平均値 E_{Me} を求めた。

$$E_{Me} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sum_{j=i}^{i+N_e} e_j \quad [\text{mV}] \quad (4.1)$$

そして、ひねり角度について、ひねり角度 $\{G_i\}$ の絶対値の平均 MeanG と E_{Me} 、ひねり角速度 $\{H_i\}$ の絶対値の平均 MeanH と E_{Me} 、ひねり角加速度 $\{A_i\}$ の絶対値の平均 MeanA と E_{Me} の相関を求めた。

4.4 ベッドから車椅子への移乗介助における腰部ひねりと表面筋電図の関係

MeanG, MeanH, MeanA それぞれと E_{Me} との相関値を表4.2に示す。看護動作の中で、腰部への負荷が大きいとされるベッドから車椅子への移乗介助において、第3章の基本動作実験の結果と同様、MeanG, MeanH, MeanA すべて E_{Me} との間に正の相関があった ($p < 0.01$)。それぞれの相関値をみると、ベッドから

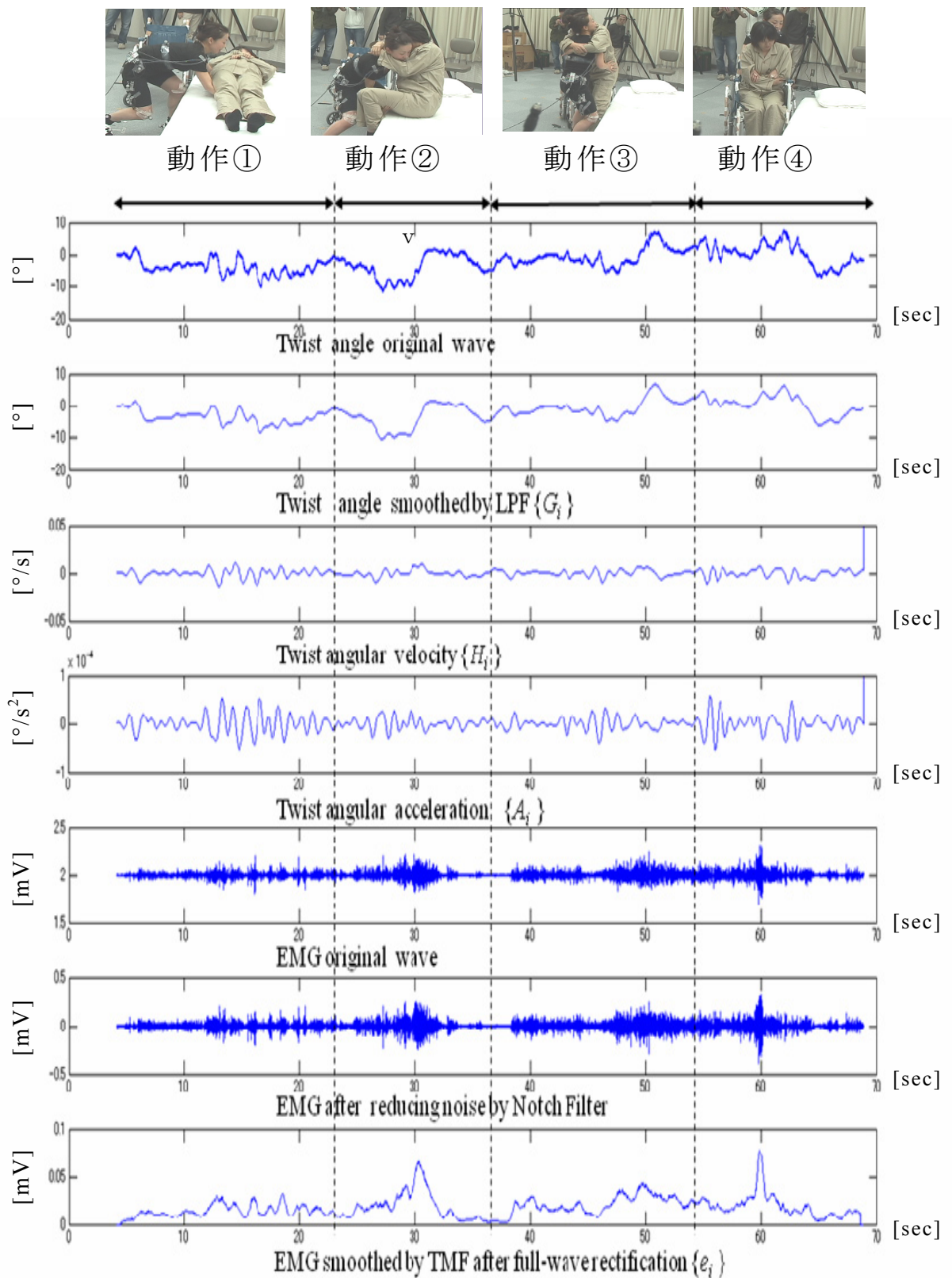


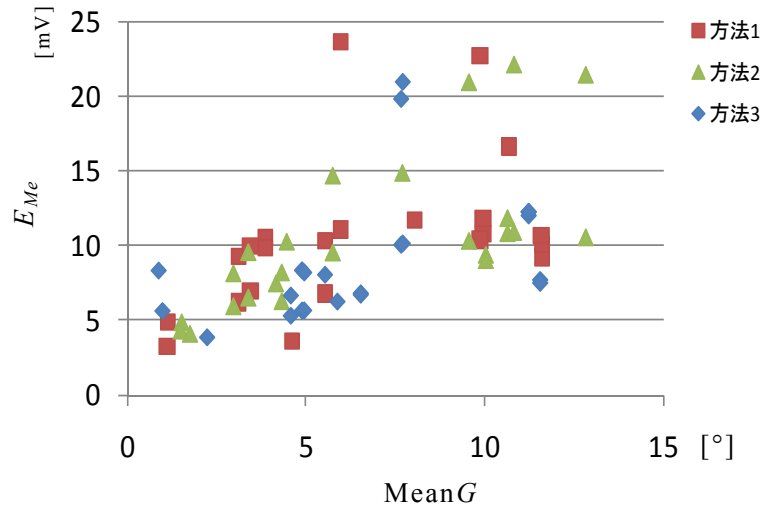
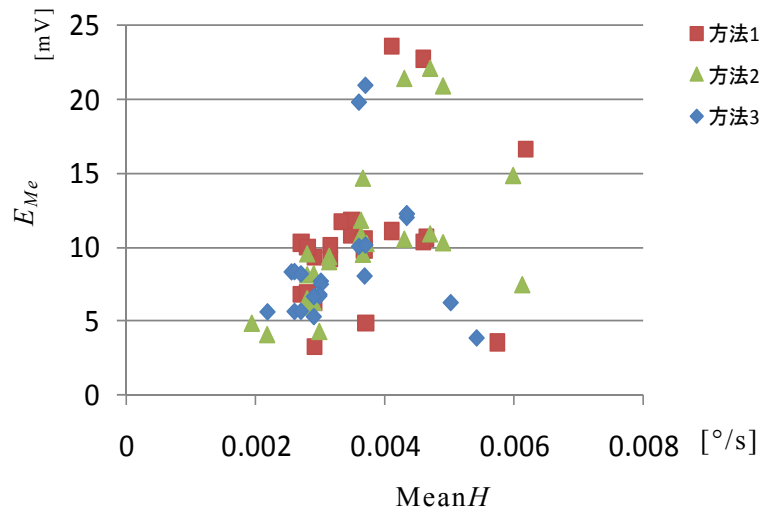
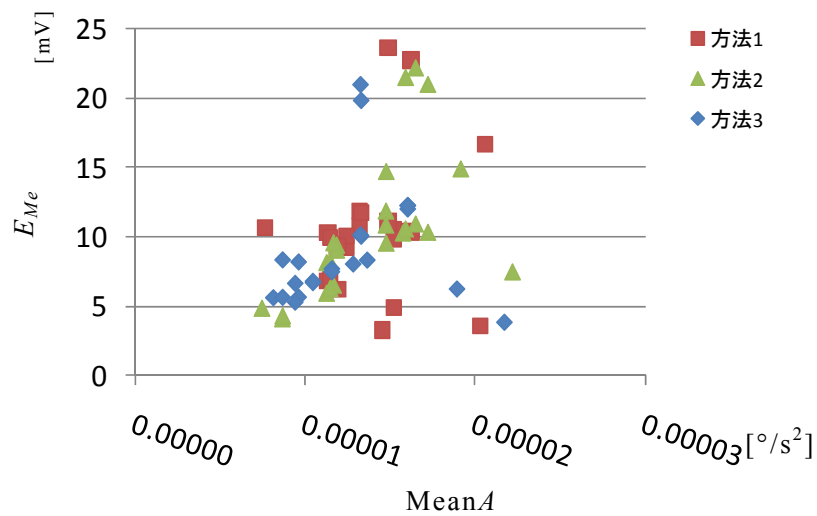
図 4.4 ベッドから車椅子への移乗介助時のひねり角度と EMG の信号処理後の波形

(方法 1)

車椅子への移乗介助では、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度の順で E_{Me} との相関値が大きかった。方法別に $MeanG$, $MeanH$, $MeanA$ それぞれと E_{Me} の分布を図 4.5, 図 4.6, 図 4.7 に示す。データ点数は、ノイズが大きく分析できなかった分を除き、ひねり角度データが延べ 34 と、EMG データが延べ 68 である。EMG センサごとのプロットについて、方法 1 と方法 3 は 22 点ずつ、方法 2 は 24 点である。

4.5 考察

本章では、第 3 章で述べた基本動作の実験結果を踏まえ、腰痛の原因となりやすい看護技術「ベッドから車椅子への移乗介助」について、動作全体における腰部のひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度それぞれの平均値 $MeanG$, $MeanH$, $MeanA$ と積分筋電図の平均値 E_{Me} の相関を調べた。結果、分析した全てにおいて正の相関があった ($p < 0.01$) (表 4.1)。つまり、「ベッドから車椅子への移乗介助」の動作全体について、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度が大きくなるほど、腰部へ及ぼす影響が大きくなることを示した。それぞれの相関をみると $MeanG$, $MeanH$, $MeanA$ の順で値が大きかった。第 3 章の基本動作の実験結果では、介助者の姿勢が安定していない場合に、その姿勢を維持するため、ひねり角度に対する腰部負荷の影響が大きくなると述べた。移乗介助は、常に動作・姿勢が変化し、被介助者に合わせて動く一面がある。移乗介助の開始から終了まで、介助者の姿勢を安定に保つのは難しいため、腰部を大きくひねる際には特に注意が必要であることを、本章の分析結果から示すことができた。また、移乗介助は、被介助者に合わせて、前傾、ひねり、前傾とひねり両方の姿勢が動作速度を変えながら頻出する。本章の結果から、ひねり角速度、ひねり角加速度が腰部負荷に与える影響は重要であり、臨床現場において、患者の安全や、訴えを優先し、ベッド間の隙間など狭い病床環境で、無理な姿勢から、このような前傾・ひねり動作を急に迫られることが、腰部への負荷を大きくし、腰痛の発症要因となることを示すことができた。

図 4.5 MeanG と E_{Me} の分布図 4.6 MeanH と E_{Me} の分布図 4.7 MeanA と E_{Me} の分布

4.6 結言

本実験の結果から、腰痛発症のリスクが高いといわれている看護動作「ベッドから車椅子への移乗介助」においても、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度が腰部負荷に大きく影響することが示された。

患者へのケアに際しては、患者に合わせたゆっくりした動作と同時に、丁寧さや手際の良さ、スピード、臨機応変な対応が求められる。しかし、腰痛予防のためには、姿勢を安定させることに加え、急なひねり動作に十分注意しなければならないことが示された。

第 5 章

看護ケアにおける腰部負荷の視覚化の 試み

5.1 序言

本章では、看護ケアにおける腰部への負荷量を、看護量の一つとして視覚化し、明示する方法を提案する。看護動作による負荷量を視覚化できれば、看護動作が腰部に及ぼす影響を分かりやすく示すことができる。そして、より腰部負荷の少ないケア方法を検討、周知させ、腰痛予防への意識を高める一方、看護職の適切な人員配置など、看護管理上、看護師の腰部負荷軽減への対策に役立たせることができる。そこで、本章では、第 3 章、第 4 章の結果を基に、ベッドから車椅子への移乗介助の 3 つの方法について、腰部ひねりと腰部負荷量を視覚化する。これを用いて、4.2 で述べた 4 つの動作（動作①～動作④）ごとに、腰部負荷量の違いを示し、より腰部負荷の少ない介助方法を検討する。本章の構成は次のとおりである。まず、5.2 で腰部のひねり角度と積分筋電図の対散布図による視覚化について説明し、目的動作別に 3 つの介助方法について視覚化した結果を示す。5.3 では、目的動作別に 3 つの介助方法による腰部ひねりと積分筋電図の平均値の比較をして、5.2 の結果と合わせて、視覚化の妥当性を確認する。そして、5.4 では、5.2 の視覚化の方法を用いて、目的動作別に 3 つの介助方法による腰部ひねりが左右腰部に与える負荷の違いを示す。5.5 で、5.2 と 5.3、5.4 の結果から介助方法による腰部負荷量の違いについて考察し、5.5 を結言とする。

5.2 腰部ひねりと積分筋電図の対散布図による視覚化

第4章で実施したベッドから車椅子への移乗介助の3つの方法について、さらに細かく、目的動作（動作①～動作④）ごとに、ひねり動作と腰部負荷の関係を調べ、腰部負荷を視覚化する。ひねり角度平均値（MeanG）と積分筋電図の平均値（ E_{Me} ）の分布、ひねり角速度平均値（MeanH）と積分筋電図の平均値（ E_{Me} ）の分布、ひねり角加速度平均値（MeanA）と積分筋電図の平均値（ E_{Me} ）の分布を図5.1、図5.2、図5.3、図5.4に示す。四角の中心は分布の平均値で、枠は中心からの標準偏差を示す。つまり、四角の枠がグラフの左下に位置するほど、ひねり動作が小さく、腰部への負荷が小さい方法であることを示す。逆に、右上に位置するほど、ひねり動作が大きく、腰部への負荷が大きい方法であることを示す。また四角の枠の面積が大きいほど、同じ介助方法でも、個人によるひねり動作や腰部負荷の差が大きく、四角の枠の面積が小さいほど、介助方法によるひねり動作や腰部負荷の個人差が小さいことを表す[49,50]。データ点数は、ノイズが大きく分析できなかった分を除き、ひねり角度データが延べ34と、EMGデータが延べ68である。EMGセンサごとのプロットについて、方法1と方法3は22点ずつ、方法2は24点である。

動作①について、図5.1の(a),(b),(c)により、積分筋電図（筋負荷量）は、方法3、方法1、方法2の順に小さいことがわかり、方法2は、介助方法による個人差が最も大きいことがわかる。図5.1の(b),(c)により、ひねり角速度、ひねり角加速度は、方法3が、方法1および方法2より小さいことがわかり、介助方法による個人差も小さいことがわかる。

動作②について、図5.2の(a),(b),(c)により、方法1は、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度とも他の方法に比べ同等、もしくは小さいにもかかわらず、積分筋電図（筋負荷量）は最も大きく、介助方法による個人差も大きいことがわかる。そして、積分筋電図（筋負荷量）は、方法3が、方法1、方法2より小さいことがわかる。また図5.2の(a)により、方法2、方法3は、ひねり角度において個人差が比較的大きいことがわかる。

動作③について、図5.3の(a),(b),(c)により、3つの方法にほぼ差がないこと

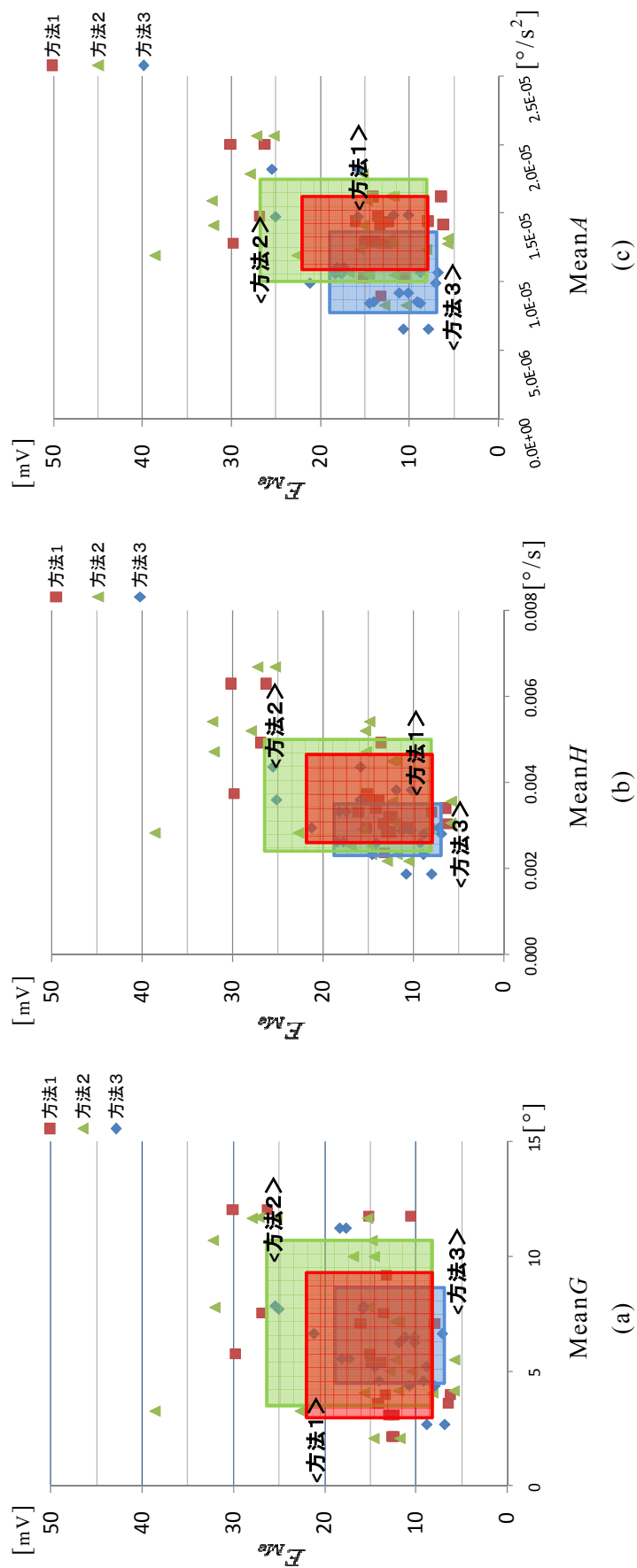


図 5.1 動作①における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較

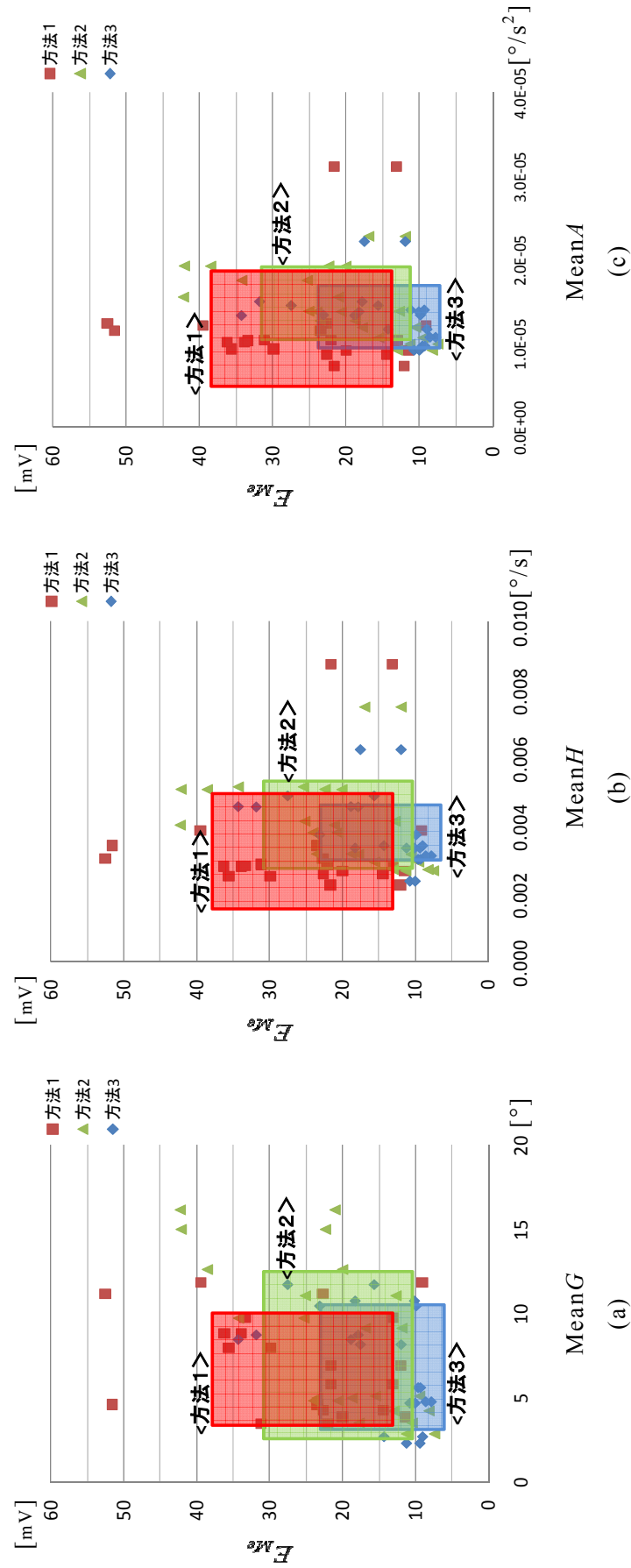


図 5.2 動作②における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較

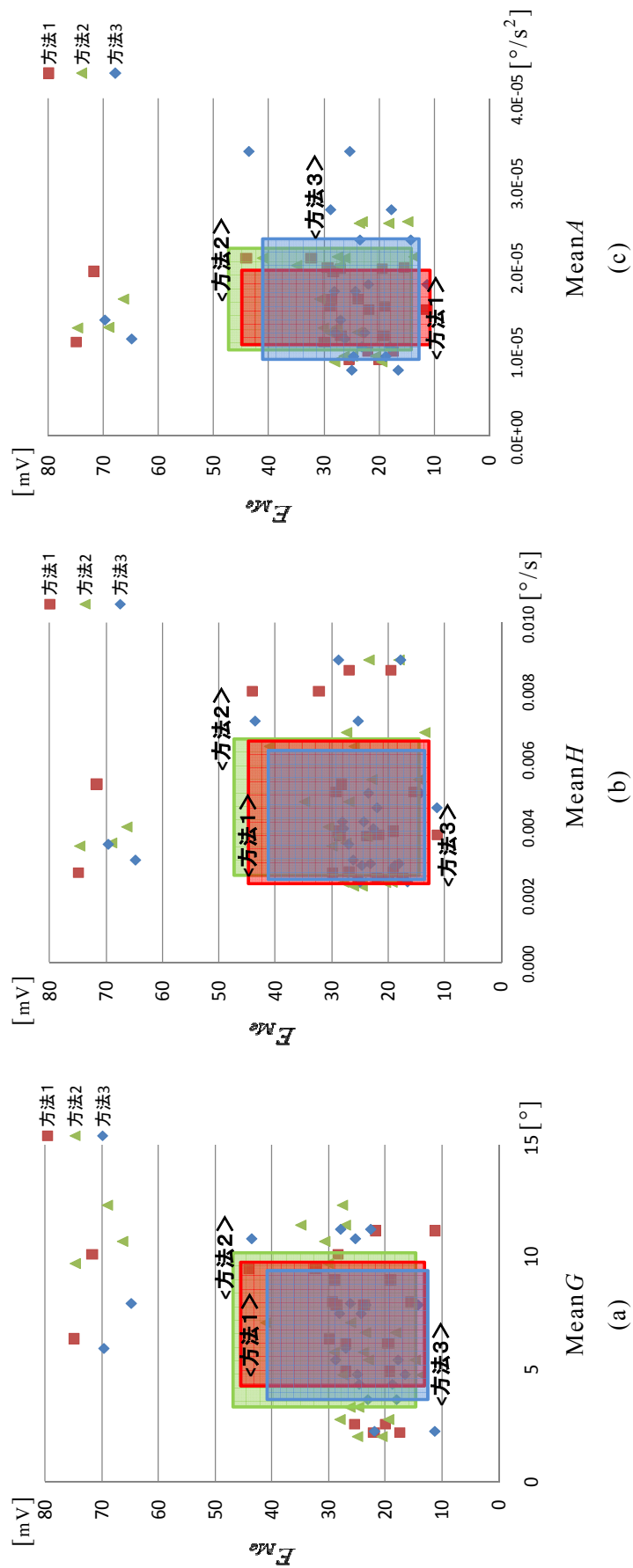


図 5.3 動作③における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較

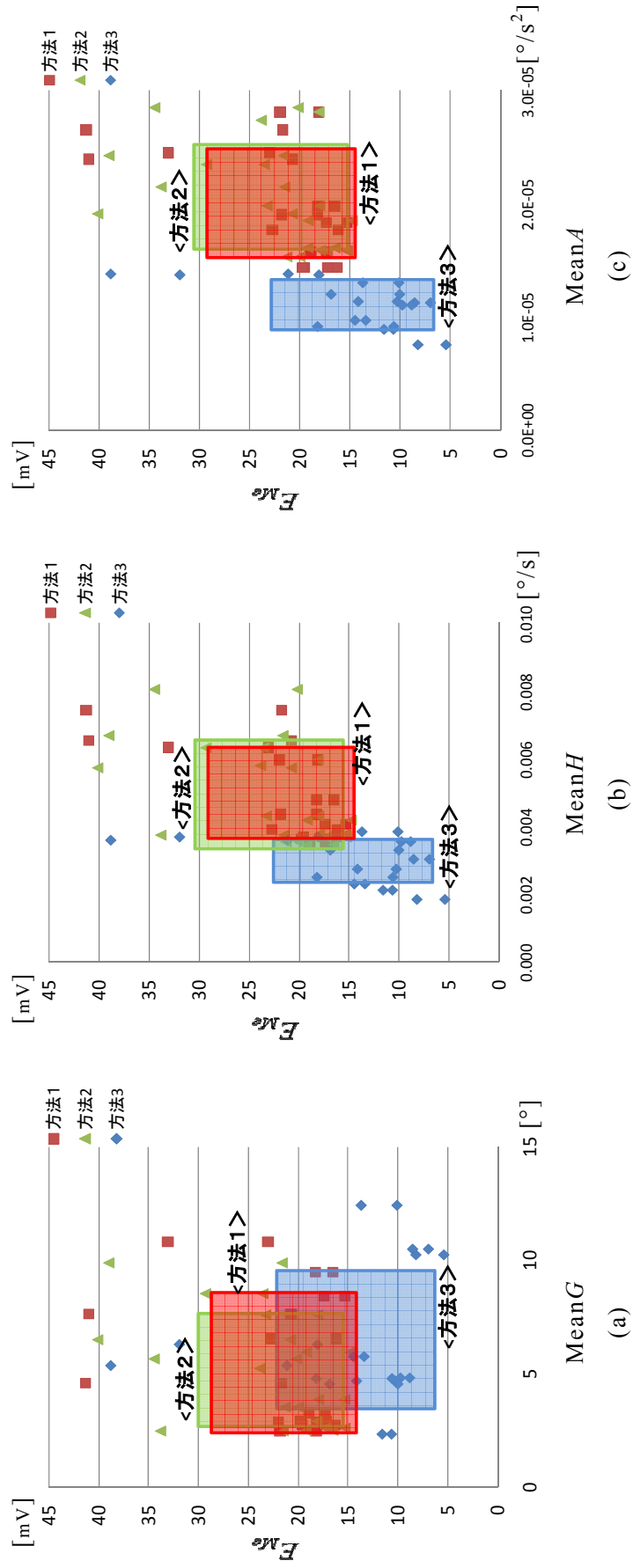


図 5.4 動作④における方法別積分筋電図平均値とひねり角度平均値・ひねり角速度平均値・ひねり角加速度平均値の分布比較

がわかるが、積分筋電図（筋負荷量）は、方法3が比較的小さい傾向にあることがわかる。

動作④について、図5.4の(a),(b),(c)により、積分筋電図（筋負荷量）、ひねり角速度、ひねり角加速度は、方法3が方法1および方法2より小さいことと、方法3は介助方法による個人差も小さいことが明らかに見てとれる。ただし、図5.4の(a)により、方法3は、ひねり角度については、他の方法より比較的大きく、個人差についてもひねり角速度、ひねり角加速度に比べ大きいことがわかる。

5.3 腰部ひねりと積分筋電図の介助方法別比較

目的動作（動作①～動作④）ごとの、3つの方法それぞれにおける、5.2で視覚化した積分筋電図、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度の平均値の有意差を調べた。結果を表5.1に示す(n はデータ点数)。動作①では、ひねり角速度平均値とひねり角加速度平均値について、方法3と、方法1および方法2 ($p<0.05$)で有意差があり、動作②では、積分筋電図について、方法1と方法3 ($p<0.01$)、方法2と方法3 ($p<0.05$)で、また動作④では、積分筋電図、ひねり角速度平均値、ひねり角加速度平均値について、方法3と、方法1および方法2 ($p<0.01$)で有意差があった。これらの結果は、5.2で示したひねりと積分筋電図の視覚化の結果と一致していることがわかった。

5.4 腰部ひねりが左右腰部に与える負荷の視覚化

動作中にひねりや非対称な動きが入ると、腰部に左右アンバランスな負荷がかかり、腰痛を起しやすくなるといわれている[30,51]。そこで、本研究で調べた3つの移乗介助の方法について、4つの目的動作（動作①～動作④）における左右腰部にかかる負荷の違いを、5.2で述べたひねり動作と積分筋電図の視覚化の方法を用いて比較する。各動作におけるひねり角度平均値(MeanG)と左右別積分筋電図の平均値(E_{Me})の分布、ひねり角速度平均値(MeanH)と左右別積分筋電図平均値(E_{Me})の分布、ひねり角加速度平均値(MeanA)と左右別積分筋

表 5.1 4つの動作における方法別積分筋電図, ひねり角度, ひねり角速度, ひねり角加速度の平均値

	動作①			動作②			動作③			動作④		
	方法1 (n=22)	方法2 (n=24)	方法3 (n=22)	方法1 (n=11)	方法2 (n=12)	方法3 (n=11)	方法1 (n=11)	方法2 (n=12)	方法3 (n=11)	方法1 (n=11)	方法2 (n=12)	方法3 (n=11)
E_{Me} [mV]	15.3 ± 6.8	17.3 ± 8.8	13.9 ± 5.5	26.0 ± 12.3	20.5 ± 10.2	15.3 ± 7.7	29.0 ± 15.9	31.0 ± 16.2	27.4 ± 14.4	21.7 ± 7.3	22.7 ± 7.3	14.2 ± 8.0
MeanG [°]	5.9 ± 3.4	6.9 ± 3.3	6.2 ± 2.2	7.2 ± 2.9	8.3 ± 4.5	7.1 ± 3.2	7.1 ± 2.9	6.8 ± 3.4	6.5 ± 2.8	5.6 ± 3.0	5.2 ± 2.5	6.5 ± 3.0
MeanH [°/s]	3.6E-03 ± 1.1E-03	3.8E-03 ± 1.4E-03	3.0E-03 ± 6.9E-04	3.4E-03 ± 1.8E-03	4.1E-03 ± 1.4E-03	3.9E-03 ± 1.1E-03	4.4E-03 ± 2.1E-03	4.5E-03 ± 2.0E-03	4.4E-03 ± 1.9E-03	4.9E-03 ± 1.4E-03	4.9E-03 ± 1.5E-03	2.9E-03 ± 6.8E-04
MeanA [°/s ²]	1.4E-05 ± 2.6E-06	1.4E-05 ± 3.4E-06	1.1E-05 ± 3.3E-06	1.2E-05 ± 6.4E-06	1.5E-05 ± 4.2E-06	1.3E-05 ± 3.4E-06	1.5E-05 ± 4.3E-06	1.6E-05 ± 6.0E-06	1.7E-05 ± 7.9E-06	2.0E-05 ± 4.7E-06	2.1E-05 ± 4.5E-06	1.1E-05 ± 2.0E-06

(nは標本数) (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)

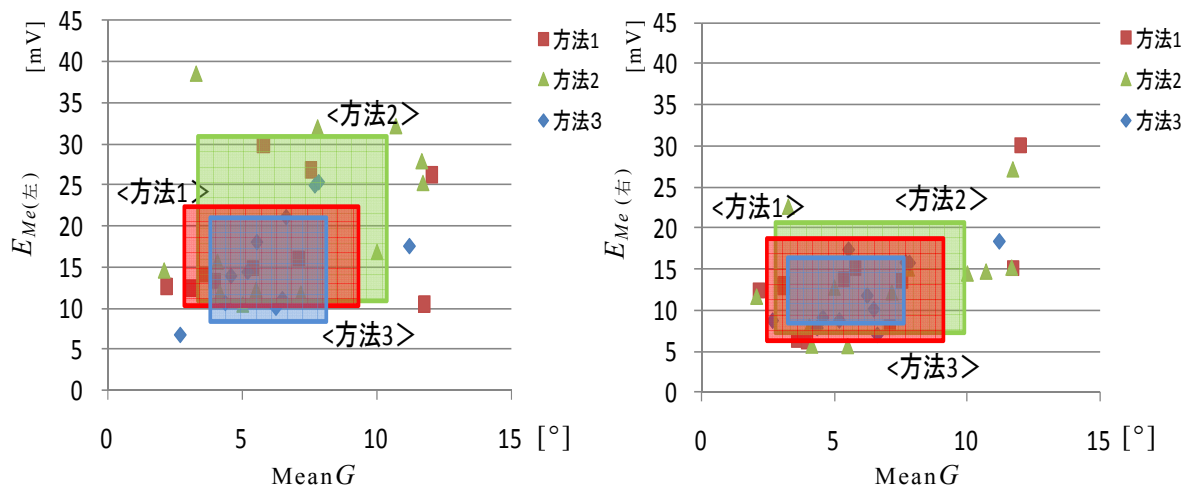


図 5.5 動作①における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較

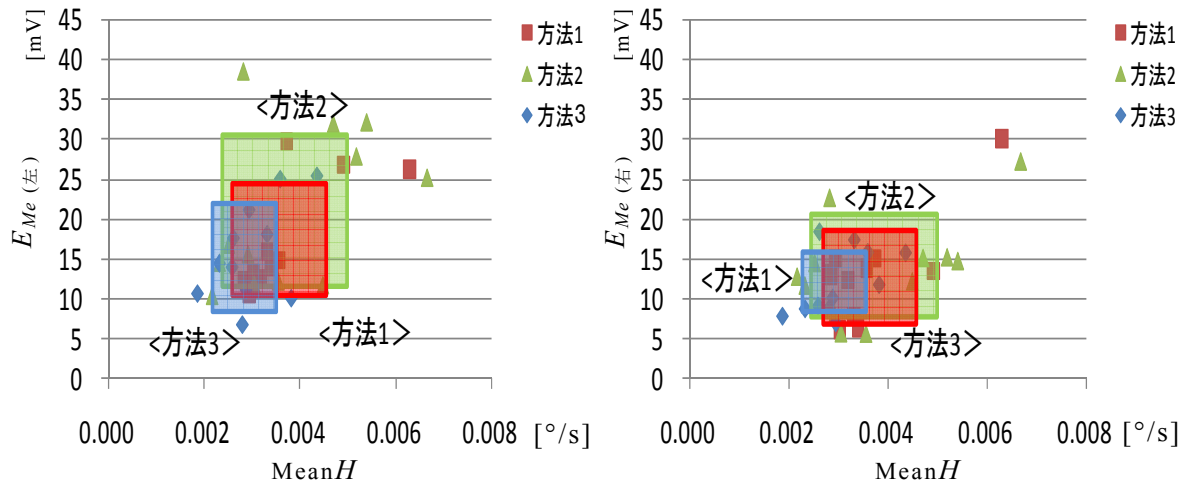


図 5.6 動作①における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較

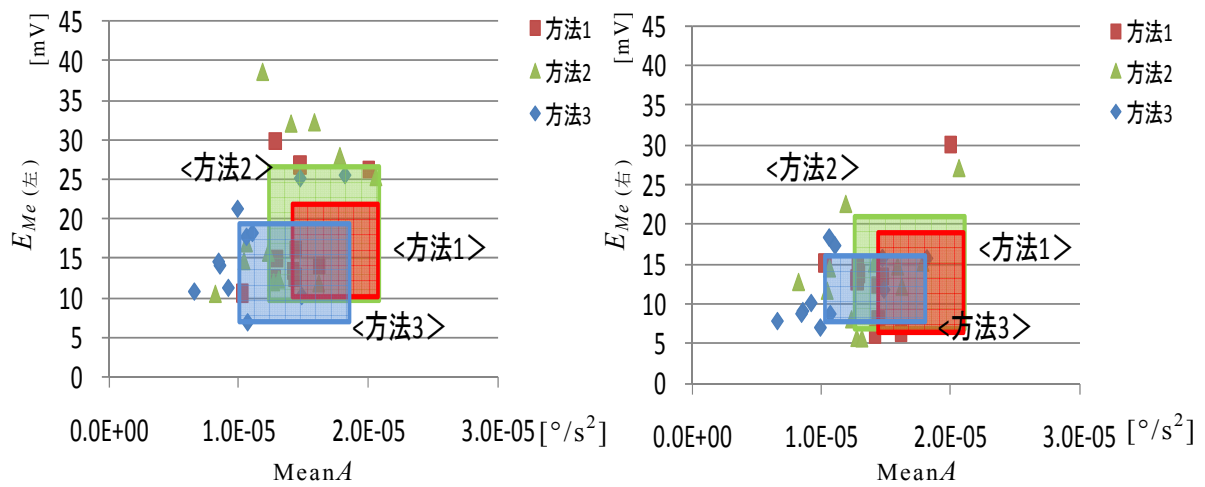


図 5.7 動作①における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較

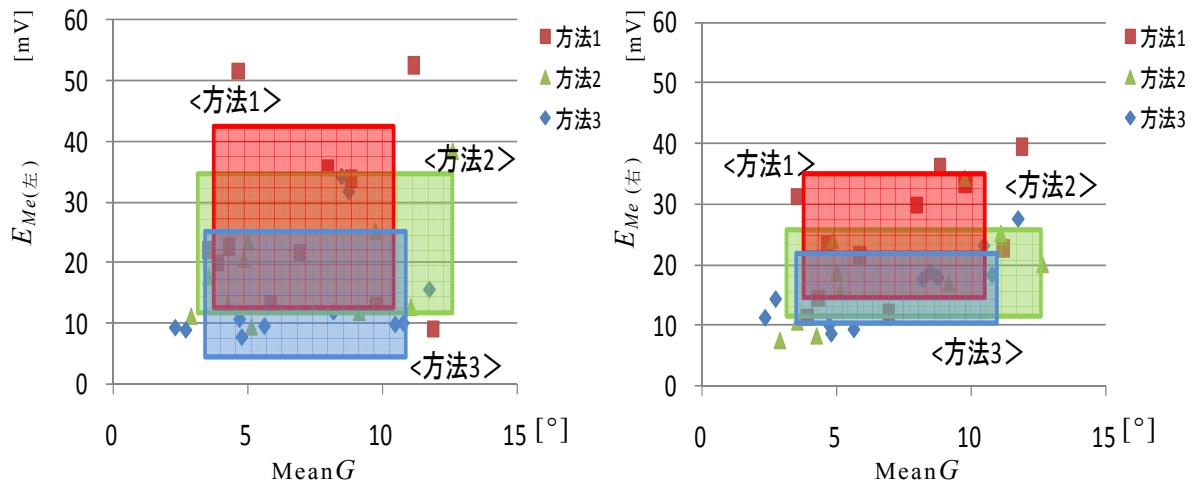


図 5.8 動作②における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較

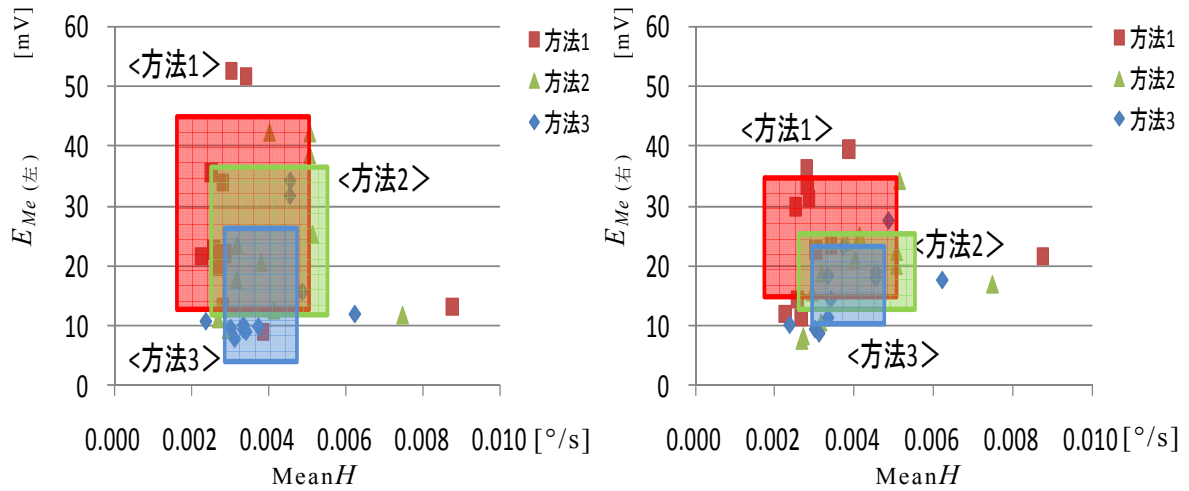


図 5.9 動作②における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較

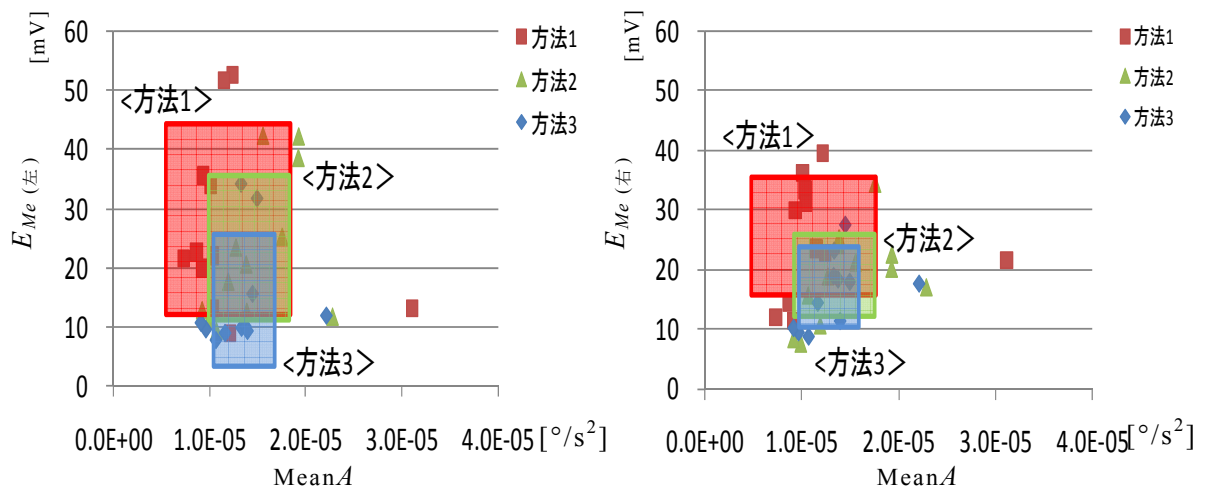


図 5.10 動作②における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較

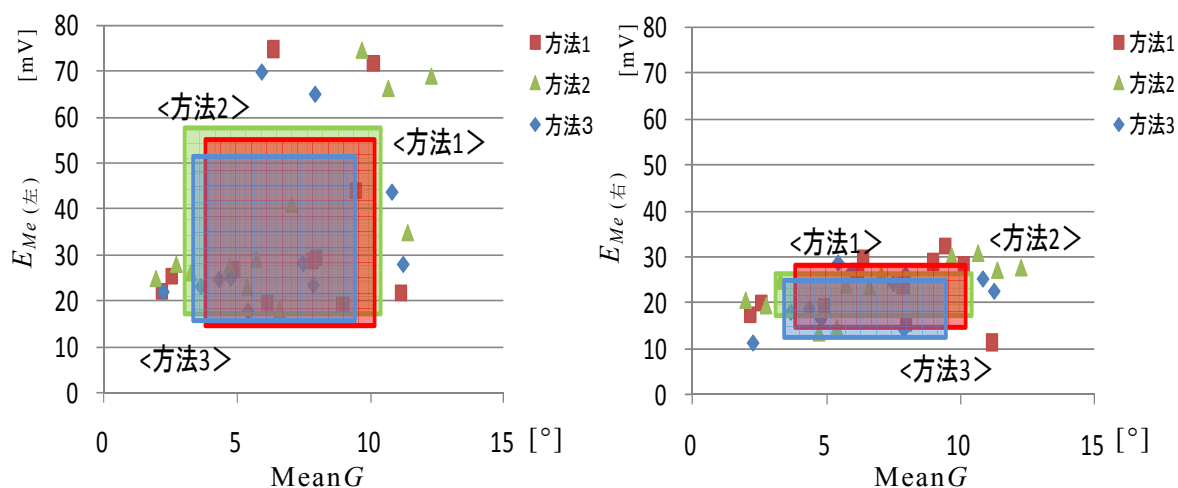


図 5.11 動作③における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較

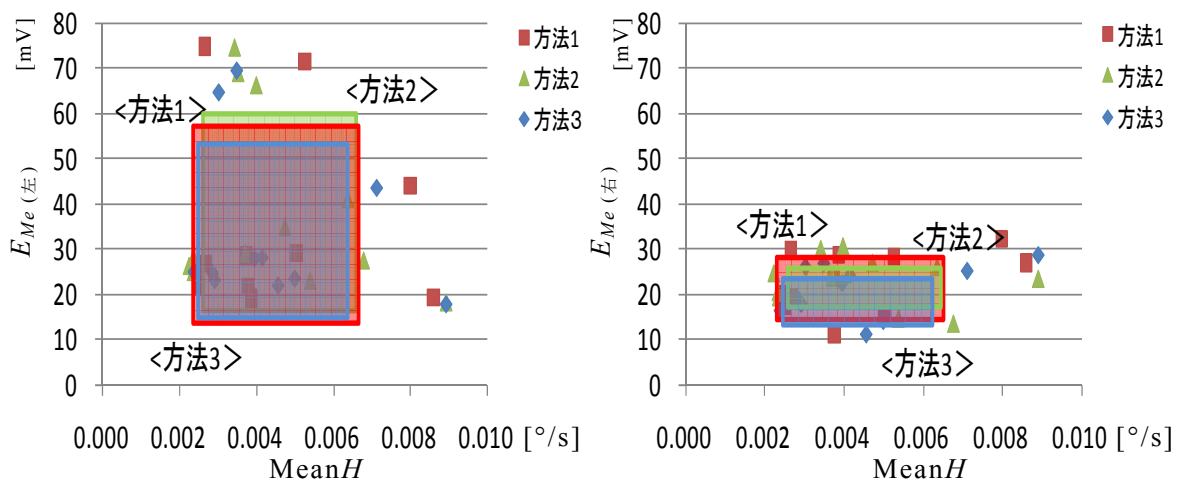


図 5.12 動作③における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較

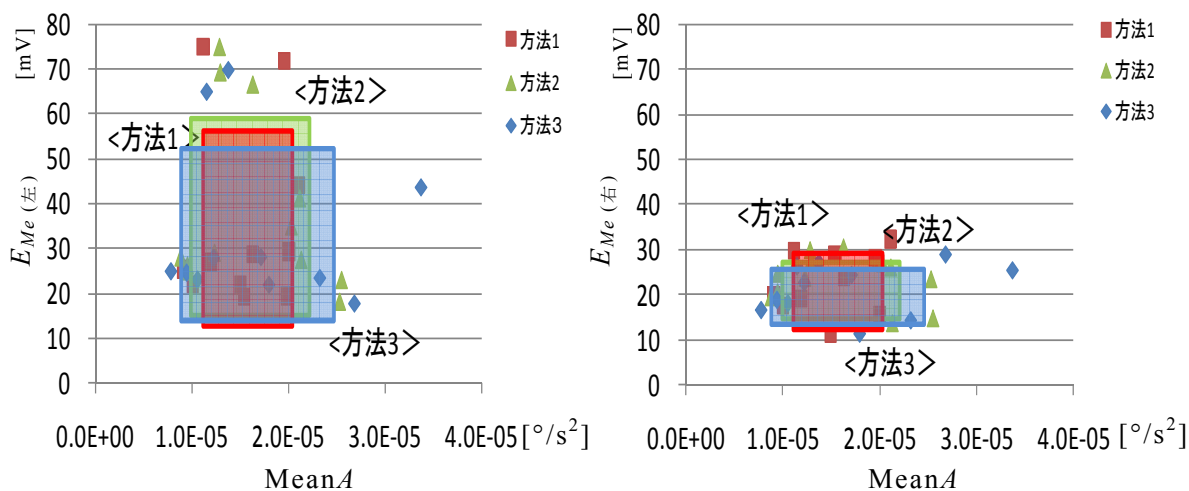
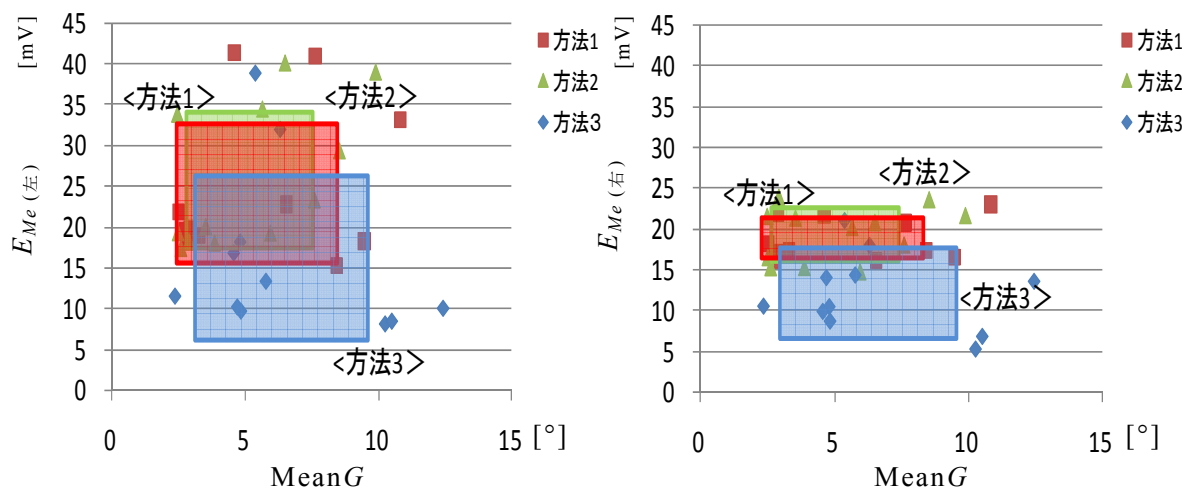
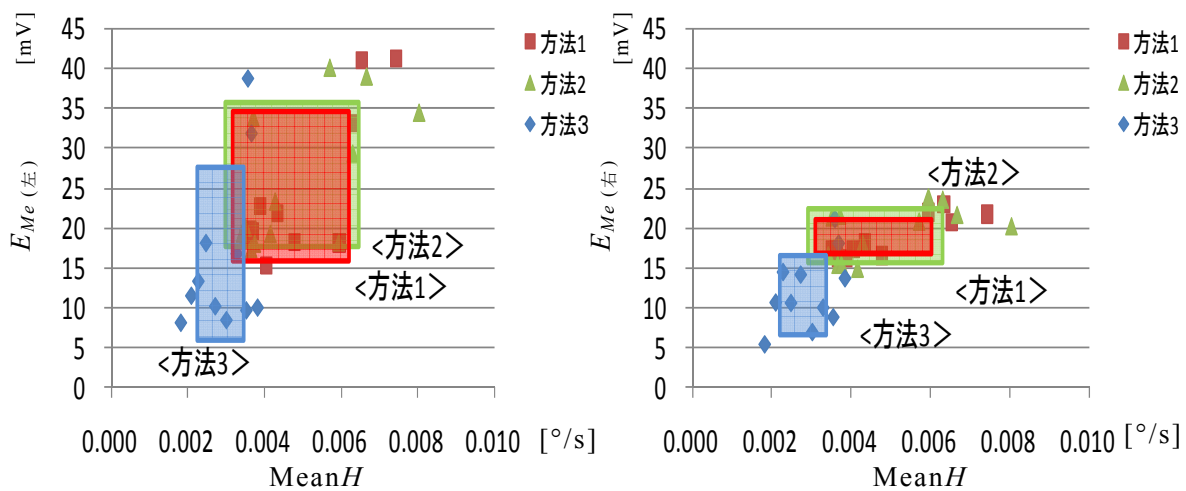
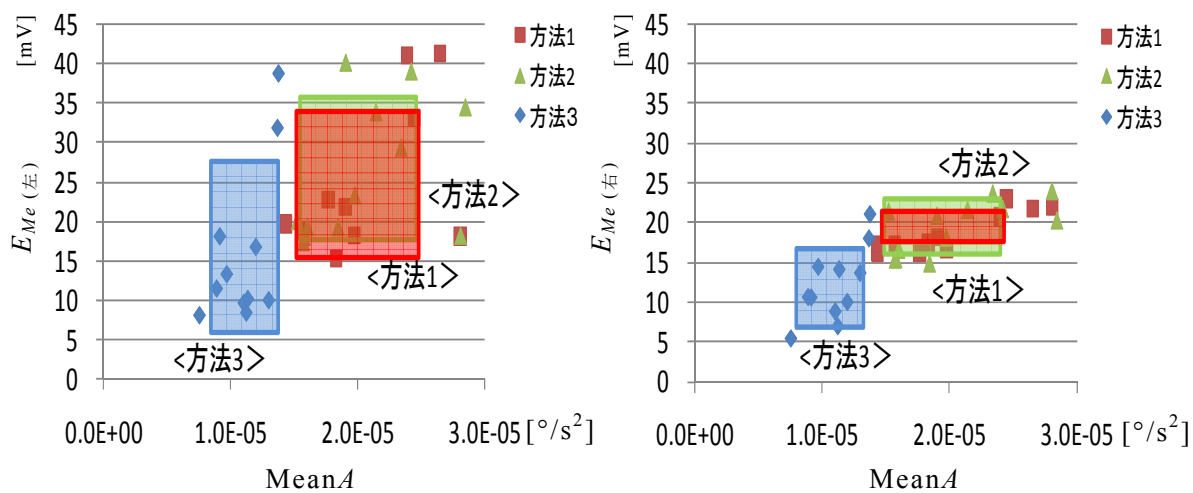


図 5.13 動作③における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較

図 5.14 動作④における方法別 MeanG と左右 E_{Me} の分布の比較図 5.15 動作④における方法別 MeanH と左右 E_{Me} の分布の比較図 5.16 動作④における方法別 MeanA と左右 E_{Me} の分布の比較

電図の平均値(E_{Me})の分布を図 5.5～図 5.16 に示す。

5.5 考察

腰痛の原因となりやすいベッドから車椅子への移乗介助時の腰部ひねりと腰部負荷の関係を、目的動作（動作①～動作④）ごとに 3 つの方法別に図 5.1～図 5.4 で視覚化した結果、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度とそれぞれに対応する積分筋電図について、各方法による違いをわかりやすく示すことができた。また表 5.1 より、それらの違いに有意差があることが確認できた。

動作①と動作④については、方法 1 と方法 2 はほぼ同様の動作であり、方法 3 との違いが図 5.1, 図 5.4 と表 5.1 より示された。動作①において、ひねり角速度、ひねり角加速度について、方法 1 および方法 2 に比べ、方法 3 が有意に小さかった ($p<0.05$)。方法 1, 方法 2 では、被介助者の身体を頭・胸部、腹・殿部、足部と大きく 3 区分し、頭・胸部から順に水平移動させる。臥床している被介助者の身体の下に両手を挿し込む際には、被介助者の重みもあり、水平移動を 3 度繰り返すことで、介助者の体幹は前傾に加えて微妙に左右交互に傾き、ひねりが生じる。方法 3 と比べて、ひねり角度自体に差はないが、ひねり角速度、ひねり角加速度が有意に大きくなっているのはこのためといえる。第 3 章、第 4 章では、ひねり角速度、ひねり角加速度の値が大きい程、腰部への負荷が大きいことを示した。その結果と合わせて考えると、被介助者の身体的な制限などが無い限り、臥床している被介助者をベッドの中央から端に寄せるためには、被介助者を側臥位にする方法 3 が、介助者の腰部に速いひねりを生じる動作が少なく、負荷が小さいといえる。

動作④においては、積分筋電図、ひねり角速度、ひねり角加速度について、方法 3 が有意に小さく ($p<0.01$)、車椅子に座った被介助者の姿勢を整える際には、後方から引き上げる方法よりも、前方から被介助者の上体を左右に体重移動させ、軽くなった側の膝を押し込んで、座面後部まで座らせる方法 3 が、腰部への負荷が小さいことが視覚的にも定量的にも示された。方法 1, 方法 2 の動作④において、ひねり角速度、ひねり角加速度が方法 3 に比べて有意に大きいのは、被介助者の後方にまわり込む際や、被介助者の足元に戻り履物を履か

せる際に、介助者は腰部を素早くひねっているからと考えられ、この動作は腰部への負荷につながる。加えて、車椅子の後方から被介助者の上肢を持って引き上げる際の、被介助者の体重を抱える介助者の負担は大きく[43,44]、被介助者の腕や肩にも負荷がかかる[43]という理由から、看護基礎教育では見られなくなってきた。方法1、方法2、方法3の現場での普及率については明らかではない。しかしながら、看護・介護の教材では、今なお、後方から引き上げる方法が多く掲載されている現状があり[38,39,45,46,47,48]、本実験のひねり動作による腰部負荷に関する結果からも、動作④については、被介助者と介助者ともに安全な介助方法の徹底が急務と考える。

動作②については、3つの方法それぞれ異なった動作であり、図5.2と表5.1より、積分筋電図において、方法1と方法3 ($p<0.01$)、方法2と方法3 ($p<0.05$)に有意差があり、方法3が腰部筋への負荷が最も少ないことを示した。動作②では被介助者の上体を起こす際、介助者の腰部に左右不均等に大きな力が加わることが負担となる[30]。そのため、できるだけ介助者自身が使う力を軽減させる方法がこれまでも考えられてきた。方法1は被介助者とベッドとの摩擦を少なくし、介助者の使う力を軽減させる方法である。方法2はてこの原理を使って、介助者にかかる力を軽減させる方法である。いずれの方法も看護基礎教育の看護技術で一般的に教えられており[25]、力学的視点から考えられた動作である。しかし、従来多くの教育場面で提示されてきた方法1、方法2の動作②では、臥床している被介助者に対して、前傾した姿勢で横から、被介助者の頭部・上体を抱え上げるという動作が含まれるため、腰部へかかる負荷は、前傾およびひねり、さらに被介助者の体重という荷重もかかり、相当大きくなる[52,53]。それに対して方法3は、被介助者の下肢の重さが関節に伝わる力を利用し、からだの自然な動きを導く動作で、介助者が被介助者の上体を抗重力方向に抱える動作はほとんどなく、介助時の上体前傾角度も小さいため[54]腰部への負荷が大幅に軽減する方法と考えられる。青井ら[25]の研究では、仰臥位から端座位への体位変換における身体的負荷について、表面筋電図および主観的評価で方法2と方法3を比較し、方法3の方が身体的負荷が少ないことを示している。本研究においても、動作②について方法3が腰部への負荷が少ないことを視覚的に示すことができた。

動作③については、3つの方法はほぼ同様の動作であり、明らかな違いは示されなかった。しかし、図 5.3 と表 5.1 より、積分筋電図の平均値は、方法 3 が比較的 low 値であった。表 5.1 の動作①～④において積分筋電図の平均値をみると、動作③は他の動作①、動作②、動作④に比べ最も腰部に負荷がかかる動作である。ここで方法 3 が low 値の傾向を示したのは、ベッドから車椅子への移乗介助という一連の動作の中で、前後の動作の影響を受けたためと考える。よって、各動作全てにおいて負荷の少ない方法を選択し、実施することが看護ケアにおける腰部負荷を軽減するために重要であるといえる。

さらに図 5.5～図 5.16 より、3つの方法別に腰部左右の負荷の違いを見ると、動作①～④のすべてにおいて、腰部左側の負荷が大きい傾向を示した。本実験では、動作①では、被介助者の頭部を介助者の左側にして近づき、ベッド上で端に移動させ、動作②では、被介助者の頭部が左側にある状態で被介助者の上体を起こし、動作③では、被介助者の頭側と同じ左前方に置かれた車椅子の方向に移動させた。このベッドと車椅子の位置関係により、身体の体重全体の 40% を占める頭部・胸腹部側を支える左側の負荷が大きくなるが[55]、第 3 章で示したように、その状況の下で、前傾およびひねりが加わると、腰部への負荷はより大きくなる。ベッドから車椅子の移乗介助の一連の動作で、被介助者を支えながらの移動には、腰部の前傾およびひねり動作は必ず含まれる。腰部負荷を軽減するためには、アンバランスな負荷がかかった状態で、さらに必要以上のひねりや急なひねり動作をしないよう常に意識してケアを実施することが重要である。本章での視覚化の結果、動作①では、図 5.5～図 5.7 より、方法 2 は、腰部負荷の左右差や、個人差によるばらつきが大きく、方法 3 は左右差、個人差とも小さいことを示した。動作②では、図 5.8～図 5.10 より、腰部負荷とその個人差によるばらつきは、方法 1 が最も大きいものの、その左右差は、方法 2 が最も大きく、方法 3 は左右差、個人差ともに他に比べて小さいことを示した。動作③については、図 5.11～図 5.13 より、3つの方法とも同様に、腰部負荷の左右差が大きく、移乗介助が腰痛の原因となりやすい理由を示している。移動させる際、移動先側の腰部負荷が大きくなるため、安定した姿勢を保ち、ベッドサイドの環境などに配慮し、出来る限り腰部を急に大きくひねったり、左右不均衡な負荷がかからないよう、特に注意しなければならないことを示し

た.動作④については,方法3は動作自体には左右差がない介助方法であるが,図5.14~図5.16より,左側の腰部負荷が大きい傾向を示した.これについては,移乗介助開始からの筋緊張が影響した可能性が考えられる.この筋緊張と腰痛の関連はすでに報告されており[56],筋緊張の高い者は腰痛を発症する危険性が高いと考えられている[27].動作④は,動作①から動作③実施後の動作となるため,筋緊張が少なからず残る状態といえる.よって,この状態の下での,方法1,方法2のような被介助者を後ろから引き上げる腰部負荷の大きい動作は,アンバランスな負荷を増強させる可能性があるため,方法3のような介助方法を選択することが必要である.

以上の結果から,同じ目的動作でも,介助方法による腰部負荷には違いがあり,本章で述べた視覚化の方法で,それを明示できたことは大きな意味があると考えられる.

5.6 結言

看護ケアによる腰痛軽減のために,より腰部負荷の少ないケア方法を検討するための方策として,看護ケア時の腰部のひねりと筋負荷量を視覚化した.本章では,ベッドから車椅子移乗技術の3つの方法におけるひねり動作が腰部に及ぼす負荷に着目し,移乗介助時の腰部ひねり角度と表面筋電図を計測し,一連の動作を目的別に4つの動作に分け,介助方法別に比較分析した.結果,ひねり角度,ひねり角速度,ひねり角加速度が腰部へ及ぼす影響について,同じ目的である移乗介助動作でも,その負荷量を視覚化することで,介助方法による違いをわかりやすく示すことができた.また,左右別にひねりに対応した負荷量を視覚化することで,介助方法による腰部に加わるアンバランスな負荷を示し,より腰部に負荷の少ない介助方法を提示することができた.

今後,本研究で行った視覚化の方法を日常における様々な看護ケアに適用し,より負荷の少ないケア方法を周知することで,看護業務における看護職の負荷の軽減,看護の質の向上,看護技術教育などに活かすことができ,看護職を悩ます腰痛予防対策へもつなげていけると考える.

第 6 章

結論

看護職の腰痛発症率の高さは、これまでも深刻な問題として捉えられてきた。労働衛生，産業医学，人間工学の視点などから多くの研究がされてきたが，看護職の腰痛の原因といわれる動作姿勢，“前傾”，“中腰”，“ひねり”の中で，“ひねり”について腰部に及ぼす影響因子とその負荷を調べたものはほとんどない。

そこで，本論文では，腰部のひねりによる負荷に関して，ひねり角度センサと表面筋電図を用いて，直立姿勢で腰部を単に左右にひねるという動作，上体の前傾姿勢に腰部ひねりを加えた動作と，腰痛になりやすい移乗介助動作について，腰部のひねりと腰部負荷の関係を調べ，ひねり角度，ひねり角速度，ひねり角加速度が腰部に及ぼす影響の度合いが，動作姿勢やスピードによって違うことを明らかにした。その結果を基に，介助方法の違いや患者との位置関係，ケア時の環境設定が腰部負荷に大きく影響をすることを示した。これらの結果から，より負荷の少ないケア方法を検討するとともに，看護職の腰痛予防に対する意識付けの効果的な方法として，腰部ひねりと腰部負荷量を視覚化する方法を提案した。

第 2 章では，表面筋電図における計測機器からの持続的な交流雑音を除去するノッチフィルタリング処理を考案した。また，計測時に被験者の動きなどで生じるパルス性雑音に対して，トリムド平均値フィルタリング処理による除去手法を示した。これら信号処理により，波形の特徴や動作に伴う変化をより正確に抽出でき，両者の関係性を明らかに示すことができた。信号処理後の波形から，ひねり角度データからは，ひねり角速度，ひねり角加速度を計算し，表面筋電図からは，積分筋電図（筋負荷量）を計算して，ひねりが腰部へ及ぼす影響因子を調べる分析項目とした。

第 3 章では，腰部のひねりが腰部筋へ及ぼす影響を調べるため，まず，直立姿勢で腰部を単に左右にひねるという動作について，次に，日常的な看護ケア

によく見られる上体の前傾姿勢に腰部ひねりを加えた動作について、両足を揃えた場合と、両足を肩幅に開脚した場合について、ひねり角度と表面筋電図を計測した。第2章で述べた分析項目から、腰部のひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度と脊柱起立筋の積分筋電図（筋負荷量）との相関を調べ、その結果、腰部のひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度と脊柱起立筋の積分筋電図との間には正の相関があり、ひねりが腰部負荷への影響因子であることを示した。直立姿勢で、両足を肩幅に開脚して身体が安定している場合は、動作によるひねり角速度の腰部負荷に対する影響が大きい傾向を示し、十分安定していない場合には、身体の姿勢維持に筋が大きく活動するため、ひねり角度の影響が大きい傾向を示した。また、身体が安定した状態での前傾では、上体の重量がひねり動作速度に影響し、ひねり角加速度に従い、腰部負荷が大きくなることを示した。さらに前傾角度が増すほど、ひねりが腰部へ及ぼす影響もより大きくなり、腰部負荷としては、最もリスクの高い状況であることを示した。

第4章では、看護ケアにおける腰部ひねりが腰部負荷に及ぼす影響因子を明らかにするため、中腰姿勢や患者を抱えての前屈や移動を含み、腰痛の原因になりやすいといわれている「ベッドから車椅子への移乗介助」における、腰部ひねりと腰部負荷の関係を調べた。まず、実際の臨床現場や看護基礎教育で実施されている「ベッドから車椅子への移乗介助」の主な3つの方法を説明し、それぞれの方法について、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度それぞれの平均値と積分筋電図（筋負荷量）の平均値の関係を調べた。第3章と第4章の結果を基に、「ベッドから車椅子への移乗介助」においても、ひねり角度、ひねり角速度、ひねり角加速度すべてが腰部負荷に影響することを示した。患者へのケアに際しては、患者に合わせたゆっくりした動作と同時に、丁寧さや手際の良さ、スピード、臨機応変な対応が求められる。しかし、腰痛予防のためには、まず姿勢を安定させることと、急なひねり動作を出来る限り避けることが重要であることを示した。

第5章では、第4章で述べた移乗介助の3つの方法について、移乗介助は複数の目的の複合動作であるため、目的別に4つの動作に分け、各動作中の“ひねり”が腰部に与える影響に関して、介助方法による腰部への負荷の違いを調

べた。その結果を基に、より腰部負荷の少ないケア方法を検討し、周知するための方策として、看護ケア時の腰部のひねりと筋負荷量を対散布図により視覚化する方法を提案した。それにより、介助方法別のひねりやそれに伴う腰部負荷の大きさの違いをわかりやすく示すことができると同時に、同じ目的の動作でも、介助者によりひねりや腰部負荷に個人差が出やすい方法かどうかも表すことができた。また、腰部負荷は左右アンバランスな筋活動の持続により増強するといわれている。この視覚化の方法を用いて、移乗介助時の環境や様々な条件により生じる腰部の左右アンバランスな負荷を明示した。これにより腰部負荷の少ない介助方法を提示すると共に、移乗介助における腰部負荷に関する注意点を示した。

今後、本研究で行った視覚化の方法を日常における様々な看護ケアに適用し、より負荷の少ないケア方法を周知することで、看護業務における看護職の負荷の軽減、看護の質の向上、看護技術教育などに活かし、看護職を悩ます腰痛予防対策へつなげていく予定である。

謝辞

本論文をまとめるにあたり，終始，親切丁寧にも多大なるご指導を賜り，様々なご配慮で支え続けて下さいました大阪府立大学大学院工学研究科電気・情報系専攻 汐崎 陽 教授に心から感謝致します。

また本論文をまとめるにあたり，様々なご指導を戴いただけでなく，副査として本論文を査読して戴き，有意義なご教示を賜りました，大阪府立大学総合教育研究機構 真嶋 由貴恵 教授，大阪府立大学大学院工学研究科 黄瀬 浩一 教授に深く感謝致します。

本研究の遂行に際して，有益な御助言，御配慮賜りました大阪府立大学大学院工学研究科 荻原昭夫 准教授，丸岡玄門 講師，岩田 基 助教に心から感謝致します。

所属する研究室の皆様方には，本研究を進めるにあたり，暖かい御協力と御配慮下さり，有難うございました。

そして，大阪府立大学看護学部人環境支援看護学領域の先生方には，本研究を続けるにあたり，惜しめない御協力と御配慮，応援をいただき，深い感謝の意を表して謝辞とさせていただきます。

参考文献

- [1] 財団法人 厚生統計協会, 厚生 の 指標 増刊 国民衛生の動向 2010/2011, 厚生統計協会, p.37, 2010.
- [2] 社団法人 日本看護協会編, 看護職の社会経済福祉に関する指針 看護の職場における労働安全衛生ガイドライン 平成 16 年版労働安全衛生編, 日本看護協会出版会, 2004.
- [3] 甲田茂樹, 久繁哲徳, 小河孝則, 車谷典男, 出島牧彦, 宮北隆志, 小寺良成, 中桐伸五, 青山英康, “看護婦の腰痛症発症にかかわる職業性要因の疫学的研究,” 産業医学, vol.33, pp.410-422, 1991.
- [4] 金田和容, 白井康正, 竹内俊次, “看護職員の腰痛調査,” 日本腰痛会誌, vol.2, no.1, pp.17-21, 1996.
- [5] 辻下守弘, 守本とも子, 中嶋律子, 白田久美, 子 任和子, 池谷茂隆, “看護職の腰痛に関する研究,” 中国ブロック理学療法士学会学会誌, vol.13, pp.49-51, 1999.
- [6] 小久保安朗, 前沢靖久, 古沢修章, 内田研造, 馬場久敏, “看護職員の腰痛アンケート調査からみた腰痛の予防と対策,” 日本腰痛会誌, vol.6, no.1, pp.52-55, 2000.
- [7] 小山理恵子, 奥寿郎, 佐久間智子, 内藤郁奈, 加藤宗規, 杉原敏道, “医療従事者における腰痛に関する意識調査－看護従事者対するアンケート調査より－,” 東京保健科学学会誌, vol.3, no4, pp.232-235, 2001.
- [8] 久留島美紀子, 伊丹君和, 藤田きみえ, 森下妙子, 安徳ちづ子, 石橋美年子, 柴崎さと子, 塚本京子, “看護・介護作業時のボディメカニクス活用に関する一考察,” 滋賀県立大学看護短期大学部学術雑誌, no7, pp.55-61, 2003.
- [9] 『毎日新聞』2008年2月18日朝刊, “介護従事者: 8割に腰痛経験 滋賀医大グループが全国調査”, 2008.
- [10] 労働省労働衛生課, 職場における腰痛予防対策マニュアル, 中央労働災害防止協会, pp.31-37, 1996.
- [11] 長町三生, アドバイザーのための職務再設計, 高年齢者雇用開発協会, 1996.
- [12] G.B. Andersson, R. Ortengren, and P. Herberts, “Quantitative electromyographic

- studies of back muscle activity related to posture and loading,” Orthopedicclinics of North America, vol.8, pp.85–96, 1977.
- [13] R. Ortengren, G.B. Andersson, and A.L. Nachemson, “Studies of relationships between lumbar disc pressure, myoelectric back muscle activity, and intra abdominal pressure,” Spine, vol.6, pp.98–103, 1981.
- [14] W.F. Merriam, R.C. Quinnell, H.R. Stockdale, and D.S. Willis, “The effect of postural changes on the interred pressures within the nucleus pulposus during lumbar discography,” Spine, vol.9, pp.405–408, 1984.
- [15] 中野昭一, 運動・生理・生化学・栄養－図説・運動の仕組みと応用－ 第2版, 医歯薬出版株式会社, pp.322–323, 1996.
- [16] 中野昇, 腰痛の臨床 (改訂版), 南江堂, pp.51–53, 1985.
- [17] 英国腰痛予防協会編集, 加藤光宝監訳, 刷新してほしい患者移動の技術 患者・看護師・医療者を身体損傷や医療事故から守るために, 日本看護協会出版会, pp.46–66, 2003.
- [18] 野上貞夫, “当院の看護・介護の職業性腰痛の実態,” 理療, vol.3, no.4, pp.36–37, 2005.
- [19] 小原弘子, 真嶋由貴恵, 藤沢一暁, 前川泰子, 松原行宏, 岩根典之, “在宅看護技術動作の中に含まれる腰痛原因となる姿勢の分析 作業姿勢診断システムを用いた2種類の介助方法の比較,” 第27回日本医療情報学連合大会論文集, pp.921–922, 2007.
- [20] 水戸優子, “片麻痺患者への車いす移乗介助技術における看護者の足位置についての生体力学的分析 基礎的研究,” 神奈川県立保健福祉大学誌, vol.1, no.1, pp.7–18, 2004.
- [21] 富岡公子, 樋口由美, 眞藤英恵, “福祉用具の有用性に関する介護作業負担の比較研究 –福祉用具使用の有無および作業姿勢の適正–,” 産業衛生学会誌, no.49, pp.113–121, 2007.
- [22] 伊丹君和, 藤田きみゑ, 横井和美, 久留島美紀子, 森下妙子, 豊田久美子, 寄本 明, 下野俊哉, “片麻痺模擬患者への車椅子移乗援助に関する研究 患者の安全・安楽・自立および看護者の腰痛予防を考慮して,” 人間看護学研究, no.3, pp.19–28, 2004.
- [23] 伊丹君和, 安田寿彦, 大槻幸範, 豊田久美子, 石田英實, “看護者の腰痛予防のためのボディメカニクス自己学習支援システムの開発 ボディメカニ

- クス活用動作の自己チェックシステムの試作と評価,” 人間看護学研究, no.5, pp.27-37, 2007.
- [24] 伊丹君和, 藤田きみゑ, 矢口潤哉, 森下妙子, 下野俊哉, “看護作業時のひねりが看護者の腰部に及ぼす影響についての検討(第2報)ベッドメイキング作業時の筋電図学的分析,” 滋賀県立大学看護短期大学部学術雑誌, no.6, pp.37-42, 2002.
- [25] 青井聡美, 萩野芳美, 杉本吉恵, 赤坂有未, 高橋洋美, 塩川満久他, “仰臥位から端坐位への体位変換の違いによる身体的負担 筋活動量を用いての比較,” 日本看護学会論文集 看護総合, vol.39, pp.348-350, 2008.
- [26] 川口孝泰, ベッドまわりの環境学, 医学書院, 1998.
- [27] 伊丹君和, 藤田きみゑ, 古株ひろみ, 矢口潤哉, 北村隆子, 横井和美, 田中智恵, 藤迫奈々重, 甘佐京子, 柴辻里香, 久留島美紀子, 森下妙子, 寄本明, 金田嘉清, “看護作業時のひねりが看護者の腰部に及ぼす影響についての検討 Noraxon 社製 MyoSystem 1200 sEMG を用いての筋電図学的分析,” 滋賀県立大学看護短期大学部学術雑誌, vol.5, pp.33-38, 2001.
- [28] 加藤 浩, 藤野英次郎, 上島隆秀, 城石晴子, 時枝美貴, 高杉紳一郎, 神宮司誠也, 野口康男, 岩本幸英, “歩行解析における股関節中殿筋の質的評価の試み,” 理学療法学, vol.26, no.5, pp.179-186, 1999.
- [29] 原 良昭, 吉田正樹, 松村雅史, 市橋則明, “積分筋電図による筋活動の評価,” 電気学会論文誌C, vol.124, no.2, pp.431-435, 2004.
- [30] 酒井一博, “姿勢負担とその改善,” 労働の科学, vol.45, no.9, pp.4-8, 1990.
- [31] 花岡正明, “表面筋電図の時間領域における信号処理方法: 整流, 平滑化, 積分,” 理学療法, vol.20, no.12, pp.1253-1261, 2003.
- [32] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山重兵, 表面筋電図, 東京電機大学出版局, 2006.
- [33] 不破輝彦, 伊藤耕作, 花房昭彦, “スライド機構を付加したフレキシブルゴニオメータによる新しい関節角度計測法,” 日本生理人類学会誌, vol.10, no.2, pp.85-92, 2005.
- [34] 前川泰子, 汐崎 陽, 真嶋由貴恵, “看護業務における表面筋電図からの腰部のひねり動作と筋負荷の関係,” 電子情報通信学会論文誌(D), vol.J93-D, no.11, pp.2538-2547, 2010.

- [35] Aldo O. Perotto, *Anatomical Guide for the Electromyographer The Limbs and Trunk*, Charles C Thomas Pub Ltd, pp.308–321, 2005.
- [36] 前川泰子, 汐崎陽, 真嶋由貴恵, “看護技術動作における腰部のひねりと表面筋電図の関係,” 情報科学技術フォーラム講演論文集第2分冊, pp.467–468, 2008.
- [37] Y.Maekawa, A.Shiozaki, Y.Majima, “Relation between lumbar twist angle and surface electromyogram (EMG),” *Proceedings of ITC-CSCC 2009 (International Technical Conference on Circuit/System, Computers and Communications)*, pp.1304–1307, 2009.
- [38] 氏家幸子, 阿曾洋子, 井上智子, 基礎看護技術 I 第6版, 医学書院, pp.55–56, 2005.
- [39] 藤崎郁, 川村治子, 系統看護学講座 専門分野 1 基礎看護学 3 基礎看護技術 II 第15版, 医学書院, pp.119–124, 2009.
- [40] 紙屋克子監修, 新しい体位変換のテクニック 2 基本的体位変換, 中央法規出版, 1991.
- [41] 徳永恵子監修, 体位変換の革命: 看護におけるキネステティック, 日本看護協会出版会, 2002.
- [42] Per Halvor Lunde (ペヤ・ハルヴォール・ルンデ) 監修, 看護・介護職のための“持ち上げない移動・移乗技術”, 中央法規出版株式会社, 2006.
- [43] Per Halvor Lunde (ペヤ・ハルヴォール・ルンデ) 著, 中山幸代, 幅田智也, 和子・マイヤー訳, 移動・移乗の知識と技術, 中央法規出版株式会社, pp.69–75, 2005.
- [44] 小川鑛一, 看護動作を助ける基礎人間工学, 東京電機大学出版局, pp.193–199, 1998.
- [45] 大津廣子, 岩脇陽子, コミュニケーションと共に学ぶ基礎看護技術 メディカルレビュー社, pp.112–117, 2009.
- [46] 坪井良子, 松田たみ子, 考える基礎看護技術 II 看護技術の実際 第3版, ヌーヴェルヒロカワ, pp.85–88, 2009.
- [47] 伊藤明子, 星和美, 山崎裕美子, 青山美智代, 新看護学 7 基礎看護[2] 基礎看護技術, 医学書院, pp.127–134, 2006.
- [48] 葭田美知子, 写真と動画で見る最新版トランスファー・スキル 実践動作立位や車椅子へのトランスファー・スキル月刊ナーシング, 学研, pp.132

－133, 2005.

- [49] 前川泰子, 汐崎陽, 真嶋由貴恵, “看護ケア実施時の腰部ひねりと筋電図データからの看護業務の視覚化－ベッドから車椅子移乗介助方法に着目して－”, 日本医療情報学会看護学術大会論文集, pp.75－78, 2010.
- [50] 前川泰子, 汐崎陽, 真嶋由貴恵, “看護技術における腰部のひねり動作とその負荷の関係,” 第29回日本医療情報学会連合大会論文集, pp.1072－1073, 2009.
- [51] 寺山和夫, 片岡修, 山本博司, 腰背部の痛み, 南光堂, 1999.
- [52] 平田雅子, NEW ベッドサイドを科学する 看護に生かす物理学, 学研, pp.57－63, 2000.
- [53] 小川鑛一, イラストで学ぶ看護人間工学, 東京電機大学出版局, pp.98－117, 2008.
- [54] 森弥生, 杉本吉恵, “体位変換法の違いによる介助者と被介助者の身体的負担の比較 仰臥位から端坐位への起き上がり介助において,” 日本看護学会論文集 看護総合 vol.39, pp.333－335, 2008.
- [55] 小川鑛一, 鈴木玲子, 大久保祐子, 国澤尚子, 小長谷百絵, 看護動作のエビデンス, 東京電機大学出版局, 2003.
- [56] 加藤正夫, 筋肉の病気, 中外医学社, 1996.