

信州大学審査学位論文

工学的手法を用いた起き上がり動作の
定量的解析
—健全若年者と高齢者の比較を中心に—

2019年3月

渡 邊 哲 朗

目 次

第 1 章 序 論

研究の背景

1.1 基本動作と日常生活活動	2
1.2 本邦における介護者の現状と基本動作の重要性	3
1.3 起き上がり動作の重要性	4
1.4 起き上がり動作の先行研究	5
1.5 研究の目的ならびに論文構成	11

第 2 章 起き上がり動作における圧中心の二次元情報解析

2.1.1 背景・目的	16
2.1.2 対象	18
2.1.3 実験方法	18
2.1.4 データ解析ならびに統計解析	19
2.1.5 実験結果	24
2.1.6 考察	26
2.2.1 背景・目的	28
2.2.2 対象	28
2.2.3 実験方法	28
2.2.4 データ解析ならびに統計解析	29
2.2.5 実験結果	29
2.2.6 考察	32
2.2.7 まとめ	33

第 3 章	健常若年男性における起き上がり動作時の体重心加速度の 変化	
3.1	背景・目的	36
3.2	対象	37
3.3	実験方法	37
3.4	データ解析ならびに統計解析	38
3.5	実験結果	41
3.6	考察	44
3.7	まとめ	46
第 4 章	三次元動作解析システムを用いた起き上がり動作時の角度 情報信頼性の検討	
4.1	背景・目的	48
4.2	対象	49
4.3	実験方法	50
4.4	データ解析ならびに統計解析	52
4.5	実験結果	55
4.6	考察	58
4.7	まとめ	61
第 5 章	健常若年者と健常高齢者における起き上がり動作時の角度 情報の比較	
5.1	背景・目的	63
5.2	対象	63
5.3	実験方法	64
5.4	データ解析ならびに統計解析	65

5.5	実験結果	66
5.6	考察	71
5.7	まとめ	73
第 6 章	健常若年者と健常高齢者における起き上がり動作時の 前運動反応時間の違い	
6.1	背景・目的	75
6.2	対象	76
6.3	実験方法	76
6.4	データ解析ならびに統計解析	78
6.5	実験結果	80
6.6	考察	81
6.7	まとめ	83
第 7 章	結 言	84
文 献		88
発表論文		97
学会発表		98
謝 辞		99

第 1 章

序 論

研究背景

1.1 基本動作と日常生活活動

理学療法（physical therapy）の原形は，古代ギリシャにおいて生体を癒すために自然エネルギーを利用したことが始まりとされている¹⁾。理学療法の理学に相当する physical には，物理的および身体的という意味があり，理学療法は，物理的および運動的手段を治療医学に対応したものとして発展した。理学療法は，運動機能障害を主たる対象としてきたため日常生活活動（Activities of daily living；以下 ADL）の概念形成とは歴史的に同時進行ではなかった。1941年に全米リハビリテーション協議会によって ADL の概念は，「障害者が身体的，心理的，職業的，経済的有用性を最大限に回復すること」とされたが，医学の世界における構成要素として生活概念は取り上げられていなかった²⁾。その後，第二次世界大戦による多くの戦傷者の機能障害の回復のための方法を発展させ，同時に生活機能の障害，特に基本的動作能力の障害へも取り組まざるを得ず，ADL への治療範囲を拡大させた。現在，ADL の概念は「個人が毎日の生活を送るうえで基本的に必要な動作（活動）の一式」と定義されている。また，日本リハビリテーション医学会では，1976年に「一人の人間が独立して生活するために行う基本的な，しかも各人ともに共通して毎日に繰り返される一連の身体的動作群をいう」としている。その具体的な動作群には「食事，排泄，更衣，整容，入浴，基本動作（臥位，寝返り，起き上がり，座位，立ち上がり，四つ這い，膝立ち，立位，歩行）」がある。これらのうち寝た状態（床上）の肢位から起き上がり，立ち上がって歩くまでの各肢位別動作」を「基本動作」とよぶ。そのため，人間の活動の基礎に基本動作があることによって，ADL における合目的的動作が遂行できると考えられる。

1.2 本邦における介護者の現状と基本動作の重要性

リハビリテーションの対象者は、脳血管障害や骨折など各種の疾病や傷害に伴い、長期臥床を強いられ、関節可動域や筋力の低下が生じることが多い。また、たとえ疾病や傷害が起こらなかつたとしても加齢による退行性変化に伴い、種々の身体機能の低下^{3,4)}が起こり、寝返りや起き上がり、立ち上がり、歩行などの基本動作を遂行する能力が低下する。基本動作の遂行能力低下は、ADL 範囲を限定させ、場合によっては生命維持のために介護が必要となる。本邦では要介護高齢者の増加に伴い 2000 年より介護保険制度が開始された。現在、要介護および要支援者数は、総人口の約 5%にあたる 646.0 万人であり^{5,6)}、2017 年度の介護保険制度に利用された介護給付費は 10.4 兆円にも及ぶ⁷⁾。介護保険制度を利用するためには、調査員による認定調査をもとにしたコンピュータによる一次審査、その後保健医療福祉分野の学識者による二次判定が行われ、要介護度を決定する。認定調査には、認知機能や衣服の着脱などの生活機能のほか、寝返りや起き上がりなどを含めた基本動作の遂行能力を確認する⁸⁾。本邦における高齢者の数は増加の一途を辿り、今後も要介護者数は増加することが予想される。したがって、今後も急速に増え続ける高齢者や有疾患者の ADL の自立を促すことは、介護費の低減を図るうえで、我々にとって緊急の責務である。さらに、基本動作の機序を明らかにすることは、対象の ADL 自立を促す基盤となることから大きな意義を持つと考えられる。

1.3 起き上がり動作の重要性

ヒトが四足歩行から二足歩行へと進化した理由として、食料の運搬のため上肢を使用したためと報告されている⁹⁾。立ち上がりや歩行は、ヒトの二足歩行への進化の変遷に伴い、必要となった動作であると考えられる。また、立ち上がりや歩行という基本動作を行うためには、起き上がり動作を経なければならない。岩崎¹⁰⁾によるヒトの発達段階における姿勢・移動項目は、反射や立ち直り反応の成熟¹¹⁾や上下肢・体幹の支持性向上、さらには協調運動の向上により、寝返り、起き上がり、立ち上がり、歩行の順に獲得されると記載されている。また、生後 8 か月では上肢の支持により背臥位からの立ち上がり、12 か月からは支持なしでの立ち上がりが可能になるとされている¹²⁾。しかし、臨床の現場では起き上がり動作が自立していないにもかかわらず坐位から自立して立ち上がれる、歩行が可能な症例をしばしば体験する。西田ら¹³⁾は脳卒中片麻痺患者の基本動作能力についての検討を行っている。その報告によると、体幹や股関節の関節可動域制限や半側空間無視、高齢などにより約 4 分の 1 の症例で、立ち上がりや歩行が可能であるにもかかわらず、寝返りや起き上がりができない動作難易度順位の逆転現象を認めると報告している。また、介護老人保健施設に入所している 3519 名に身体機能の評価を行った結果、起き上がりができない対象の割合 (43%) は、立ち上がりができない割合 (43%) と同程度であることが報告されている¹⁴⁾。さらに、厚生労働省平成 25 年度国民生活基礎調査における 65 歳以上の高齢者の日常生活に影響のある者の比率¹⁵⁾は、仕事、家事よりも起床、衣服着脱、入浴などの日常生活で高く、人口 1,000 人あたり 119.3 であり外出(人口 1,000 あたり 118.4)における影響と同程度の影響があるとされている。日常生活の詳細はわからないが、これまで

我々は、起き上がりが自立していれば、食事動作や整容動作の一部を自力で行える可能性がある症例も多く経験してきた。対馬ら¹⁶⁾も、起き上がり動作ができなくても、上肢の補助があれば端座位から立ち上がるることができる症例や、平行棒内で歩行ができる症例がいることについて言及している。同様に、何とか歩くことができて、一端、転倒をしてしまうと自力では起き上がることができない症例がいると言及しているもの¹⁷⁾もある。起き上がり動作が他の基本動作や活動と同程度、若しくはより困難になりやすい原因には、1. 多数の身体部位を協調的に働かせる動作であること、2. 重心の移動が他の動作と比べ大きく、特に垂直方向への移動が大きいため抗重力活動が主となることなどが挙げられる。しかし、これらの原因を明らかにし対象に合った適切な起き上がり動作の動作指導や介助方法について示唆した報告は見当たらない。したがって、起き上がり動作が不自由なことによるADLの制限を受けないためにも、起き上がり動作に関する基礎的データの構築を図ることは有用であると考えられる。

1.4 起き上がり動作の先行研究

寝返りや立ち上がり、歩行といった基本動作は、人間発達学的あるいは運動学的、運動力学的に多くの報告がなされている。寝返り動作に関するこれまでの報告は、健常者や脳性麻痺児に対して運動学的にパターン分類化したもの^{18,19)}や、健常成人において三次元動作解析システムを用いて検討したもの^{20,21)}、筋骨格モデルを用いて検討したもの²²⁾、四肢麻痺患者に対して三次元動作解析システムを用いたもの²³⁾など多くの研究がなされている。また、立ち上がりや歩行に関する報告は、動作解析システムを用いたもの²⁴⁻³⁰⁾や表面筋電図を用いたもの³¹⁻³⁵⁾、加速度センサを用いたもの³⁴⁻³⁷⁾等があり、近年

では身体の動作が多数の筋の協調性から生成されるという仮説に基づいた筋シナジー解析までされている⁴⁰⁻⁴³⁾。しかし、起き上がり動作を意味する“Sit up”“Rising movement or Rising motion”というキーワードで検索を行うと、スポーツ領域における上体起こしに該当する報告が多く見つかる。それらの報告は、主として筋力増強を目的に表面筋電図を用いて腹筋群の筋活動について検討したものが多⁴⁴⁻⁴⁸⁾。また、本研究の対象となる日常生活活動における起き上がり動作に関する報告は、人間発達の視点から動作を捉え、デジタルビデオカメラを用いて定性的に報告したものが多⁴⁹⁻⁵³⁾のが現状である。それらの報告は、身体各部位を起き上がる側と反対側の上肢、起き上がる側の上肢、頭部と体幹、下肢の4つに分けた起き上がり動作の分類表を用いたものが多⁴⁹⁻⁵³⁾のが現状である。その報告の多くが起き上がり動作の多様性について報告したものであり、身体機能と起き上がり動作の関連性についての報告はあまりなされていない。さらに、McCoyの報告⁵²⁾では、同じ対象に起き上がり動作を10回行わせると10回とも同じ起き上がりパターンを呈するものはいないと述べているほか、青年期の男女が呈する起き上がり動作は89通りにも及ぶなど、その起き上がり動作の運動の多様性を言及するにとどまっている。その後、脳卒中片麻痺患者や地域在住高齢者を対象として、起き上がり動作のパターンと所要時間の関連性や身体機能との関連性について定量的な指標を用いて考察する報告⁵⁴⁻⁶³⁾や、脳性麻痺児の起き上がり動作について言及した報告⁶⁴⁾が散見されるようになった。また、床からの立ち上がり動作中の起き上がり方法について言及したもの⁶⁵⁻⁷⁴⁾もある。中島らは⁶³⁾健常成人10名を対象に、起き上がり動作時の圧中心軌跡や腹筋群の筋電図学的検討を行っているが、群分割の設定が不明瞭であるほか、腹筋群のみの検討にとど

まっている。また、Cordo ら⁷⁵⁾は、ビデオベースの動作解析システムと表面筋電図を用いて起き上がり動作の検討を行っている。しかし、その報告は健常若年者 8 名のみでの検討であることや矢状面のみの検討であること、さらには頸部、体幹、下肢の筋に対する検討のみであり上肢の筋を被験筋としていないことが問題として挙げられる。潮見⁷⁶⁾は起き上がり動作の観察の際の四肢の運動の重要性について言及している。これまでの先行研究において、加齢とともに起き上がり動作のパターンが変化⁴⁹⁾し、地域在住高齢者の 62%で上肢の支えなくして起き上がり動作を行うことが困難であると報告⁶⁷⁾されている。さらに、施設入所高齢者では、上肢の支えがあつたとしても約 37%の高齢者では起き上がることが困難であるとしている⁷⁷⁾。ベッドのギャッジアップ角度と上肢の使用の有無による起き上がり動作の検討を行った Alexander⁷⁸⁾の報告でも、ベッドが平坦な状態で上肢の使用を禁止すると地域在住高齢者の 4 分の 3 で起き上がることができない対象がいると述べている。これらの報告は、起き上がり動作における上肢の使用法の重要性を示唆していると考えられる。そのため、起き上がり動作の自立を促すためには、単に腹部や下肢の筋力のみでの検討ではなく、上肢の機能も含めた複合的な検討が重要であると考えられる。

これまで起き上がり動作の分析が定性的に多く報告されてきた理由として、起き上がり動作が単関節のみの運動ではなく頸部、体幹、左右上下肢の複数の関節運動によって構成されるためと考えられる。そのため、筋電図学的検討では、対象となる筋群が多く、解釈が困難となる可能性が考えられる。神宮ら⁷⁹⁾の報告では、筋電図による検討を主観的に実施するにとどまっている。また、金子ら⁸⁰⁾の報告では、起き上がり動作開始時の肩関節の外転角度の変化が起き上がり

動作時の肩周囲筋と腹直筋にどのような影響を与えるかについて検討している。いずれの報告も、筋の発火するタイミングや筋活動量として定量的に報告していないことから、起き上がり動作の機序を明確にするための基礎的資料としては不十分であるといえる。

また、背臥位から端座位までの起き上がり動作では、開始肢位から終了肢位へと体位を変換する際、対象の姿勢が開始の水平面方向から 90 度直角に変化する。そのため、三次元動作解析システムを用いた検討では、任意の運動座標系を決定しなければ、起き上がり動作中の空間座標系は意味をなさないことも定量的解析が乏しい理由といえる。起き上がり動作における定量的解析が困難なことについて中俣⁸¹⁾は、身体の運動方向が複雑に変化するため結果の解釈が困難であることを理由に挙げている。同様に西守ら⁸²⁾は、起き上がり動作が X-Y-Z の三平面上の回転運動であり、三次元動作解析で一般的に用いられる任意の空間上での座標の算出方法では、実際の動作に一致した関節運動角度を定量化できないとしている。

起き上がり動作には、多数のパターンが存在し、加齢による退行性変化や身体機能、運動発達の影響を受け、身体に障害が加わることによって、そのパターンはさらに多様となる¹⁷⁾。しかし、定量的解析なくして根拠に基づくリハビリテーションの遂行は、困難であると考えられる。先行研究における起き上がり動作の報告は、動作パターンに関する記述的な報告が多く、筋電図情報の解析や角度情報の解析は、限局した対象筋や動作での報告のみである。そこで、起き上がり動作という複雑な動作の機序を明らかにするためには、動作を限局せず、あらゆる関節運動や筋活動を把握する必要があると考えられる。表 1-1 に起き上がり動作に関連する先行研究を示す。

表 1-1 起き上がり動作の先行研究

評価項目	著者	測定項目・使用機器	対象	review
背臥位からの立ち上がりパターン	Vansantら ⁶⁵⁾ (1988)	1台のビデオカメラ	平均29歳の健康成人32名(男性15名, 女性17名)	床で背臥位の肢位から起き上がる過程で身体各部位をどの様に(左右の対称性, 回旋要素, 引く動作等)使用するかを検討している。
起き上がり動作パターンと筋活動パターン, 筋活動量	西本ら ⁸⁸⁾ (1989)	表面筋電図	健康男性10名	背臥位・側臥位・腹臥位からの起き上がり動作開始位置の違いにより筋活動パターンと筋活動量がどのように変化するかを検討している。
ベッドからの起き上がりパターン	McCoyら ⁵²⁾ (1993)	2台のデジタルビデオカメラ	健康若年者60名(11~17歳)	Ford-Smithらの先行研究と同様の方法にて高齢者の起き上がり動作パターンの違いを分類表を基に検討している。
ベッドからの起き上がりパターン	Ford-Smithら ⁴⁹⁾ (1993)	2台のデジタルビデオカメラ	30~59歳の男女93名	93名の被験者を30代, 40代, 50代の3つのグループに分け起き上がり動作パターンの違いを分類表を基に検討している。
腹筋群の筋活動量	Beimら ⁴⁰⁾ (1997)	上下部腹直筋, 外腹斜筋, 内腹斜筋を被験筋とし, 表面筋電図を使用。	18~23歳, 運動習慣のある男性20名	各種運動によってそれぞれの筋活動量がどのように変化するかを評価している。
背臥位からの立ち上がりパターンと所要時間	Alexanderら ⁶⁷⁾ (1997)	1台のビデオカメラ	健康若年成人24名(平均23歳), 健康高齢者24名(平均73歳), 福祉集合住宅在住高齢者40名(平均80歳)	床で背臥位の肢位から起き上がる際の所要時間, 支えの有無と開始肢位によって動作の難易度が変化するかを検討している。
起き上がりパターン, 筋力	久保 ⁶¹⁾ (1997)	握力計	高齢脳卒中患者 40名	起き上がり動作パターンと握筋筋力や握力との関係性について検討している。
起き上がり動作の可否	Alexanderら ⁷⁷⁾ (2000)		福祉集合住宅在住高齢者116名(平均年齢82歳)	ベッドのギヤジアンブによる開始角度, 上肢使用の有無, 側臥位からの起き上がり, 立ち上がりまでの動作の可否について検討している。
起き上がり所要時間とベッド上課題の遂行能力	Alexanderら ⁷⁸⁾ (2000)		健康若年者22名, 健康高齢者29名, 施設入所高齢者20名	上肢使用の有無によって起き上がり動作が可能かの達成度を検討している。
立ち上がり所要時間	Ulbrichtら ⁶⁸⁾ (2000)	デジタルビデオカメラ	健康学生22名(平均22歳), 健康高齢者24名(平均73歳), 福祉集合住宅在住高齢者29名(平均81歳)	体幹と四肢の開始肢位を変化させ床からの立ち上がり所要時間, 福祉集合住宅高齢者に関しては可否について検討している。また, 各群間での所要時間の関係性について検討している。
起き上がり動作パターン, 所要時間, 筋活動量	金子ら ⁸⁰⁾ (2000)	大円筋, 棘下筋, 菱形筋, 腹直筋を被験筋とし, 表面筋電図を使用	健康成人男性10名, 脳卒中後遺症患者2名	起き上がり動作パターンと筋活動量, 肩関節外転角度を変化させた際のパターンと筋活動量について考察している。
起き上がりパターン, 起き上がり所要時間, 関節角度, 筋活動	神宮 ⁷⁹⁾ (2001)	2台のデジタルビデオカメラ, 表面筋電図, 磁気センサー式三次元空間計測装置	25~85歳の健康者23名	起き上がり動作パターンを分類(23名)後, 表面筋電図と体幹の可動域に着目(健康男性各6名)し検討している。表面筋電図は主観的な評価のみとなっている。
床からの立ち上がり動作の可否, 立ち上がり所要時間	Hofmeyerら ⁶⁹⁾ (2002)		65歳以上の高齢者35名(立ち上がり動作指導群17名, コントロール群18名)	動作指導を中心にして45分間, 2週間で6回の介入を行うことにより床からの立ち上がりが可能になると報告している。
起き上がり所要時間と肘立ち位の庄中心軌跡	成田ら ⁶⁰⁾ (2003)	ストップウォッチ, 床反力計	脳卒中片麻痺患者17名	起き上がり動作の所要時間と肘立ち位の庄中心軌跡との関連性について検討している。
起き上がり所要時間, 関節角度, 角速度, 筋活動量	Condoら ⁷⁶⁾ (2003)	ビデオカメラベースの動作解析システム, 床反力計, 表面筋電図	18~49歳の健康者8名	プラットホーム上で腕を組み, 長座位になるまでの限局した起き上がり動作を行った際の, 角度, 床反力, 筋活動量について検討している。

表 1-1 続き

評価項目	著者	測定項目・使用機器	対象	review
起き上がりパターン、 起き上がり所要時間、 立位体前屈、上肢前方・ 側方リーチ到達距離、 体幹筋力	Kanekoら ⁷⁾ (2003)	握力計	健康高齢者18名(男性12名, 女性6名)	起き上がり所要時間と身体機能の関連性について検討している。
背臥位からの立ち上がり	Bohannonら ⁷⁰⁾ (2004)	ビデオカメラ	健康高齢者52名(平均65歳)	立ち上がり所要時間、片脚立位と床からの立ち上りの関係性と立ち上がり戦略について検討している。
%ΔMVC、筋電積分値、重心移動距離、重心移動速度	中島ら ⁶⁵⁾ (2004)	表面筋電図、平面型加重変換器、GRS	健康成人10名(21-26歳)	腰部手術後患者にとって腰筋群の筋活動が最も少ない起き上がりの方法を検討している。
腰筋群の筋活動量	Stenlichtら ⁴⁹⁾ (2005)	上下部腰直筋、外腹斜筋、大腿直筋を被験筋とし、表面筋電図を使用。	平均27歳、健康成人男女33名(男性20名, 女性13名)	腰筋群の筋活動を起こす4種類のポータブルデバイスと従来の腰筋運動における筋活動の違いを検討している。
腰筋群の筋活動量	Stenlichtら ⁴⁹⁾ (2005)	上下部腰直筋、外腹斜筋、大腿直筋を被験筋とし、表面筋電図を使用。	平均21歳、健康成人男女46名(男性20名, 女性26名)	腰筋群の筋活動を起こす6種類のポータブルデバイスと従来の腰筋運動における筋活動の違いを検討している。
ベッドからの起き上がりパターン	Mountら ⁵⁰⁾ (2006)	2台のデジタルビデオカメラ	65~90歳の健康高齢者42名	Ford-Smithらの先行研究と同様の方法にて高齢者の起き上がり動作パターンの違いを分類表を基に検討している。
起き上がり動作所要時間と感覚機能	篠原ら ³⁹⁾ (2007)	ストップウォッチ	脳卒中片麻痺患者26名	起き上がり所要時間と空間知覚や表在感覚、筋力、関節可動域、麻痺の程度の身体機能との関連性について検討している。
ベッドからの起き上がりパターン	Mountら ⁵¹⁾ (2009)	2台のデジタルビデオカメラ	パーキンソン病患者39名	パーキンソン病患者が呈する起き上がり動作パターンを検討している。
起き上がり所要時間と筋力、麻痺の程度	八谷ら ⁵⁴⁾ (2009)	ストップウォッチ、握力計、HHD	脳卒中片麻痺患者20名	起き上がり動作の所要時間と筋力、麻痺の程度、体幹機能の総合テラストとの関連性について検討している。
起き上がり動作所要時間と身体機能	八谷ら ⁵⁵⁾ (2010)	ストップウォッチ、握力計、HHD	通所リハビリテーション利用高齢者19名(平均74歳)	起き上がり所要時間と筋力、座位バランスとの関係性について検討している。
床からの立ち上がりパターンと身体機能	岩瀬ら ⁷¹⁾ (2011)	ストップウォッチ、握力計、HHD、長座体前屈計、足把持力用ひずみゲージ	60歳以上の健康高齢女性178名	立ち上がり動作パターンと身体機能との関連性について検討している。
床からの立ち上がりパターンと身体機能	岩瀬ら ⁷²⁾ (2011)	ストップウォッチ、握力計、HHD、長座体前屈計、足把持力用ひずみゲージ	60歳以上の健康高齢男性49名	立ち上がり動作パターンと身体機能との関連性について検討している。
起き上がり動作の可否と身体機能	八谷ら ⁵⁶⁾ (2011)	HHD	脳卒中片麻痺患者46名	起き上がり動作の可否と身体機能について検討している。
床からの立ち上がりパターンと身体機能	岩瀬ら ⁷³⁾ (2012)	ストップウォッチ、握力計、HHD、長座体前屈計、足把持力用ひずみゲージ	60歳以上の健康高齢女性47名	立ち上がり動作パターンと身体機能との関連性について検討している。
背臥位からの立ち上がりパターン、握力、体幹屈・伸筋力、バランス機能	Kuwabaraら ⁷⁴⁾ (2013)	2台のデジタルビデオカメラ、握力計、ハンドヘルドダイナモメーター(HHD)	健康小児68名(4~11歳)	筋力やバランス機能と立ち上がり方の相関を検討している。
背臥位から端座位までの起き上がり動作パターンと所要時間	Banswalら ⁵³⁾ (2015)	2台のデジタルビデオ	健康成人15名, 脳卒中患者15名	健康成人と脳卒中患者の起き上がり所要時間の比較と動作パターンの違いについて述べている。
腰筋群の筋活動量	Pruthvirajら ⁴⁷⁾ (2017)	左右上下部腰直筋を被験筋とし、表面筋電図を使用。	18~28歳の健康男性30名	3つの運動を実施し、それぞれの筋活動量を検討している。

1.5 研究の目的ならびに論文構成

理学療法は、科学的根拠を基に優れた技術によって対象に合った運動療法や動作指導、そして、それらの補助としての物理療法を行うべきであるといえる。また、起き上がり動作は、日常生活を営むうえでの基盤となる重要な動作であるにもかかわらず、その機序を明らかにするための定量的解析が乏しいのが現状である。そのため、適切な起き上がり動作の動作指導や介助方法を行うためには、健常者が呈する起き上がり動作を定量的に評価し、その機序について把握することが大きな意義を持つと考えられる。これまで、臨床現場にて働くセラピストが起き上がり動作の指導や練習を行う際、対象において困難となっているタイミングや相(phase)をセラピストが観察し、一旦運動を制止させて反復する方法が行われていた。しかし、動作を制止させた状態から反復練習を行ったとしても、起き上がり動作が自立に至る症例は少ない印象を受ける。また、起き上がり動作に必要な関節可動域を有する、もしくはある程度の筋力を有するにもかかわらず、起き上がることができない症例を多く目の当たりにしてきた。一方で、起き上がり動作に必要な関節可動域やある程度の筋力がないにもかかわらず、起き上がり動作が自立している対象が存在するという矛盾が生じていた。この矛盾が生じる原因には、起き上がり動作が単なる柔軟性や筋力に依存せず、それ以外の要素によって成り立っているためと考えられる。運動学習の初期段階においては、部分法を取り入れた一定練習が重要であるが、体感として、動作を止めずに、動作の流れを意識しながら反復運動を行うことによって起き上がり動作が自立に至る症例が多かったことから、起き上がり動作には速度情報を意識した円滑性があり且つ再現性のある動作指導が重要であると考えられる。また、加齢とともに起き上がり動作のパター

ンが変化し，動作に困難さを訴える対象が増えることから，若年者と高齢者の比較を行うことは，加齢に伴う退行性変化を捉えるために重要である．したがって，本研究は，主として起き上がり動作の円滑性と再現性について，健常若年者と健常高齢者の起き上がり動作時の種々の評価項目の違いを中心に比較検討した．論文構成を以下に示す（図 1-1）．

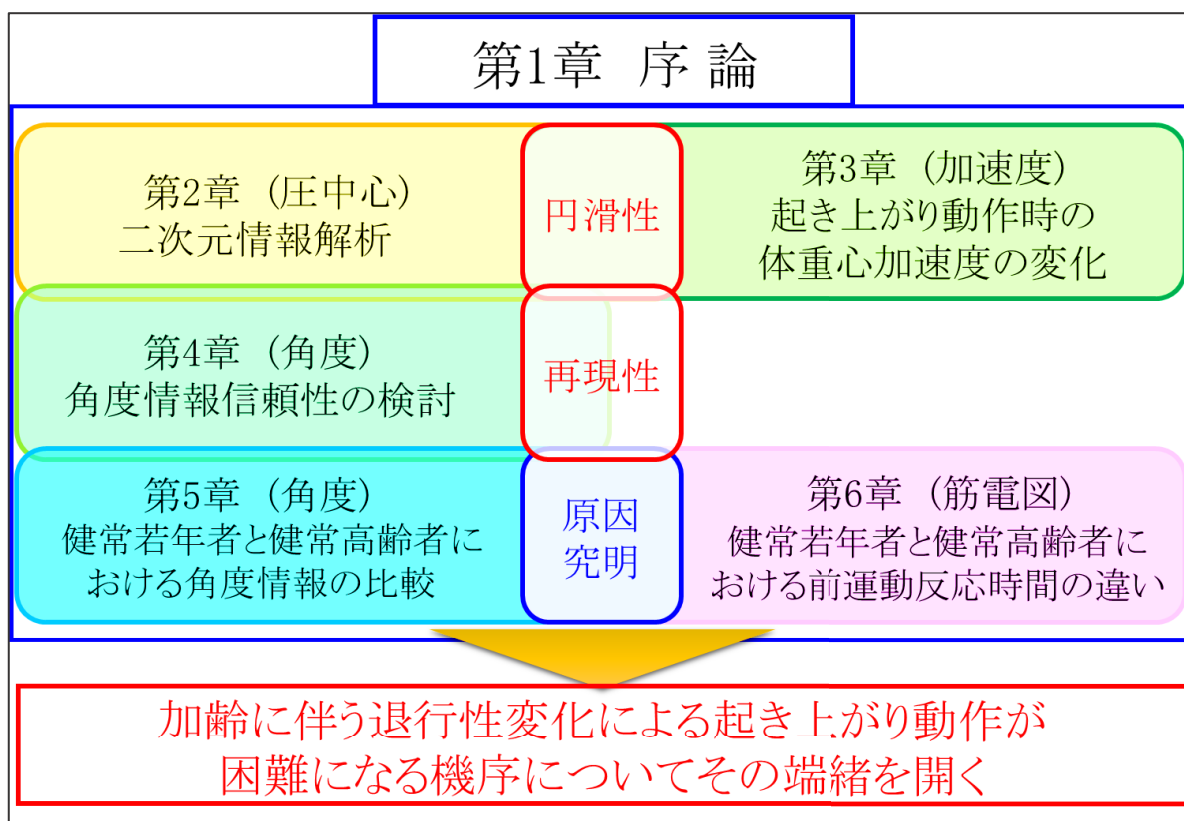


図 1-1 論文構成

研究 1（第 2 章）として，体圧分布測定システムを用いた起き上がり動作時の圧中心情報の解析を行った．これまでの先行研究において圧中心情報を定量的に解析した報告はない．また，今後起き上がり動作の解析を臨床へ発展させるためには，三次元動作解析システム

のような据え置き機器ではなく、比較的簡便に取り扱える機器を選択する必要がある。そういった観点から、圧中心は重心の位置を推定する上で重要な指標であり、動作の円滑性を表す指標となり得ると考えられる。今後、起き上がり動作の定量的解析を臨床研究へと発展させ、動作の円滑性について定量化するために、まずは圧中心の二次元情報による解析をおこなった。

研究 2 (第 3 章) では、研究 1 の結果を踏まえ、起き上がり動作時の加速度に着目し検討を行った。これまでの先行研究においては、起き上がり動作の速さを反映する指標として、所要時間に関する報告が多くなされ、身体機能との関連性について検討されていた。動作の速さは身体機能に依存し、身体機能が高いほど所要時間が比例して短くなることは容易に想像できる。日常生活における起き上がり動作で素早い動作が求められることはあまりないと言える。そのため、動作の所要時間を検討することは、日常生活を営む上での起き上がり動作の評価指標としては意味をなさないと考える。また、ヒトの動作のほとんどが等速直線運動ではないことから、むしろ速さよりも動作時の加速度の変化に着目を行うことが重要であると考えられる。そこで、三次元動作解析システムを用いて、健常若年者が呈する起き上がり動作時の体重心加速度を解析し、動作の円滑性について三平面上での検討をおこなった。

研究 3 (第 4 章) では、起き上がり動作の再現性の検討を行った。これまでの、起き上がり動作における先行研究は定性的なものが殆どであり、三次元動作解析システムを用いた検討は少ない。また、起き上がり動作の定量的解析を行う上で、起き上がり動作の再現性について検討した報告は見当たらない。そこで、三次元動作解析システムで得られる角度情報を基に起き上がり動作時の再現性についての

検討を至適，最大努力の 2 通りの速度にて行い，今後の起き上がり動作の定量的解析における基礎の構築，さらには適切な起き上がり動作の評価回数についての検討を行った。

研究 4（第 5 章）および研究 5（第 6 章）では健常若年者と健常高齢者の起き上がり動作時の関節運動と筋収縮開始時間の違いについて検討した。起き上がり動作時の角度情報を定量的に解析したものに西守の報告⁸²⁾がある。しかし，起き上がり動作時の体幹の可動域について限定した報告である。また，基本動作としての起き上がり動作時の筋電図学的検討はいくつか散見するが，主観的な解析を行っている報告もあり，上肢と体幹の筋を被験筋として定量的に筋収縮開始時間について報告したものはない。さらに，工学的手法を用いて起き上がり動作時の関節運動や筋活動について若年者と高齢者を比較したものも見当たらない。これら先行研究から，研究 4 および研究 5 では，三次元動作解析システムと動作筋電図を用いて，起き上がり動作時の関節運動と筋活動について若年者と高齢者で比較検討を行った。

本研究は 5 つの研究を通して，これまでに定量的報告がなされていない起き上がり動作の機序について工学的手法を用い，主として動作の円滑性や再現性，関節運動，筋活動を評価指標として検討を行った。また，虚弱高齢者や有疾患者が呈する起き上がり動作の動作指導の手掛かりとなるように，健常若年者と健常高齢者の比較を行った。

本研究の目的は，日常生活を保障する重要な動作である起き上がり動作について工学的手法を用いて定量的に解析し，加齢に伴う退行性変化による起き上がり動作が困難になる機序についてその端緒を開くことである。

第 2 章

起き上がり動作における圧中心の二次元情報解析

第 2 章では、起き上がり動作の圧中心(center of pressure: COP)情報から二次元情報の解析を行った。第 1 節では健常若年者の圧中心情報を解析し、圧中心総軌跡長や動作パターンに影響を与える要因について検討した。第 2 節では健常若年者と健常高齢者の圧中心単位総軌跡長を比較し、高齢者の圧中心単位総軌跡長に影響を与える要因について検討した。

2.1 健常若年者における検討

2.1.1 背景・目的

日常生活を営むためには、座位、立位姿勢における動作の自立が必要であり、起き上がり動作は、立ち上がり、歩行動作の前段階として、基本動作の基盤となる。しかし、臨床の現場では、立ち上がりや歩行が自立しているにもかかわらず、自力で起き上がることが困難な対象を多く経験する。起き上がり動作に関するこれまでの研究は、人間発達の視点から動作を捉え、デジタルビデオカメラを用いて定性的に報告したものが多いためである。それらの報告は、身体各部位を起き上がる側と反対側の上肢、起き上がる側の上肢、頭部と体幹、下肢の 4 つに分けた分類表を用いたものが多いため⁴⁹⁻⁵³。その報告の多くが起き上がり動作の多様性について報告したものであり、身体機能と起き上がり動作の関連性についての報告はあまりなされていない。起き上がり動作はいくつもの身体要素が組み合わさり遂行されるため、定性的な評価のみならず定量的な評価が重要であると考えられる。しかし、三次元動作解析システムは、据え置き型であることが多く、これらの機器を設置している高度な医療機関でない限り、移動が自立して可能な者のみを対象とすることが多い。

動作指導を行う際、多くの理学療法士は、身体各部位の位置関係を

観察し、重心の位置を想定すると考えられる。身体運動に関与する正味のトルクには、筋張力による筋トルク、体節重量による重力トルク、慣性力や遠心力を基にした相互作用トルクなどがある⁸³⁾。起き上がり動作の場合、背臥位などの重心が低い位置から座位や立位という重心が高い位置へ身体を移動させることから、動作を遂行するために重力トルクを相殺する筋トルクの活動が初期に大きく貢献すると考えられる。そのため、起き上がり動作時の重心の制御は、下肢の重量を利用した相互作用トルクも影響することが考えられるが、筋による制御なくしては不可能である。また、圧中心は重心の位置を反映することからも起き上がり動作時の圧中心の情報を解析することは、起き上がり動作の機序を理解する上で重要であると考えられる。圧力分布測定システムは三次元動作解析システムに比べると比較的移動も簡便であり、今後臨床研究へと発展できる可能性がある。近年、小児の四肢に加速度計を着け、得られた加速度を極座標変換し、小児の運動パターンを定量的に解析する試みがある⁸⁴⁾。圧中心軌跡の観察は、定性的であり、起き上がり動作時の運動方向パターンを反映する上で、極座標変換は有用であると考えられる。

そこで、本研究の目的は、圧力分布測定システムから得られる起き上がり動作時の圧中心の二次元情報を定量的に解析し、健常若年者における動作の円滑性、速さ、運動方向パターンに影響を与える因子について検討することとした。さらに、健常若年者と健常高齢者の圧中心総軌跡長を比較し、健常高齢者の圧中心総軌跡長に影響を与える因子について検討した。

2.1.2 対象

対象は，整形外科系疾患ならびに中枢神経系疾患の既往のない健康男女 29 名（男性 15 名，女性 14 名）とした．対象の身体属性は，年齢が 18～26 歳，平均身長は 164.2 ± 9.4 cm，平均体重は 61.6 ± 14.2 kg，BMI が 22.6 ± 3.6 kg/m² であった．本研究は，学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の承認（承認番号：R1502）を得た上で，ヘルシンキ宣言に準拠して行った．また，研究に関する主旨および健康被害，自由意志への配慮，個人情報保護等に関して，口頭ならびに書面にて十分説明し同意を得た．

2.1.3 実験方法

長さ 200 cm，幅 120 cm，高さ 41 cm のプラットフォーム上に圧力分布測定システム（BPMS システム，ニッタ株式会社）を設置した（frame rate; 100 Hz）．センサーシートはプラットフォーム上にて，長軸の長さの中央が位置するように，起き上がる側にセンサーシートの端が位置するように設置した（図 2-1-1）．次に，センサーシート上で対象の自由な方法および速度にて 3 回の起き上がり動作を実施した．起き上がり動作は，口頭合図（“Ready Go”）にて背臥位より開始し，端座位になった後，対象の前方に設置した台に手掌面を着くところまでとした（図 2-1-2）．開始時はセンサーシートに身体部位が収まっていることを目視にて確認した．また，被験者自身が十分に練習したと感じるまで予備練習を行い，被験者が端座位後に最も手を着きやすい位置に台を設置した．

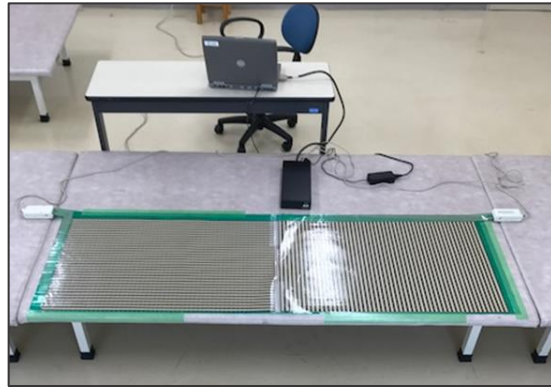


図 2-1-1 センサーシートの設置



a : 開始肢位 b : 起き上がり動作中 c : 終了肢位

図 2-1-2 圧力分布測定システムセンサーシート上での起き上がり動作
口頭合図(“Ready Go”)にて開始し，対象の自由な方法および速度にて3回の起き上がり動作を実施した．終了時には，前方の台に手掌面を着くように指示し，同時に圧力分布測定システムの測定を終了した．

2.1.4 データ解析ならびに統計解析

動作時の圧中心情報の直交座標から row (身体の左右方向)，column (身体の頭尾方向) の速さの平均を絶対値，スカラーとして算出した．圧中心の算出には以下の計算式がソフトウェア上で使用されている (式 2-1)．

$$Xcof = \frac{\sum_{i=0}^{Cols-1} (i * \sum_{j=0}^{Rows-1} F_{ij})}{\sum_{i=0}^{Cols-1} \sum_{j=0}^{Rows-1} F_{ij}} \quad Ycof = \frac{\sum_{i=1}^{Rows-1} (i * \sum_{j=0}^{Cols-1} F_{ij})}{\sum_{i=0}^{Rows-1} \sum_{j=0}^{Cols-1} F_{ij}} \quad (式 2-1)$$

解析対象データは、体圧分布測定システムの収録開始後背臥位（起き上がり動作前）における 3 秒間の圧中心の速さの平均+標準偏差 (Standard Deviation: SD)が 3 倍を越えた時点を起き上がりの開始時点とした。終了時点は、対象が前方の台に手を着くところまでとし、目視にて判断した。また、解析対象データ内の時間を起き上がり所要時間とした。解析対象内の座標データから row, column の 10ms 毎の差分を圧中心の移動距離として算出した。圧中心軌跡長は、row, column の移動距離の二乗和平方根の解析データ内の総和とした (図 2-1-3)。圧中心軌跡長の算出は、以下の式 (式 2-2) により実施した。

$$COP_{length} = \left[\left(\sqrt{row_{1-0}^2 + column_{1-0}^2} \right) + \left(\sqrt{row_{2-1}^2 + column_{2-1}^2} \right) + \dots \right. \\ \left. \dots \dots + \left(\sqrt{row_{k-1}^2 + column_{k-1}^2} \right) \right]$$

(式 2-2)

COP_{length} : center of pressure length (圧中心軌跡長)

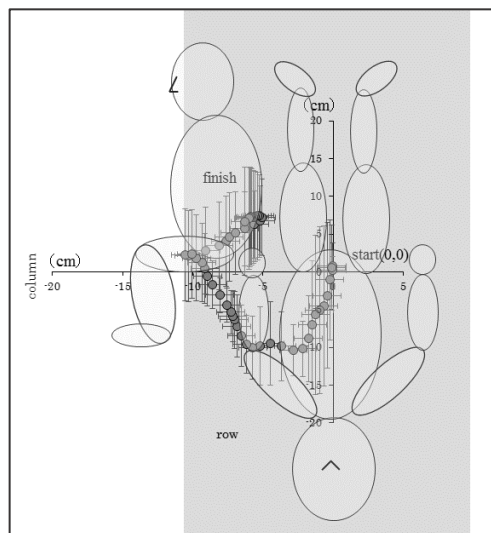


図 2-1-3 起き上がり動作時の圧中心軌跡

start(0,0)の位置からベッド上端座位までの圧中心軌跡の総和を圧中心軌跡長とした。図は一人の対象の3回の平均値と標準偏差を表す。

圧中心軌跡長は、本来姿勢の安定性を観察するための指標等として用いられる。円滑な運動とは、動作が一旦制止することなく、また、目的とする地点まで圧中心が迂回することなく、最短距離で移動する運動と捉えることができる。したがって、本研究では圧中心軌跡長を動作の円滑性を表す指標と定義した。row, column の動作時の速さの平均を極座標に変換し、原点からの距離 r と角度 θ を算出した。原点からの距離 r は、単位時間当たりの移動距離に比例して値が大きくなり、動作時の速さを表す指標として捉えることができる。また、原点と極座標を結ぶ線と row データの速さの平均のなす角度 θ は、逆三角関数により決定し、左右方向への速さが頭尾方向より相対的に小さいほど θ の値は大きくなり、運動方向のパターンを大まかに表現している (図 2-1-4)。そのため、上下肢の反動を使用する場合には θ の値は大きくなり、体幹の回旋や片側のみの肘関節によるプッシュアップ動作等を行う際には θ の値は小さくなることが予測される。圧中心軌跡長ならびに r , θ は起き上がり動作試行毎に算出し、3回の平均値を代表値とした。身体指標は、長座体前屈距離、肘関節、体幹、膝関節の体重比ピークトルク値とした。長座体前屈距離はデジタル長座体前屈計 (武井機器工業株式会社製) を使用し、2回の平均値を代表値とした。肘関節、体幹、膝関節の体重比ピークトルク値の測定は、多用途筋機能評価運動装置 (Biodex system4, Biodex 社) を使用した (図 2-1-5)。肘関節、体幹、膝関節の屈曲および伸展の体重比ピークトルク値は、等速性運動筋力*1)としてピークトルク値を測定した後、対象の体重で除した値とした。ピークトルク測定時

*1) 等速性運動筋力：一定速度の回転運動のもとで、運動中の全範囲に応じた筋力が測定可能。角速度が小さい場合には遅い運動下、角速度が大きい場合には早い運動下での筋力を反映する。

の角速度は，肘関節ならびに膝関節 30°/s, 90°/s, 150°/s とし，体幹は腰部への負荷を考慮し，60°/s, 90°/s, 120°/s に設定した．起き上がり動作の円滑性を表す圧中心軌跡長，動作の速さを表す r ，運動方向パターンを表す θ をそれぞれ従属変数とし，起き上がり所要時間，長座体前屈，身体各部位ピークトルク値を独立変数としステップワイズ法による重回帰分析を行った．また，事前に性別による圧中心軌跡長， r ， θ の違いについて，Shapiro-Wilk 検定後 Levene 検定にて等分散している場合には 2 標本 t 検定，等分散していない場合には Welch の検定にて検討した．統計解析には統計解析ソフト（SPSS Statistics ver.24.0, IBM 社）を使用し，有意水準は 5% とした．

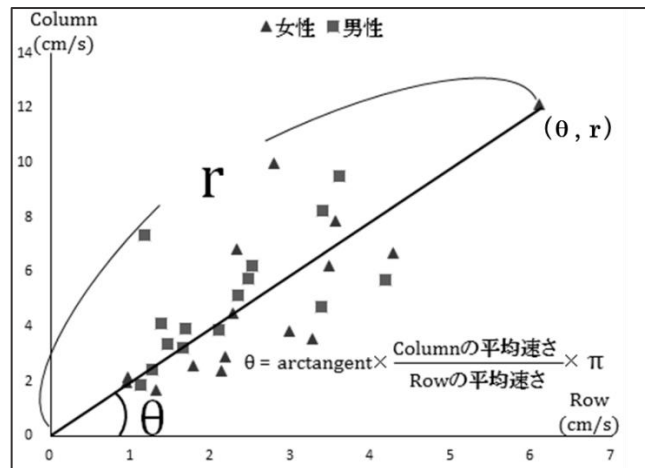


図 2-1-4 圧中心情報の極座標変換

起き上がり動作時の前後方向 (column) と左右方向 (row) の速さの平均を絶対値として算出後、原点からの距離 r と角度 θ を算出した ($0 \leq \theta < \pi$)。



図 2-1-5 等速性筋力の測定

ピークトルク測定時の角速度は、肘関節ならびに膝関節 $30^\circ/\text{s}$, $90^\circ/\text{s}$, $150^\circ/\text{s}$ とし、体幹は腰部への負荷を考慮し、 $60^\circ/\text{s}$, $90^\circ/\text{s}$, $120^\circ/\text{s}$ に設定した。

2.1.5 実験結果

圧中心総軌跡長, r , θ の性別による違いはみられなかった (表 2-1-1). 対象 29 名の起き上がり所要時間, 長座位前屈距離, 圧中心総軌跡長, r , θ ならびに身体各部位の体重比ピークトルク値を表 2-1-2, 2-1-3 に示した. 圧中心総軌跡長に影響する要因として, 体幹屈曲 120 °/s (標準偏回帰係数 β :-0.38), 体幹伸展 60 °/s (β :0.97), 体幹伸展 120 °/s (β :-0.81) の体重比ピークトルク値が抽出された ($p < 0.01$, $R^2 = 0.44$). r に影響する要因として, 所要時間 (β :-0.91), 長座位前屈距離 (β :-0.26), θ (β :0.21) が抽出された ($p < 0.01$, 決定係数 $R^2 = 0.84$). θ に影響する要因として肘関節屈曲 90 °/s (β :0.87), 肘関節伸展 90 °/s (β :-0.57) の体重比ピークトルク値が抽出された ($p < 0.01$, $R^2 = 0.41$) (表 2-1-4).

表 2-1-1 男女の違いによる結果

	男性 (n = 15)	女性 (n = 14)
圧中心総軌跡長(cm)	55.9 ± 11.2	60.8 ± 15.8
r (cm/s)	5.6 ± 2.3	5.2 ± 2.7
θ (°)	64.5 ± 5.7	59.0 ± 8.5
平均値 ± 標準偏差		

表 2-1-2 所要時間, 長座位前屈距離, 圧中心総軌跡長, r , θ の結果

	平均値 ± 標準偏差
起き上がり所要時間(s)	2.4 ± 0.6
長座位前屈(cm)	43.1 ± 7.9
圧中心総軌跡長(cm)	58.3 ± 13.6
r (cm/s)	5.4 ± 2.4
θ (°)	62.2 ± 8.1

表 2-1-3 身体各部位の体重比ピークトルク値

	30(60)°/s ^{注)}	90°/s	150(120)°/s ^{注)}
体幹			
屈曲	1.57 ± 0.48	1.37 ± 0.44	1.23 ± 0.49
伸展	2.50 ± 0.95	2.21 ± 0.87	1.81 ± 0.73
肘関節			
屈曲	0.50 ± 0.15	0.46 ± 0.13	0.44 ± 0.12
伸展	0.56 ± 0.13	0.49 ± 0.11	0.46 ± 0.11
膝関節			
屈曲	1.35 ± 0.38	1.16 ± 0.34	1.05 ± 0.33
伸展	2.60 ± 0.66	2.11 ± 0.54	1.77 ± 0.48

平均値±標準偏差. 単位: Nm/kg

^{注)}体幹の角速度(括弧内)は, 腰部への負荷を考慮し, 60, 120°/sにてピークトルク値を測定した.

表 2-1-4 重回帰分析の結果

従属変数	独立変数	偏回帰係数	標準偏回帰係数	95%信頼区間	
				下限	上限
圧中心総軌跡長 (cm)*	体幹屈曲120°/s	- 3.80	- 0.38	- 7.71	0.11
	体幹伸展60°/s	4.97	0.97	2.12	7.83
	体幹伸展120°/s	- 5.46	- 0.81	- 9.57	- 1.35
	定数	101.32			
r (cm/s)*	所要時間 (s)	- 3.99	- 0.91	- 4.84	- 3.14
	長座体前屈 (cm)	- 0.08	- 0.26	- 0.14	- 0.02
	θ (°)	0.06	0.21	0.01	0.11
	定数	14.59			
θ (°)*	肘関節屈曲90°/s	52.37	0.87	27.18	77.57
	肘関節伸展90°/s	- 42.38	- 0.57	- 73.42	- 11.34
	定数	58.88			

*: p<0.05

2.1.6 考察

結果より，動作の円滑性を表す圧中心軌跡長は，体幹屈曲 $120\text{ }^\circ/\text{s}$ で負の回帰係数が得られた．これは，体幹屈曲の筋力が弱い対象ほど起き上がり動作時の圧中心軌跡長が長くなることを意味している．対象の体幹屈曲筋力が弱い場合，直線的に上半身の質量を起き上げる側に運動することが困難となり，体幹の回旋動作に伴うプッシュアップ動作や下肢の重量を利用するため，結果的に圧中心軌跡長は長くなると推察される．Kaneko ら⁵⁷⁾は高齢者を対象に起き上がり動作パターンと身体要素の関係性について検討を行っている．その報告では，所要時間と側方最大リーチ距離，体幹屈曲筋力間には負の相関があり，起き上がり動作における側方座位バランスと体幹筋力の重要性を示唆している．本研究では，圧中心軌跡長に影響を与える要因として所要時間は抽出されなかったが，先行研究同様，体幹屈曲筋力の重要性を支持しているといえる．また， $60\text{ }^\circ/\text{s}$ ， $90\text{ }^\circ/\text{s}$ における体幹の屈曲ピークトルク値が圧中心軌跡長に影響を与える因子として抽出されなかったことから，健常者のように起き上がり動作を円滑に遂行するためには，等速性筋力の結果からも素早く筋出力を発揮する必要があることが示唆された．さらに，体幹伸展 $60\text{ }^\circ/\text{s}$ で正の回帰係数， $120\text{ }^\circ/\text{s}$ で負の回帰係数が得られた．体幹伸展のピークトルク値が抽出された要因として，起き上がり動作の観察から明らかな体幹伸展運動を呈している被験者がいないことから，体幹屈曲運動の制動に関与していると考えられる．しかし，正負が異なる体幹伸展が抽出された要因に関しては，憶測の域を出ないため圧中心以外の身体の関節運動に着目し今後検討していく必要がある． r は，所要時間と長座体前屈で負の回帰係数， θ で正の回帰係数が抽出された． r は row, column の速さから抽出されるため，所要時間にお

いて負の回帰係数が得られたと考えられる。長座体前屈距離は、腰部やハムストリングス等の軟部組織の柔軟性に依存し⁸⁵⁾、身体の頭尾方向背面の柔軟性を反映する指標といえる。今回の測定方法に言及すれば、頭尾方向への柔軟性が低下している対象ほど、上肢や下肢の反動を利用し起き上がる方法を選択し、結果的に起き上がり動作が速くなつたと推察される。

θ に影響を与える要因として、肘関節の屈曲 $90^\circ/\text{s}$ で正の回帰係数、伸展 $90^\circ/\text{s}$ で負の回帰係数が得られた。上肢の反動を利用する、あるいは上肢を尾側方向へ伸展し、上半身の質量中心を起き上がり動作時の支点である股関節側へ動かし起き上がる場合には、肩関節の屈曲を利用すると考えられる。したがって、上肢の屈曲筋力が強い対象ほど θ の値が大きくなる、つまり頭尾方向への運動が左右方向に比べ大きくなると考えられる。また、肘関節伸展で負の回帰係数が得られた。肘関節伸展筋力の強弱のみがプッシュアップによる起き上がり動作の方法選択に影響するとは考えにくい。肘関節伸展筋力が弱い対象ほど起き上がり動作時にプッシュアップ動作を選択する可能性は低いと考えられる。そのため、左右方向への運動が結果的に小さくなり、相対的に頭尾方向の運動が大きくなることにより θ の値が大きくなつたと推察される。久保⁶¹⁾は、高齢脳卒中片麻痺患者の起き上がりパターンを不可群、片肘群、片肘を經由しない腹筋群の3群に分類し、握力、体幹屈曲筋力との関連性について検討している。その報告では、体幹屈曲筋力は不可群、片肘群、腹筋群の順に強くなると報告している。本研究では、運動パターンを大まかに表現する θ に影響を及ぼす要因として体幹屈曲筋力が抽出されなかった。これは、対象者の違いによる影響が考えられ、今後高齢者や有疾患者を対象に検討することによって明らかにしていきたい。

2.2 健常若年者と健常高齢者における圧中心単位総軌跡長の比較

2.2.1 背景・目的

第 2 章 2 節ではこれまでの先行研究において、検討されていない圧中心情報を定量的に解析し、若年者と高齢者で比較した。上述のように、圧中心は体重心の位置を反映し、ヒトの運動を捉える指標の一つでもある。健常高齢者の圧中心情報を観察することは、起き上がり動作の加齢による退行性変化を捉え、リハビリテーションプログラムの立案や動作指導へ発展させることに寄与すると考えられる。そこで、第 2 節の目的は、動作の円滑性の指標である圧中心軌跡長や身体機能について健常若年者と高齢者を比較し、健常高齢者の圧中心単位軌跡長に影響を及ぼす因子について検討することとした。

2.2.2 対象

対象は、第 1 節の健常若年者 29 名、整形外科系疾患ならびに中枢神経系疾患の既往のない健常高齢男女 16 名（男性 8 名，女性 8 名）とした。参加者は、事前に郡山市シルバー人材センターにて研究の主旨および方法等について書面で募集を行い、協力が得られたものとした。健常高齢者の身体属性は、年齢が 64～75 歳，平均身長 157.7 ± 7.4 cm，平均体重 50.8 ± 9.5 kg，BMI 20.4 ± 3.1 kg/m²であった。

本実験は、学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の承認（承認番号：R1502）を得た上で、ヘルシンキ宣言に準拠して行った。また、研究に関する主旨および健康被害，自由意志への配慮，個人情報保護等に関して、口頭ならびに書面にて十分説明し同意を得た。

2.2.3 実験方法

第 2 章 1 節と同様の方法で実験を行った。

2.2.4 データ解析方法ならびに統計解析方法

第2章1節と2節で得られた圧中心総軌跡長を算出後、起き上がり所要時間による圧中心総軌跡長への影響を考慮し、圧中心総軌跡長を起き上がり所要時間で除した値である圧中心単位総軌跡長を算出した。圧中心軌跡のプロットは、対象が普段起き上がる方向への3回の起き上がり動作時の圧中心を測定し、すべての対象がベッド上右側へと移動した際のものとした。普段の起き上がり動作が左側の対象に対しては、`column`の正負を逆転させ算出した。また、三次spline補間により、若年群と高齢群の対象で最もデータ点数の短いデータを基準として、データ点数による正規化を行った。若年群と高齢群の圧中心単位総軌跡長、所要時間、身体指標を2標本t検定後、高齢群の圧中心単位総軌跡長を従属変数とし、起き上がり所要時間、長座体前屈距離、身体各部位体重比ピークトルク値を独立変数としステップワイズ法による重回帰分析を行った。統計解析には統計解析ソフト（SPSS Statistics ver.24.0, IBM社）を使用し、有意水準は5%とした。

2.2.5 実験結果

2標本t検定の結果、BMI、肘関節屈曲30°/s、150°/s以外の全ての項目において若年群と高齢群で有意な差が得られた($p < 0.05$) (表2-2-1, 表2-2-2)。また、重回帰分析の結果、高齢群のCOP単位軌跡長に影響する要因として、肘伸展90°/sのピークトルク値($\beta : 0.86$)、体幹伸展120°/sのピークトルク値($\beta : -0.59$)が抽出された($p < 0.01$, $R^2 = 0.54$) (表2-2-3)。図2-2-1および図2-2-2には若年群と高齢群の圧中心軌跡を個別化、平均化しプロットしたものをそれぞれ示す。

表 2-2-1 所要時間，長座体前屈距離，圧中心単位総軌跡長の結果

	若年群		高齢群	
	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差
起き上がり所要時間(s)	2.4 ±	0.6	3.2 ±	0.5 **
長座体前屈(cm)	43.1 ±	7.9	32.8 ±	7.0 **
圧中心単位総軌跡長(cm/s)	25.2 ±	7.5	29.9 ±	11.3 *

平均値 ± 標準偏差
*:p<0.05, **:p<0.01

若年群と高齢群において起き上がり所要時間に有意差を認めたため，圧中心軌跡長を起き上がり所要時間で除した値である圧中心単位総軌跡長を算出し，比較した。

表 2-2-2 身体各部位ピークトルク値(体重比)

	30(60)°/s ^{注)}		90°/s		150(120)°/s ^{注)}	
	若年群	高齢群	若年群	高齢群	若年群	高齢群
体幹						
屈曲	1.57 ± 0.48	0.69 ± 0.33 **	1.37 ± 0.44	0.65 ± 0.32 **	1.23 ± 0.49	0.53 ± 0.33 **
伸展	2.50 ± 0.95	1.02 ± 0.37 **	2.21 ± 0.87	0.86 ± 0.43 **	1.81 ± 0.73	0.75 ± 0.47 **
肘関節						
屈曲	0.50 ± 0.15	0.43 ± 0.08	0.46 ± 0.13	0.38 ± 0.11 *	0.44 ± 0.12	0.38 ± 0.11
伸展	0.56 ± 0.13	0.43 ± 0.11 **	0.49 ± 0.11	0.38 ± 0.11 **	0.46 ± 0.11	0.36 ± 0.11 **
膝関節						
屈曲	1.35 ± 0.38	0.80 ± 0.20 **	1.16 ± 0.34	0.64 ± 0.23 **	1.05 ± 0.33	0.63 ± 0.25 **
伸展	2.60 ± 0.66	1.68 ± 0.41 **	2.11 ± 0.54	1.22 ± 0.39 **	1.77 ± 0.48	0.98 ± 0.34 **

平均値±標準偏差. 単位:Nm/kg *:p<0.05, **:p<0.01

注)体幹の角速度(括弧内)は，腰部への負荷を考慮し，60，120°/sにてピークトルク値を測定した。

ピークトルク値は肘関節屈曲 30°/s，150°/s 以外の全ての関節運動において若年群と高齢群で有意差を認めた。

表 2-2-3 重回帰分析の結果

従属変数	独立変数	偏回帰係数	標準偏回帰係数	95%信頼区間	
				下限	上限
圧中心単位軌跡長 (cm)**	肘関節伸展90°/s	91.23	0.86	39.94	142.52
	体幹伸展120°/s	- 17.50	- 0.59	- 25.55	- 2.46
	定数	6.27			

** : p<0.01

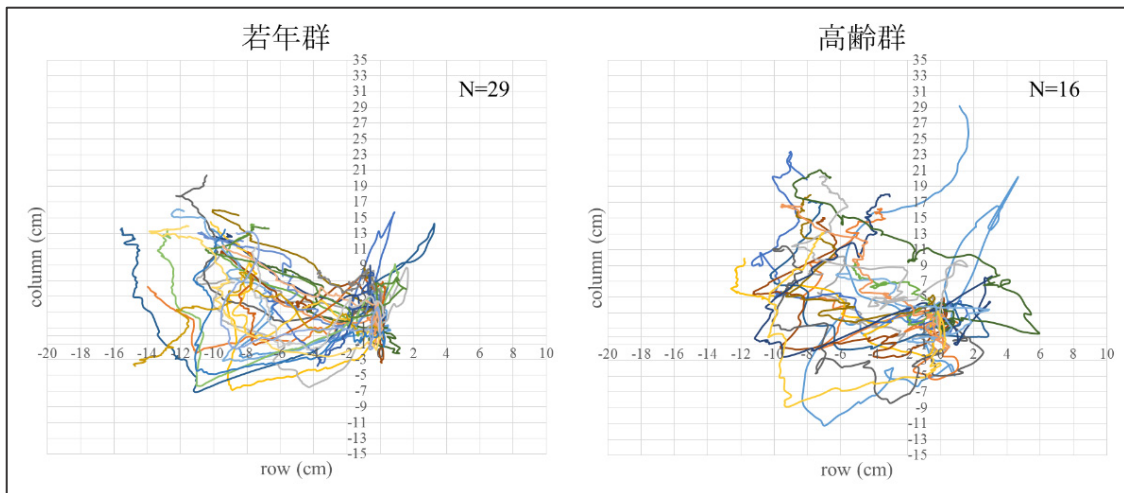


図 2-2-1 起き上がり動作時の圧中心軌跡 (個別)

圧中心軌跡のプロットは、対象が普段起き上がる方向への3回の起き上がり動作時の圧中心を抽出し、すべての対象がベッド上右側へと移動した際のものとした。普段の起き上がり動作が左側の対象に対しては、columnの正負を逆転させ算出した。また、三次 spline 補間により、若年群と高齢群の対象で最もデータ点数の短いデータを基準として、データ点数による正規化を行った。

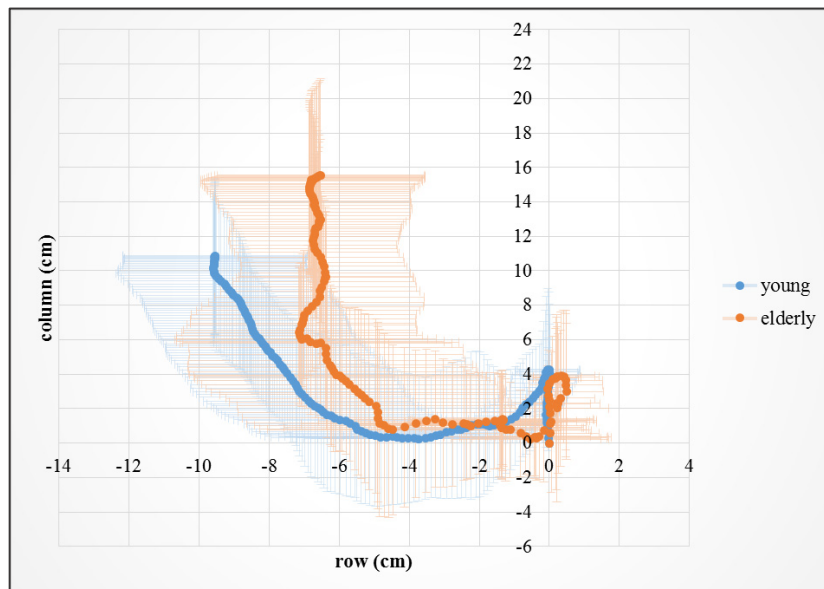


図 2-2-2 起き上がり動作時の圧中心軌跡 (平均化)

起き上がり動作時の圧中心軌跡の平均 (実線) と標準偏差 (淡色線) を表す。主観的な視覚的判断では、若年群では起き上がる右側へと円滑に運動しているが、高齢群では COP が蛇行しながら最終時点へと運動している印象を受ける。

2.2.6 考察

第 2 章 2 節では起き上がり動作時の圧中心単位総軌跡長を若年群と高齢群で比較し、高齢群の圧中心単位総軌跡長に影響を与える要因について検討を行った。起き上がり動作の所要時間は若年群が高齢群に比して有意に短かったため、所要時間延長に伴う圧中心総軌跡長の増加を考慮し、圧中心総軌跡長ではなく圧中心単位総軌跡長の比較検討を行った。圧中心単位総軌跡長の結果は、若年群より高齢群で有意に延長していた。さらに、圧中心単位総軌跡長に影響を及ぼす因子として、若年群の圧中心軌跡長と同様に体幹の筋力、高齢群においては肘関節の伸展のピークトルク値が抽出された。

若年群と高齢群の双方の圧中心軌跡長に影響を及ぼす因子として体幹の素早い伸展筋力($120^{\circ}/s$)が抽出されたことは、起き上がり動作における体幹の固定の重要性を示唆しているものと考えられる。また、高齢群の圧中心軌跡長に影響を及ぼす要因として体幹の屈曲筋力が抽出されず、体幹の伸展筋のみが抽出されたことは、高齢者の起き上がり動作は、主動作筋よりも固定筋に依存することも同様に考えられる。さらに、等速性筋力は動作時の筋力を反映し、大きい角速度時のピークトルク値のみが抽出されたことから、第 1 節の結果同様、起き上がり動作時の体幹の運動の制御は素早い筋出力が求められることが示唆された。上半身の質量はヒトの全質量の 7 割程度を占め⁸⁶⁾、上半身の変位は重心の変位へ大きな影響を及ぼす。つまり、体幹の固定ができないことによって、重心の移動が大きくなる対象ほど、圧中心軌跡長が延長し、円滑な動作の遂行に悪影響を及ぼすと推察される。

肘関節伸展ピークトルク値が圧中心単位総軌跡長に影響を及ぼす因子として抽出されたことは、高齢者が呈する起き上がり動作パタ

ーンの特徴を抽出していると考えられる．30～59歳の壮年期の対象の起き上がり動作を検討した Ford-Smith ら⁴⁹⁾によると，加齢とともに起き上がり動作時に push up 動作を選択する対象が増加すると報告している．Ford-Smith らは push up 動作を選択する対象が増加する理由について言及していない．しかし，本実験の結果において若年群と高齢群では肘関節の屈曲以外のすべての等速性筋力のピークトルク値において，高齢群で有意に低下していた．そのため，高齢者の起き上がり動作は，起き上がり動作時に主動作筋として使用する体幹屈曲筋の等速性筋力の低下によって push up 動作を選択したと推察される．

本研究の限界として，使用機器の左右方向への有効測定面積が狭く，対象の動作パターンが限定された中での比較であった．今後は，対象の運動範囲が限局されない環境下での更なる検討が必要である．

2.7 まとめ

本実験は，起き上がり動作時の圧中心情報を定量的に解析し，第1関節は起き上がり動作時の円滑性や速さ，起き上がりのパターンに影響を与える因子を等速性筋力や柔軟性から検討することを目的に行った．現在に至るまで起き上がり動作に関する評価は，評価者の主観によるところが多く，経験などに基づき理学療法が行われてきたと考えられる．先にも述べたように，起き上がり動作は自立した日常生活を営む上で重要な動作であり，幾通りにも及ぶ起き上がりパターンが存在することから，対象にあった起き上がり動作を選択的に指導することは困難であるといえる．理学療法士が動作観察を行う上で，重心の変化と関わりの深い圧中心に関する研究は，個人にあった動作指導を行う上で重要な意義を持つ．対象に起き上がり動作の介

助を行う際、最終的な肢位である端座位へと直線的介助を選択する理学療法士は滅多にいないと考えられる。対象の柔軟性や筋力等の身体指標をもとに、圧中心軌跡が円を描くような頭部・上肢・体幹の運動を導き、肘部で体重を支持する on elbow を経由した方法等にて介助すると想定される。一般的に、健常者に比べ高齢者や有疾患者では、体幹の筋力が低下している。体幹の固定に働く伸展筋力が低下している対象ほど圧中心軌跡長が延長していたことから、運動の特異性を考慮し、対象が本来用いる動作戦略を介助時から行うことが重要であると考えられる。

第1節では、健常若年者が呈する起き上がり動作時の圧中心情報を定量的に解析した。その結果、圧中心軌跡長に影響を与える要因として、単なる柔軟性や筋力ではなく素早い体幹の筋力が抽出された。また、課題点を多く残すが、圧中心情報から起き上がり動作の大まかなパターンを推察することができた。

第2節では、健常若年者と健常高齢者の圧中心軌跡長を所要時間で除すことによって得られる圧中心単位総軌跡長の比較を行った。結果より、圧中心単位総軌跡長は若年群に比べ高齢群で有意に延長し、高齢群の圧中心軌跡は、視覚的にも最終地点へと最短距離では移動していないことが観察できた。さらに、圧中心単位総軌跡長へ影響を及ぼす因子として、体幹の固定筋の素早い筋力以外にも肘関節の伸展筋が抽出されたことから、高齢群では、起き上がり動作パターンが圧中心単位総軌跡長へ影響を与えている可能性が示唆された。

第2章全体を通して、起き上がり動作の円滑性を表す圧中心(単位)総軌跡長には、単に筋力が要求されるのではなく、素早い筋の発揮が重要であることが示唆された。そのため、今後起き上がり動作の機序を明らかにするためには、速度や加速度に着目を行う必要がある。

第 3 章

健常若年男性における起き上がり動作時の 体重心加速度の変化

3.1 背景・目的

第 2 章では、体圧分布測定システムを用いて二次元情報の解析を行った。しかし、起き上がり動作は三次元空間における X-Y-Z の三平面上での運動である。そのため、起き上がり動作の複雑な機序を明らかにするためには、鉛直方向も含めた検討が意義をなすと考えられる。また、起き上がり動作の円滑性に影響を及ぼす因子として、第 2 章の結果より、速い角速度での等速性筋力が抽出された。このことから、起き上がり動作時の速度、加速度情報を検討することは重要であると考えられる。

ヒトの動作の多くは等速直線運動ではないため、速度データではなく、どのタイミングに加速度が上昇するかを観察する必要があると考えられる。加速度に関する報告は、これまで歩行時の衝撃吸収メカニズム解明や転倒予防³⁷⁻³⁹⁾の観点から小型加速度計を用いたもの等があるが、起き上がり動作時の加速度について検討した報告は見当たらない。臨床の現場にて起き上がり動作の訓練を行う際、起き上がり動作の途中で一旦運動を停止した後に身体を起こそうとすると、起き上がることが困難な対象を多く目にする。したがって、起き上がり動作を可能にするために加速度の知見を得ることは有用であると考えられる。そこで、第 3 章では第 2 章の結果を踏まえ、身体運動の観察をする際に理学療法士が位置を想定しながら指導を行う体重心に着目をした。体重心は、身体各部位の質量中心位置と質量比により算出され、身体全体の運動を観察するために有益な情報をもたらす。また、起き上がり動作時の個々の関節運動を観察する前に三平面上で円滑な運動が行われているか検討をする必要があると考える。したがって、第 3 章では、健常成人が呈する体重心の加速度の経時の変化および異なる起き上がりパターンによる体重心移動距離の違

いについて検討することを研究の目的とした。

3.2 対象

対象は整形外科系疾患ならびに中枢神経疾患の既往となる後遺症がない健常成人男性 15 名とした。対象の身体属性は年齢が 20-23 歳，平均身長 $171.4 \pm 6.4\text{cm}$ ，平均体重 62.9 ± 8.3 であった。本研究は，学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の承認(承認番号:R1502)を得た上で，ヘルシンキ宣言に準拠して行った。また，研究に関する主旨および健康被害，自由意志への配慮，個人情報保護等に関して，口頭ならびに書面にて十分説明し同意を得た。

3.3 実験方法

対象の身体部位計 26 ヶ所(頭頂，左右側頭部で外耳孔の直上，前額部，胸骨角，胸骨体，左右肩峰，左右の肘関節外側部，手関節背側中間点，腸骨稜，上前腸骨棘，大転子，膝関節外側部，外果，足関節前面，第 5 中足骨)に反射マーカを貼付した(図 3-1)。

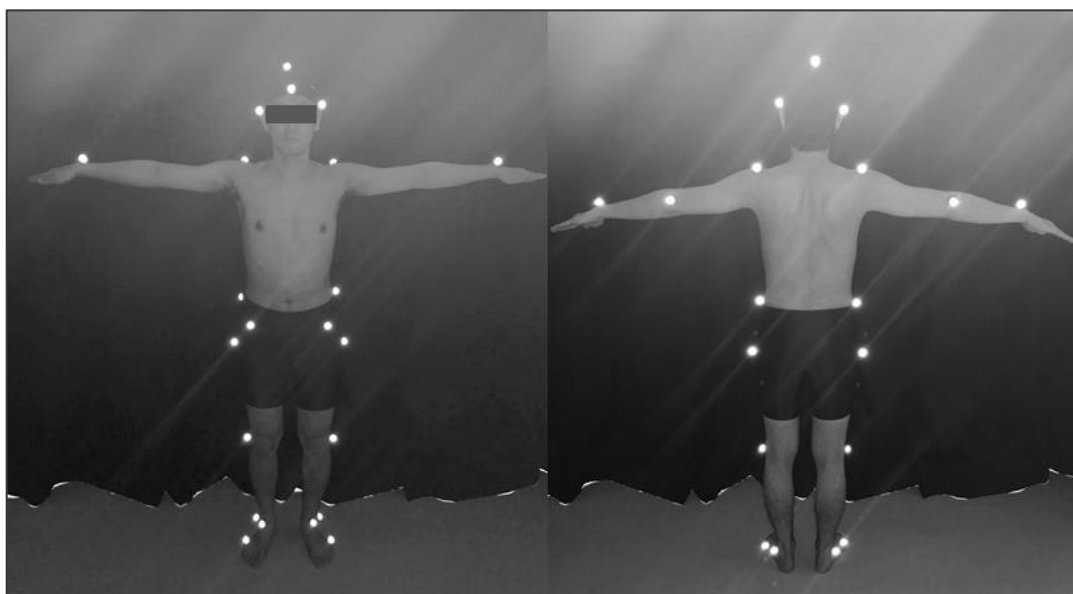
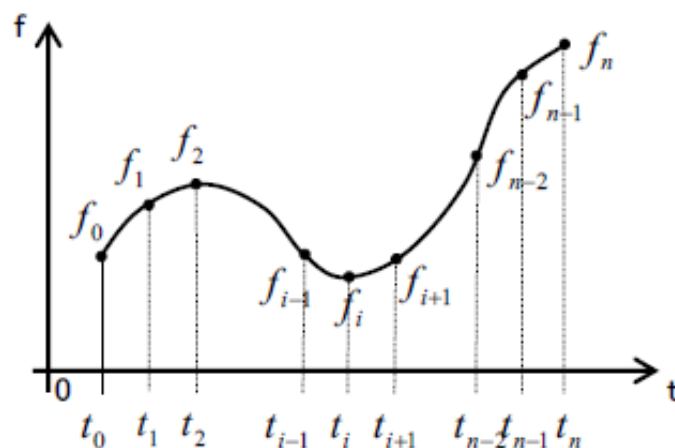


図 3-1 起き上がり動作時のマーカセット

起き上がり時のマーカ情報を 9 台の赤外線カメラを用いた三次元動作解析システム(MAC3DSystem, Motion Analysis 社)にて計測した。サンプリング周波数(frame rate)は 100Hz とした。体重心加速度, 体重心移動距離は, データ統合解析プログラム(KineAnalyzer, キッセイコムテック社)を用い, 抽出した。起き上がり動作は, 対象の自由な方法および速度で 3 回実施した。その後, 頭部からの起き上がり動作, 下肢からの起き上がり動作, 上肢からの起き上がり動作をデジタルビデオカメラ(iVISHFR31, Canon 社)で観察させ, 十分練習した後に各 1 回ずつランダムに施行した。長さ 200cm, 幅 120cm, 高さ 41cm のプラットフォーム上に長さ 188cm, 幅 64cm の目印を右端中央に配置した。被験者には, 口頭合図(“Ready go”)にて目印上背臥位静止状態から右側端座位になるまでを指示した。

3.4 データ解析ならびに統計解析

得られたマーカ情報は, 8Hz の高域遮断フィルタ処理を行った⁸⁷⁾。身体各部位のマーカ情報から加速度を抽出した。加速度は下記の 3 点微分公式によってソフトウェア上で算出されるものである。



・ 分析開始点での微分公式 $f'(t_0) = \frac{1}{2h}(-3f_0 + 4f_1 + f_2)$
(式 3-1)

・ 通常用いる微分公式 $f'(t_i) = \frac{1}{2h}(-f_{i-1} + f_{i+1})$
(式 3-2)

・ 分析終了点 n での微分公式 $f'(t_n) = \frac{1}{2h}(f_{n-2} - 4f_{n-1} + 3f_n)$
(式 3-3)

上記加速度に対して，合成加速度(resultant acceleration: RA)は軸毎に座標を 2 回微分した値の二乗和平方根となる．

$$RA = \sqrt{(X^2 + Y^2 + Z^2)}$$

(式 3-4)

背臥位を保持している状態で 3000ms の 3 軸(X-Y-Z)の合成加速度が平均値+標準偏差の 3 倍の値を身体各部位のいずれかのマーカが超える時間を動作開始，頭頂部の合成加速度が基線の平均値+標準偏差の 3 倍の値に戻る時間を動作の終了とした．さらに，動作開始前後各 2000ms(計 4000ms)を加えた時間を起き上がり動作の解析データ(図 3-2)とした．対象 15 名の 6 施行，計 90 施行のうち，最も短いデータを基準に正規化処理を行った．正規化データ内の 3 軸(X-Y-Z)の体重心合成加速度ならびに軸毎の体重心加速度を抽出し，体重心移動距離に関しては正規化データ内の位置情報の総和を算出した(図 3-3)．なお，三次元動作解析における慣性座標系に対する移動座標系は，X 軸の正方向がプラットホーム上で被験者が背臥位になっている肢位の頭側，負方向が尾側と定義した．さらに，Y 軸の正方向が進行方向におけるプラットホーム右側(端座位になる側)，負方向がプラットホーム左側とした．同様に Z 軸の正方向は，被験者が端座位になった際の頭側，負方向が尾側とした．統計処理には統計解析ソフト (IBM SPSS Statistics 21 ， IBM 社)を使用し，起き上がり動作 1 回

分の重心移動距離について Friedman 検定を行った. 有意水準は 5% とした.

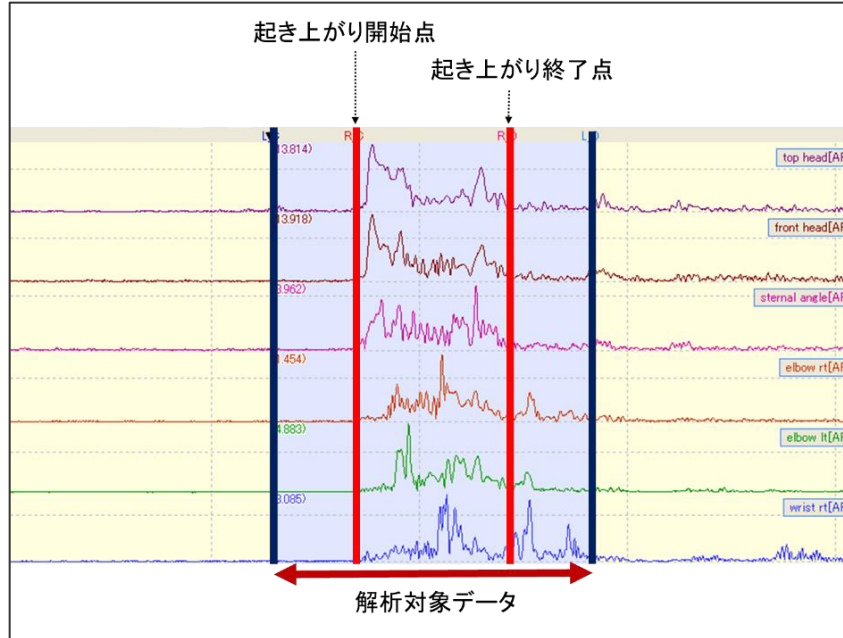


図 3-2 解析対象データの抽出(例)

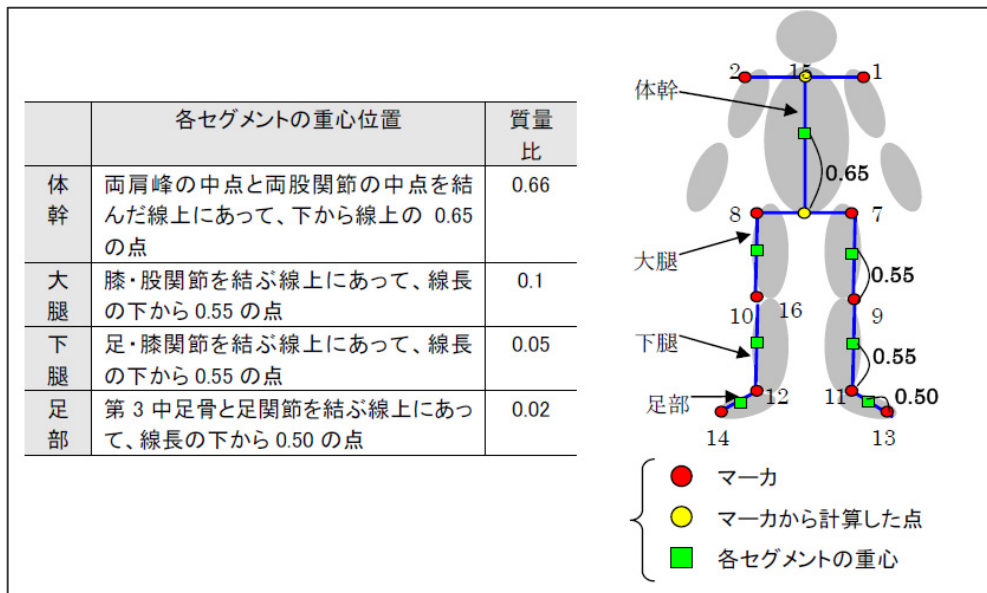


図 3-3 体重心の算出

体重心は、上図の各セグメントの重心位置と質量比を参照し、仮想の体重心として算出した.

3.5 実験結果

健常成人男性 15 名の自由な起き上がり方法における体重心合成加速度の平均を図 3-4 に示す。また，変化パターンを視覚的に捉えやすいように図 3-4 のデータに対し，移動平均処理をおこなった(図 3-5)。体重心合成加速度は上辺と脚のなす角が滑らかな台形状を呈していた。また，各成分前半部では，-X 方向，Y 方向，Z 方向とベッド右側へ加速度が上昇し，周期後半では開始位置方向へと加速度が上昇していた(図 3-6，3-7，3-8)。重心移動距離(図 3-9)は，Friedman 検定の結果，有意な差を認めなかった。

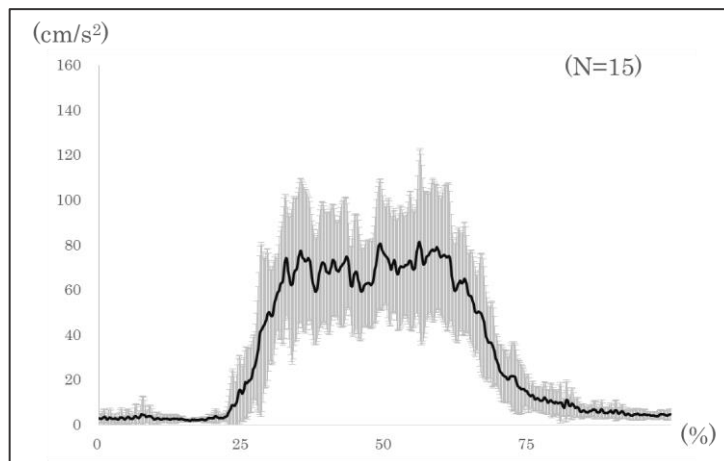


図 3-4 体重心 3 軸合成加速度 (mean±SD) の経時的変化

3 回の自由な起き上がりの平均値を代表値とし，15 人で平均したもの。縦軸は体重心の 3 軸の合成加速度，横軸は時間を正規化 (100%) しているため，解析範囲の時間割合を表している。

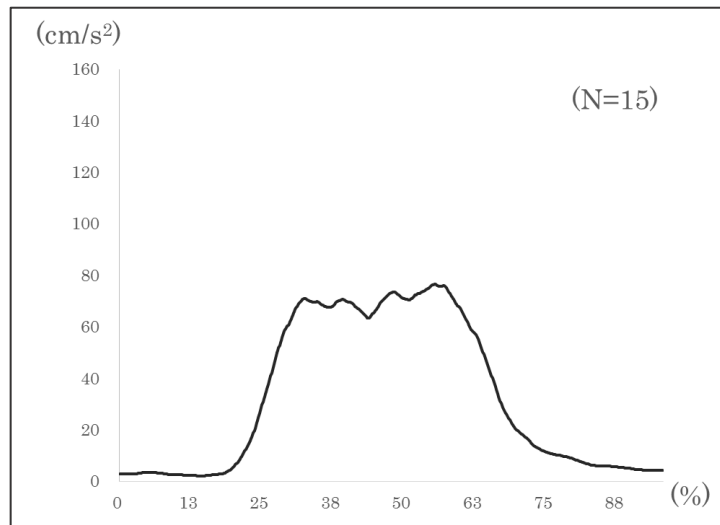


図 3-5 移動平均 (31 点) 後の体重心 3 軸合成加速度

縦軸は体重心の 3 軸の合成加速度，横軸は時間を正規化 (100%) しているため，解析範囲の時間割合を表している。

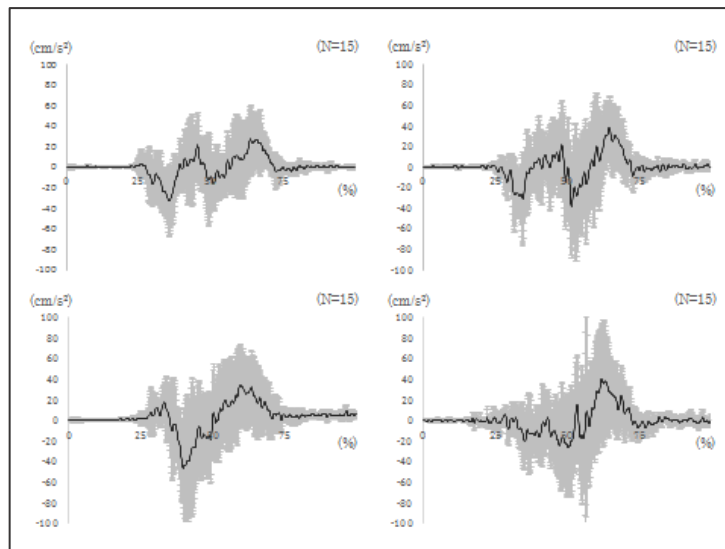


図 3-6 体重心加速度 (X 軸)

左上が自由な起き上がり，各起き上がり動作パターンは右上が頭部，左下が下肢，右下が上肢．縦軸は体重心の加速度，横軸は時間を正規化 (100%) しているため，解析範囲の時間割合を表している。

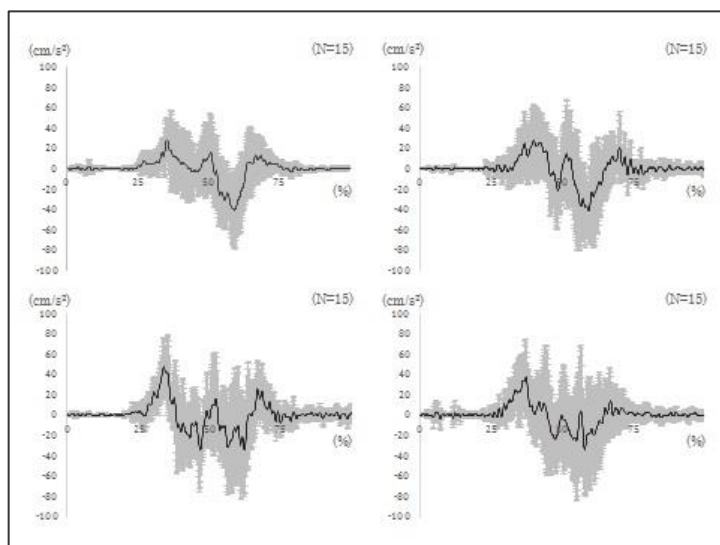


図 3-7 体重心加速度 (Y 軸)

左上が自由な起き上がり，各起き上がり動作パターンは右上が頭部，左下が下肢，右下が上肢．縦軸は体重心の加速度，横軸は時間を正規化 (100%) しているため，解析範囲の時間割合を表している．

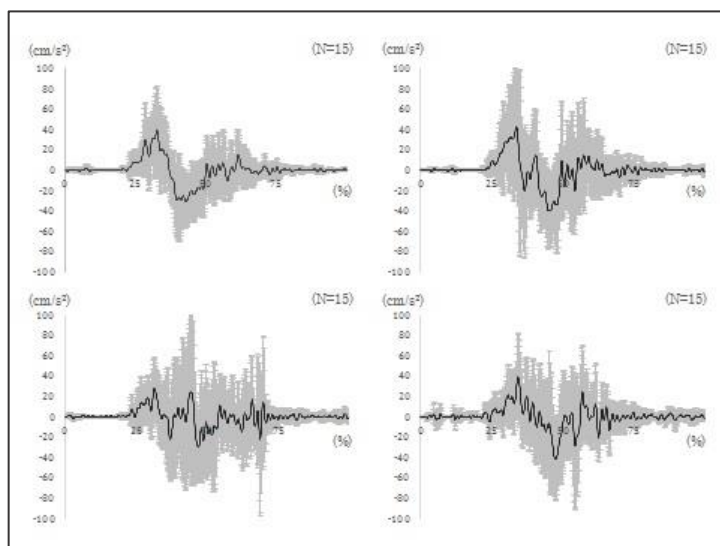


図 3-8 体重心加速度 (Z 軸)

左上が自由な起き上がり，各起き上がり動作パターンは右上が頭部，左下が下肢，右下が上肢．縦軸は体重心の加速度，横軸は時間を正規化 (100%) しているため，解析範囲の時間割合を表している．

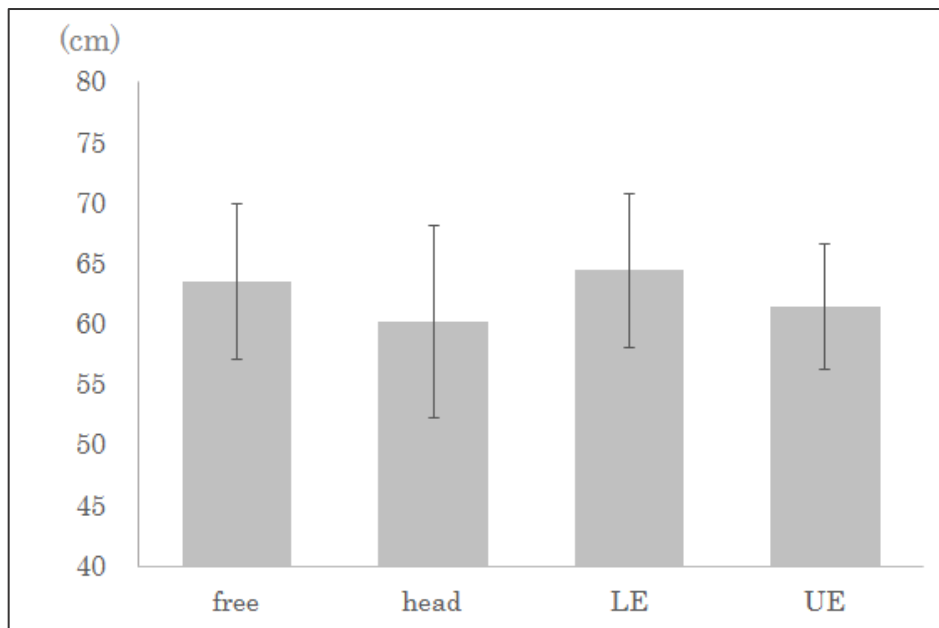


図 3-9 各パターンの体重心移動距離

free: 自由な起き上がり, head: 頭部からの起き上がり LE: Lower extremity(下肢からの起き上がり), UE: Upper extremity(上肢からの起き上がり)

3.6 考察

結果より, 15名の自由な起き上がり動作では体重心合成加速度の波形は上辺と脚のなす角が滑らかな台形を呈していた. このことは, 起き上がり動作中全域にわたり, いずれかの体節が運動の発現と停止のため加速, 減速していることを意味しており, 起き上がり動作中は運動が静止することが少ない可能性が示唆している. 西本ら⁸⁹⁾は, 背臥位, 側臥位, 腹臥位から起き上がり動作を行う際の動作筋電図的分析を行っている. また, Cordoら⁷⁵⁾はビデオベースの動作解析システムと筋電図を用い矢状面からの起き上がり動作の検討を行っている. 両者らは7~8の対象筋の表面筋電図を測定している. それらの報告では, 動作全域にわたりいずれかの筋の収縮が確認できる. 関

筋運動を外力や慣性力以外によって生体内で生じさせるには筋による活動が不可欠であり，加速度を生じさせている 1 つの要因と考えられる．また，各成分では，前半部分では進行方向への加速度を上昇させるのに対し、後半部分では開始方向へ加速度が上昇していた．このことは，起き上がり動作が実行・制動の少なくとも 2 つ以上の要素から成り立っているためと考えられる．進行する方向に対して加速度が最大になる地点までの筋活動は求心性収縮であり，起き上がり動作が遂行できる場合に限っては，進行方向に対して負の方向への加速度というのは遠心性収縮を現している可能性が高い．したがって，今後加速度情報と筋電図学的情報を照らし合わせることによってより詳細な起き上がり動作の定量的解析が可能になると考えられ，今後の検討課題としたい．

体重心移動距離は，頭からの起き上がりパターンに比較し，下肢からの起き上がりパターンで総移動距離が長くなる傾向であった．これは，体重心の算出が身体セグメントの質量中心位置と質量比によって算出するためと考えられる．一般的にヒトは頭部や上肢の質量より大腿部の質量の方が大きい．結果より，下肢からの起き上がりパターンにおいて，X 軸，Y 軸の体重心の加速度は起き上がり動作前半から正方向へと上昇している．これは起き上がり動作開始時に下肢を屈曲，さらに進行方向へと前額面上で運動することによって変化していると考えられる．頭部からの起き上がりパターンにおいては，下肢からの起き上がりパターンとは逆に X 軸で動作開始初期から負方向へと体重心加速度が増加している．つまり，下肢を大きく使うような起き上がりパターンを呈するものほど全体の重心の移動距離に影響を与え，移動量が大きくなると推察した．しかし，本研究の結果ではパターン毎の体重心移動距離に有意な差は認められない結果と

なった．今回の対象が健常成人であったため体重心移動距離に有意な差が認められなかったが，起き上がりが困難な対象においては，パターン毎の体重心移動距離に増減がある可能性が考えられる．したがって，今後は健常成人のみではなく，虚弱高齢者等を対象とし，さらに検証していきたい．

3.7 まとめ

本実験では，これまで起き上がり動作に関する研究として行われてこなかった加速度に関する検討を行った．その結果，身体各部位の体節から求めた体重心の加速度は上辺と脚のなす角が滑らかな台形状を呈し，起き上がり動作中に加速度が減少することは少ない可能性が示唆された．理学療法士が運動やトレーニングによってパフォーマンスの向上を図ろうとする際には，少なからず特異性を考慮すべきであると考えられる．つまり，起き上がり動作の訓練を行う際に一旦運動を止めてしまう事は，身体に生じる加速度をなくし，収縮形態が異なる運動指導を行う可能性がある．本研究の結果より，本来の起き上がり動作時に必要とする機能の回復を図るためには，加速度を減少させずに運動指導を行うことが重要である可能性が示唆された．

Alexander ら⁷⁷⁾によると施設に在住している高齢者に，起き上がり動作を行わせると，上肢の支持なしでは起き上がれない高齢者が約 1 割程度いると報告している．しかし，健常成人の場合には高齢者と比較し，柔軟性，筋力等の身体機能が高く，運動の自由度が高い．そのため，どのような方法でも起き上がり動作を遂行することが可能であると考えられる．今後は加速度を増減させる要因としての関節運動，筋電図学的検討を行うことで，起き上がりが困難な対象へ対するリハビリテーションの一助としていきたい．

第 4 章

三次元動作解析システムを用いた 起き上がり動作時の角度情報信頼性の検討

4.1 背景・目的

理学療法を行う上で、セラピストによる動作の観察は、重要な評価法の 1 つである。しかし、動作の観察は、セラピストの経験や知識に依るところが多く、他者と比較することが困難である。起き上がり動作に関するこれまでの報告は、デジタルビデオカメラを用い、身体部位がどのように運動するかを分類した定性的なものが多い⁴⁹⁻⁵³⁾のが現状である。また、同じ対象に起き上がり動作を 10 回行わせると 10 回とも同じ起き上がりパターンを呈するものはいないとの報告⁵²⁾もある。定量的な報告には、起き上がり完了までの所要時間を指標とした報告^{54,55,57,59,60,75,78,80)}や筋力との関連性についての報告^{54,55,57,61,74)}があるが関節角度を定量的に報告したものは見当たらない。基本動作に必要な関節角度を健常者において把握することは、有疾患者の異常動作パターンを推論する上で大きな意味を持つと考えられる。近年、三次元動作解析システムを用いて起き上がり動作を定量的に解析した報告⁸²⁾がみられるようになったが、体幹の運動に限定した検討になっている。起き上がり動作は、頸部、体幹、上下肢の複合した運動によって成り立つと考えられる。そのため、身体複数の関節運動の連動動作として検討する必要がある。さらに、臨床の現場において起き上がり動作に必要と思われる柔軟性を有しているにもかかわらず、起き上がり動作が自立に至らない対象を多く目にする。対照的に柔軟性が低下しているにもかかわらず起き上がり動作が自立している対象も経験する。そのため、柔軟性という要素以外に関節運動が起こるタイミングについて検討することは、起き上がり動作が困難な対象のリハビリテーションの一助になり得ると考えられる。これまで起き上がり動作中の各関節運動の角度や関節運動が最大になるタイミングについて定量的に再現性を検討した報告は見当たらず

ない。そこで、本研究の目的は、これまで定性的に多く報告されてきた起き上がり動作を定量的に解析し、健常者における起き上がり動作時の関節角度、関節運動が最大になるタイミングの再現性について検討することとした。

4.2 対象

整形外科系疾患ならびに中枢神経系疾患の既往がない健常男性 17 名を対象とした。対象の身体属性は、年齢が 19～24 歳、平均身長 $169.8\text{cm} \pm 6.2\text{cm}$ 、平均体重 $64.1\text{kg} \pm 5.5\text{kg}$ 、平均 BMI 22.3 ± 2.1 であった。本研究は、学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の承認(承認番号:R1502)を得た上で、ヘルシンキ宣言に準拠して行った。また、研究に関する主旨および健康被害、自由意志への配慮、個人情報保護等に関して、口頭ならびに書面にて十分説明し同意を得た。

4.3 実験方法

第 3 章と同様に，対象の身体部位計 26 ヶ所(頭頂，左右側頭部で外耳孔の直上，前額部，胸骨角，胸骨体，左右肩峰，肘関節外側部，手関節背側中間点，腸骨稜，上前腸骨棘(ASIS)，大転子，膝関節外側部，外果，足関節前面，第 3 中足骨)表面に赤外線反射マーカを貼付した(図 4-1)。

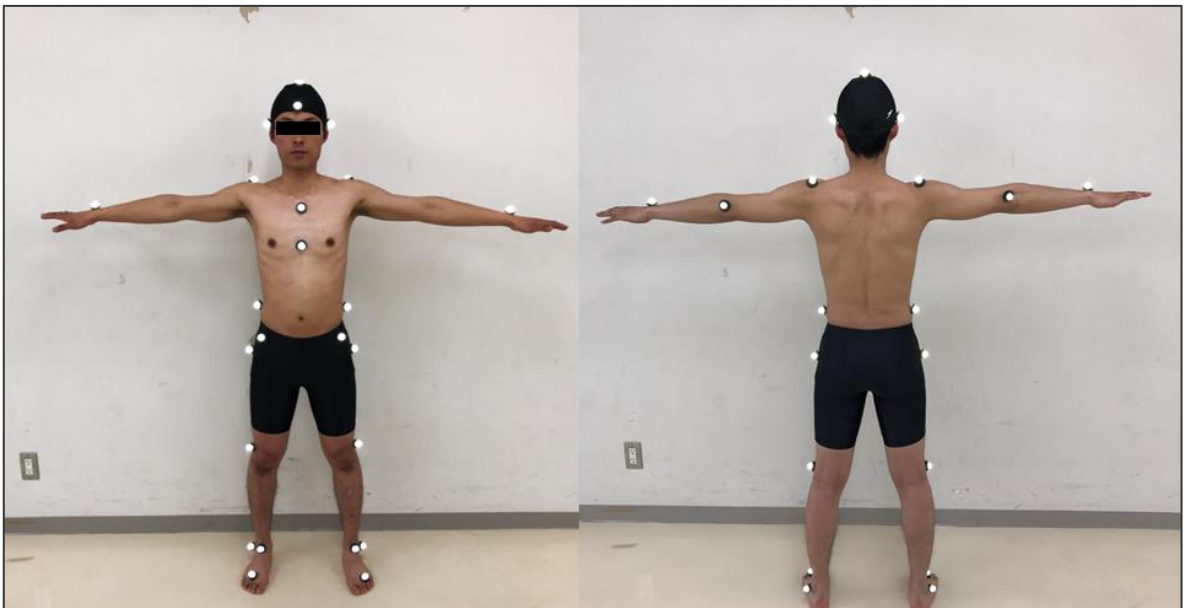


図 4-1 赤外線反射マーカ貼付位置

身体部位計 26 ヶ所(頭頂，左右側頭部で外耳孔の直上，前額部，胸骨角，胸骨体，左右肩峰，左右の肘関節外側部，手関節背側中間点，腸骨稜，上前腸骨棘(ASIS)，大転子，膝関節外側部，外果，足関節前面，第 3 中足骨)に赤外線反射マーカを貼付した。

起き上がり動作時のマーカ情報を 9 台の赤外線カメラを用いた三次元動作解析システム(Mac3Dsystem, Motion Analysis 社)を用いて計測した。サンプリング周波数(frame rate)は 100Hz とした。マーカ情報から得られる角度情報およびタイミング情報は，データ統合解析プログラム(KineAnalyzer, キッセイコムテック社)を用い，抽出した。起き上がり動作は，長さ 120cm，幅 120cm，高さ 41cm のプラ

ットホーム上で行った。開始肢位による起き上がり動作への影響を考慮し、両上肢を体側へ近づけ、手掌面をプラットフォーム面上に着けた肢位を開始肢位とした。起き上がり動作は、プラットフォーム上背臥位の肢位から口頭合図("Ready go")にて開始し、プラットフォーム右側へ端座位になり、端座位後はできる限り動かないように指示をした(図 4-2)。また、事前に被験者自身が起き上がり動作を十分に練習したと感じるまで起き上がり動作の予備練習を行った。対象の最大および至適の 2 通りによる速度で各 3 回、計 6 回の起き上がり動作を実施した。



図 4-2 起き上がり動作

両上肢を体側へ近づけ、手掌面をプラットフォーム面上に着けた肢位を開始肢位とし、プラットフォーム上背臥位から口頭合図にて開始し、プラットフォーム右側へ端座位になるまでとした。対象の最大および至適の 2 通りによる速度で各 3 回、計 6 回の起き上がり動作を実施した。

4.4 データ解析ならびに統計解析

得られたマーカ情報は、マーカ軌跡のノイズキャンセレーションとして、6Hzで Butterworth filter 処理を行った⁸⁷⁾。身体26ヶ所に貼付したマーカから加速度を抽出し、三軸(X-Y-Z)の合成ベクトルが起き上がり動作時の最高加速度の20%をいずれかのマーカが越える時点(実質動作開始時と近似する時間)を動作の開始、頭頂部に貼付したマーカの合成加速度が最高加速度の10%に戻る時点(動作の終了と定義した(図4-3)。

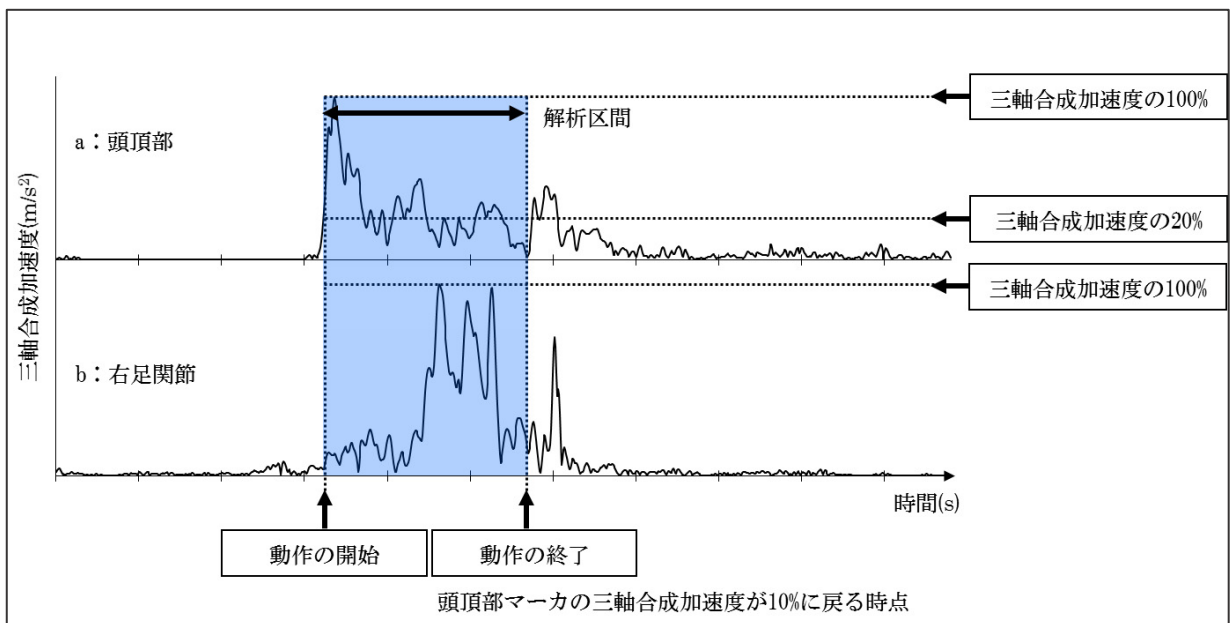


図4-3 解析区間算出方法の一例

身体26ヶ所に貼付したマーカから加速度を抽出し、三軸(X-Y-Z)の合成ベクトルが起き上がり動作時の最高加速度の20%をいずれかのマーカが越える時点(実質動作開始時と近似する時間)を動作の開始、頭頂部に貼付したマーカの合成加速度が最高加速度の10%に戻る時点(動作の終了と定義した。上図の場合、頭頂部の三軸合成加速度の20%が右足関節よりも早く越えたため、頭頂部のマーカ情報を開始の基準としている(実際の解析では26ヶ所で比較している)。

対象 17 名の 6 試行，計 102 試行のうち，最も時間データの短いサンプルを基準としてデータ数で正規化を行った．抽出する角度情報は，頸部の屈曲，左右回旋，体幹の屈曲伸展，左右回旋，左右肩関節屈曲伸展ならびに内外転，左右肘関節屈曲，左右股関節屈曲伸展ならびに内外転，左右膝関節屈曲とした．本研究では，起き上がり動作の開始肢位が背臥位で，身体後面にマーカを貼付できないため，身体各部位に貼付したマーカからベクトルの外積をソフトウェア上で求め，それを用いることにより三平面上での関節角度を定義した(図 4-4)．それらは全て右手系の座標に従い行った．角度定義を表に示す(表 4-1)．

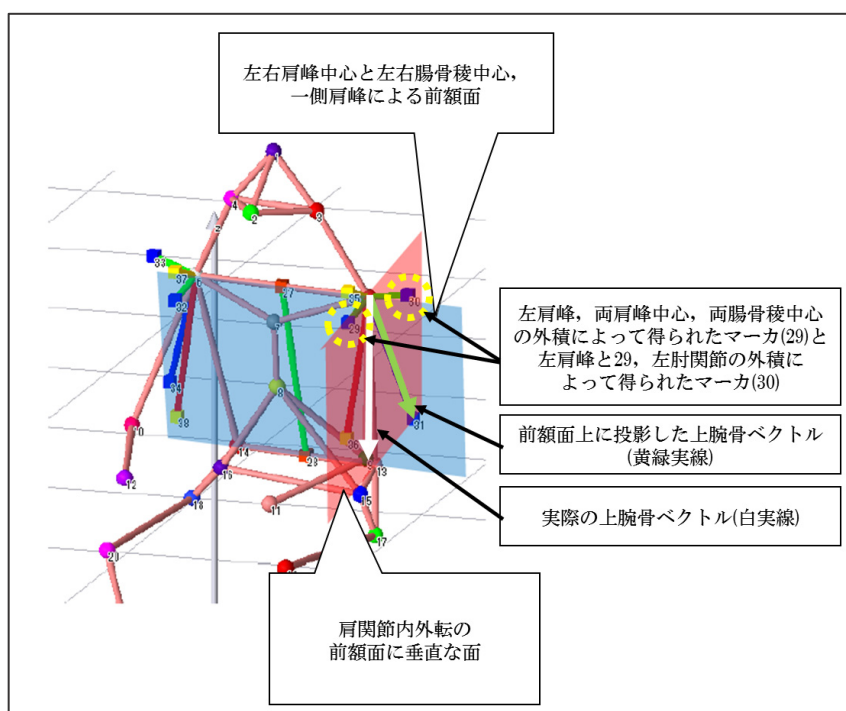


図 4-4 関節角度定義の一例(肩関節内外転)

任意のマーカ 3 カ所より前額面を定義する．運動面から外積ベクトルを抽出した後に運動軸である上腕骨と新たな外積ベクトルを抽出する．運動面上に投影した上腕骨ベクトルと基本軸のなす角度^{注)}を本研究の関節角度と定義した．

注)ソフトウェアの仕様上，ベクトル同士のなす角度は常に鋭角を示す．そのため，肩関節の内外転の定義では両肩峰を基本軸とし，演算処理を行うことにより正值を外転，負値を内転としている．

表 4-1 起き上がり動作の角度定義

関節運動	運動面	ベクトル1	ベクトル2
頸部屈曲	左右肩峰中心と左右腸骨稜中心、 胸骨体による矢状面	運動面に投影した頸部ベクトル(左右側頭部 中心と肩峰中心を結ぶベクトル)	左右肩峰中心と左右腸骨稜を結ぶベクトル
頸部回旋		左右肩峰を結んだベクトル	左右側頭部を結ぶベクトル
体幹屈曲伸展	左右大転子中心と腸骨稜中心、 ASIS中心による矢状面	運動面に投影した体幹ベクトル(左右肩峰 中心と左右腸骨稜中心を結ぶベクトル)	左右腸骨稜と左右大転子を結ぶベクトル
体幹回旋		左右腸骨稜を結ぶベクトル	左右肩峰を結ぶベクトル
肩関節内外転	左右肩峰中心と左右腸骨稜中心、 一側の肩峰による前額面	運動面に投影した上腕骨ベクトル (肩峰と肘関節を結ぶベクトル)	左右肩峰を結ぶベクトル - 90°
肩関節屈曲伸展	肩関節内外転の前額面に垂直な面	運動面に投影した上腕骨ベクトル (肩峰と肘関節を結ぶベクトル)	左右肩峰中心と左右腸骨稜を結ぶベクトル
肘関節屈曲		肩峰と肘関節を結ぶベクトル	肘関節と手関節を結ぶベクトル
股関節の屈曲伸展	左右大転子中心と左右ASIS中心、 左右腸骨稜による矢状面	運動面に投影した大腿骨ベクトル (大転子と膝関節)	腸骨稜と大転子を結ぶベクトル
股関節の内外転	水平面	左右大転子を結ぶベクトル	大転子と膝関節を結ぶベクトル - 90°
膝関節屈曲	膝関節と足関節、第3中足骨による 矢状面	運動面に投影した大腿骨ベクトル (大転子と膝関節を結ぶベクトル)	膝関節と外果を結ぶベクトル

正規化データ内の各関節運動角度の最大値を抽出した。さらに、最大角度までの到達時間を到達タイミングとして抽出した。最大努力ならびに至適速度における起き上がり動作の所要時間、最大角度、最大角度までの到達タイミングから級内相関係数 (intra-class correlation coefficients: ICC), ICC(1, 1)(1, 3)を求め、起き上がり動作の再現性の検討を行った。さらに、D 研究 (Decision study)として Spearman-Brown の公式を用い、級内相関係数が 0.9 以上になる角度情報の回数の検討を行った。統計処理は、統計処理ソフト (SPSS Statistics ver.24.0, IBM 社)を使用し、有意水準は 5%とした。

4.5 実験結果

動作時間の ICC(1,1)(1,3)はそれぞれ，最大努力(0.751, 0.901)，至適速度(0.771, 0.910)であった(表 4-2)．角度情報は全ての関節運動において有意な級内相関係数が得られた(表 4-3)．しかし，最大角度までの到達タイミングに関しては，一部の関節運動において有意な級内相関係数が得られない結果となった(表 4-4)．D 研究による角度情報の回数については，最大努力速度における体幹の左回旋で 12.0 回，至適速度における体幹の右回旋で 4.9 回が最大値となった(表 4-5)．

表 4-2 起き上がり動作の所要時間における級内相関係数

起き上がり速さ	ICC	95% CI		F value	P value	
		lower	upper			
最大努力	ICC(1,1)	0.751**	0.541	0.891	10.068	0.000
	ICC(1,3)	0.901**	0.779	0.961	10.068	0.000
至適	ICC(1,1)	0.771**	0.571	0.900	11.074	0.000
	ICC(1,3)	0.910**	0.800	0.964	11.074	0.000

** : p<0.01

表 4-3 起き上がり動作における角度の級内相関係数

関節運動	最大努力速度	ICC	95% CI		F value	P value	至適速度	ICC	95% CI		F value	P value		
			lower	upper					lower	upper				
右肩関節	伸展	ICC(1,1)	0.757**	0.549	0.894	10.330	0.000	伸展	ICC(1,1)	0.770**	0.570	0.900	11.049	0.000
		ICC(1,3)	0.903**	0.785	0.962	10.330	0.000		ICC(1,3)	0.909**	0.799	0.964	11.049	0.000
	屈曲	ICC(1,1)	0.770**	0.571	0.900	11.071	0.000	屈曲	ICC(1,1)	0.666**	0.417	0.848	6.977	0.000
		ICC(1,3)	0.910**	0.799	0.964	11.071	0.000		ICC(1,3)	0.857**	0.682	0.944	6.977	0.000
	内転	ICC(1,1)	0.743**	0.528	0.887	9.657	0.000	内転	ICC(1,1)	0.853**	0.708	0.938	18.363	0.000
		ICC(1,3)	0.896**	0.770	0.959	9.657	0.000		ICC(1,3)	0.946**	0.879	0.979	18.363	0.000
外転	ICC(1,1)	0.855**	0.713	0.940	18.739	0.000	外転	ICC(1,1)	0.853**	0.708	0.938	18.369	0.000	
	ICC(1,3)	0.947**	0.882	0.979	18.739	0.000		ICC(1,3)	0.946**	0.879	0.979	18.369	0.000	
左肩関節	伸展	ICC(1,1)	0.502**	0.213	0.755	4.025	0.000	伸展	ICC(1,1)	0.65**	0.394	0.839	6.559	0.000
		ICC(1,3)	0.752**	0.448	0.902	4.025	0.000		ICC(1,3)	0.848**	0.662	0.940	6.559	0.000
	屈曲	ICC(1,1)	0.645**	0.388	0.837	6.441	0.000	屈曲	ICC(1,1)	0.741**	0.525	0.886	9.587	0.000
		ICC(1,3)	0.845**	0.655	0.939	6.441	0.000		ICC(1,3)	0.896**	0.768	0.959	9.587	0.000
	内転	ICC(1,1)	0.635**	0.375	0.831	6.210	0.000	内転	ICC(1,1)	0.833**	0.674	0.930	15.993	0.000
		ICC(1,3)	0.839**	0.642	0.937	6.210	0.000		ICC(1,3)	0.937**	0.861	0.975	15.993	0.000
外転	ICC(1,1)	0.788**	0.599	0.909	12.182	0.000	外転	ICC(1,1)	0.769**	0.568	0.899	10.962	0.000	
	ICC(1,3)	0.918**	0.818	0.968	12.182	0.000		ICC(1,3)	0.909**	0.797	0.964	10.962	0.000	
右肘関節	屈曲	ICC(1,1)	0.850**	0.704	0.937	18.045	0.000	屈曲	ICC(1,1)	0.683**	0.441	0.857	7.479	0.000
左肘関節	屈曲	ICC(1,3)	0.945**	0.877	0.978	18.045	0.000	ICC(1,3)	0.866**	0.703	0.947	7.479	0.000	
		ICC(1,1)	0.614**	0.347	0.820	5.765	0.000	ICC(1,1)	0.847**	0.697	0.936	17.561	0.000	
頸部	屈曲	ICC(1,3)	0.827**	0.615	0.932	5.765	0.000	ICC(1,3)	0.943**	0.874	0.978	17.561	0.000	
		ICC(1,1)	0.761**	0.555	0.896	10.526	0.000	ICC(1,1)	0.753**	0.544	0.892	10.165	0.000	
右回旋	左回旋	ICC(1,3)	0.905**	0.789	0.963	10.526	0.000	左回旋	ICC(1,3)	0.902**	0.782	0.961	10.165	0.000
		ICC(1,1)	0.848**	0.700	0.936	17.738	0.000		ICC(1,1)	0.475**	0.183	0.738	3.715	0.001
	右回旋	ICC(1,3)	0.944**	0.875	0.978	17.738	0.000	右回旋	ICC(1,3)	0.731**	0.492	0.894	3.715	0.001
		ICC(1,1)	0.831**	0.669	0.928	15.707	0.000		ICC(1,1)	0.900**	0.794	0.959	27.966	0.000
ICC(1,3)	0.936**	0.859	0.975	15.707	0.000	ICC(1,3)	0.964**	0.921	0.986	27.966	0.000			
体幹	伸展	ICC(1,1)	0.942**	0.877	0.977	49.821	0.000	伸展	ICC(1,1)	0.968**	0.932	0.987	92.922	0.000
		ICC(1,3)	0.980**	0.955	0.992	49.821	0.000		ICC(1,3)	0.989**	0.976	0.996	92.922	0.000
	屈曲	ICC(1,1)	0.960**	0.915	0.984	73.543	0.000	屈曲	ICC(1,1)	0.967**	0.928	0.987	87.579	0.000
		ICC(1,3)	0.986**	0.970	0.995	73.543	0.000		ICC(1,3)	0.989**	0.975	0.996	87.579	0.000
	左回旋	ICC(1,1)	0.261*	-0.025	0.585	2.060	0.038	左回旋	ICC(1,1)	0.717**	0.490	0.874	8.619	0.000
		ICC(1,3)	0.515*	-0.078	0.809	2.060	0.038		ICC(1,3)	0.884**	0.742	0.954	8.619	0.000
右回旋	ICC(1,1)	0.651**	0.396	0.840	6.589	0.000	右回旋	ICC(1,1)	0.464**	0.171	0.731	3.597	0.001	
	ICC(1,3)	0.848**	0.663	0.940	6.589	0.000		ICC(1,3)	0.722**	0.383	0.891	3.597	0.001	
右股関節	伸展	ICC(1,1)	0.814**	0.641	0.921	14.107	0.000	伸展	ICC(1,1)	0.920**	0.834	0.968	35.727	0.000
		ICC(1,3)	0.929**	0.843	0.972	14.107	0.000		ICC(1,3)	0.972**	0.938	0.989	35.727	0.000
	屈曲	ICC(1,1)	0.790**	0.601	0.909	12.256	0.000	屈曲	ICC(1,1)	0.768**	0.567	0.899	10.942	0.000
		ICC(1,3)	0.918**	0.819	0.968	12.256	0.000		ICC(1,3)	0.909**	0.797	0.964	10.942	0.000
	内転	ICC(1,1)	0.814**	0.641	0.921	14.095	0.000	内転	ICC(1,1)	0.936**	0.865	0.974	45.025	0.000
		ICC(1,3)	0.929**	0.842	0.972	14.095	0.000		ICC(1,3)	0.978**	0.951	0.991	45.025	0.000
外転	ICC(1,1)	0.889**	0.774	0.954	25.033	0.000	外転	ICC(1,1)	0.747**	0.535	0.889	9.881	0.000	
	ICC(1,3)	0.960**	0.911	0.984	25.033	0.000		ICC(1,3)	0.899**	0.775	0.960	9.881	0.000	
左股関節	伸展	ICC(1,1)	0.732**	0.511	0.882	9.180	0.000	伸展	ICC(1,1)	0.896**	0.787	0.957	26.885	0.000
		ICC(1,3)	0.891**	0.758	0.957	9.180	0.000		ICC(1,3)	0.963**	0.917	0.985	26.885	0.000
	屈曲	ICC(1,1)	0.847**	0.698	0.936	17.599	0.000	屈曲	ICC(1,1)	0.742**	0.527	0.887	9.649	0.000
		ICC(1,3)	0.943**	0.874	0.978	17.599	0.000		ICC(1,3)	0.896**	0.770	0.959	9.649	0.000
	内転	ICC(1,1)	0.664**	0.414	0.847	6.934	0.000	内転	ICC(1,1)	0.808**	0.631	0.918	13.609	0.000
		ICC(1,3)	0.856**	0.680	0.943	6.934	0.000		ICC(1,3)	0.927**	0.837	0.971	13.609	0.000
外転	ICC(1,1)	0.621**	0.357	0.824	5.916	0.000	外転	ICC(1,1)	0.785**	0.593	0.907	11.933	0.000	
	ICC(1,3)	0.831**	0.625	0.933	5.916	0.000		ICC(1,3)	0.916**	0.814	0.967	11.933	0.000	
右膝関節	屈曲	ICC(1,1)	0.867**	0.734	0.945	20.622	0.000	屈曲	ICC(1,1)	0.865**	0.729	0.944	20.140	0.000
左膝関節	屈曲	ICC(1,3)	0.952**	0.892	0.981	20.622	0.000	ICC(1,3)	0.950**	0.890	0.980	20.140	0.000	
		ICC(1,1)	0.901**	0.797	0.959	28.364	0.000	ICC(1,1)	0.950**	0.893	0.980	58.066	0.000	
ICC(1,3)	0.965**	0.922	0.986	28.364	0.000	ICC(1,3)	0.983**	0.962	0.993	58.066	0.000			

*: p<0.05 **: p<0.01

すべての関節運動において有意な級内相関係数が得られた。

表 4-4 起き上がり動作における角度到達タイミングの級内相関係数

関節運動	最大努力速度	ICC	95% CI		F value	P value	至適速度	ICC	95% CI		F value	P value		
			lower	upper					lower	upper				
右肩関節	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.390**	0.095	0.681	2.918	0.004	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.142	-0.122	0.483	1.498	0.158
		ICC(1,3)	0.657**	0.239	0.865	2.918	0.004		ICC(1,3)	0.332	-0.482	0.737	1.498	0.158
	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.344*	0.051	0.649	2.577	0.010	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.483**	0.192	0.743	3.800	0.001
		ICC(1,3)	0.612*	0.138	0.847	2.577	0.010		ICC(1,3)	0.737**	0.416	0.896	3.800	0.001
	内転タイミング	ICC(1,1)	0.494**	0.204	0.749	3.924	0.000	内転タイミング	ICC(1,1)	0.503**	0.215	0.755	4.040	0.000
		ICC(1,3)	0.745**	0.434	0.900	3.924	0.000		ICC(1,3)	0.752**	0.450	0.903	4.040	0.000
外転タイミング	ICC(1,1)	0.350**	0.056	0.653	2.613	0.009	外転タイミング	ICC(1,1)	0.118	-0.140	0.460	1.400	0.200	
	ICC(1,3)	0.617**	0.151	0.849	2.613	0.009		ICC(1,3)	0.286	-0.586	0.719	1.400	0.200	
左肩関節	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.307*	0.016	0.621	2.328	0.019	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.261*	-0.024	0.585	2.062	0.038
		ICC(1,3)	0.570*	0.046	0.831	2.328	0.019		ICC(1,3)	0.515*	-0.077	0.809	2.062	0.038
	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.481**	0.190	0.742	3.786	0.001	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.415**	0.120	0.698	3.129	0.003
		ICC(1,3)	0.736**	0.414	0.896	3.786	0.001		ICC(1,3)	0.680**	0.290	0.874	3.129	0.003
	内転タイミング	ICC(1,1)	0.164	-0.105	0.503	1.587	0.126	内転タイミング	ICC(1,1)	0.357**	0.063	0.658	2.665	0.008
		ICC(1,3)	0.370	-0.399	0.752	1.587	0.126		ICC(1,3)	0.625**	0.167	0.852	2.665	0.008
外転タイミング	ICC(1,1)	-0.082	-0.277	0.243	0.773	0.703	外転タイミング	ICC(1,1)	0.318*	0.026	0.629	2.399	0.016	
	ICC(1,3)	-0.293	-1.871	0.491	0.773	0.703		ICC(1,3)	0.583*	0.074	0.836	2.399	0.016	
右肘関節	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.300*	0.010	0.616	2.287	0.021	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.406**	0.111	0.692	3.049	0.003
		ICC(1,3)	0.563*	0.029	0.828	2.287	0.021		ICC(1,3)	0.672**	0.272	0.871	3.049	0.003
左肘関節	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.095	-0.157	0.438	1.315	0.244	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.536**	0.252	0.775	4.461	0.000
		ICC(1,3)	0.240	-0.688	0.701	1.315	0.244		ICC(1,3)	0.776**	0.502	0.912	4.461	0.000
頸部	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.395**	0.100	0.685	2.957	0.004	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.360**	0.066	0.660	2.688	0.008
		ICC(1,3)	0.662**	0.249	0.867	2.957	0.004		ICC(1,3)	0.628**	0.174	0.854	2.688	0.008
	左回旋タイミング	ICC(1,1)	0.443**	0.149	0.717	3.383	0.001	左回旋タイミング	ICC(1,1)	0.486**	0.196	0.745	3.840	0.000
		ICC(1,3)	0.704**	0.344	0.884	3.383	0.001		ICC(1,3)	0.740**	0.422	0.897	3.840	0.000
	右回旋タイミング	ICC(1,1)	0.118	-0.140	0.460	1.402	0.199	右回旋タイミング	ICC(1,1)	0.035	-0.200	0.377	1.109	0.385
		ICC(1,3)	0.287	-0.584	0.719	1.402	0.199		ICC(1,3)	0.098	-1.002	0.645	1.109	0.385
体幹	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.698**	0.462	0.865	7.931	0.000	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.709**	0.478	0.870	8.319	0.000
		ICC(1,3)	0.874**	0.720	0.950	7.931	0.000		ICC(1,3)	0.880**	0.733	0.953	8.319	0.000
	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.621**	0.357	0.824	5.922	0.000	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.526**	0.241	0.769	4.334	0.000
		ICC(1,3)	0.831**	0.625	0.934	5.922	0.000		ICC(1,3)	0.769**	0.488	0.909	4.334	0.000
	左回旋タイミング	ICC(1,1)	0.440**	0.146	0.715	3.357	0.001	左回旋タイミング	ICC(1,1)	0.450**	0.156	0.721	3.450	0.001
		ICC(1,3)	0.702**	0.339	0.883	3.357	0.001		ICC(1,3)	0.710**	0.357	0.886	3.450	0.001
右回旋タイミング	ICC(1,1)	0.242*	-0.041	0.570	1.959	0.049	右回旋タイミング	ICC(1,1)	0.132	-0.130	0.473	1.455	0.175	
	ICC(1,3)	0.489*	-0.133	0.799	1.959	0.049		ICC(1,3)	0.313	-0.526	0.729	1.455	0.175	
右股関節	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.638**	0.380	0.833	6.294	0.000	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.774**	0.576	0.902	11.281	0.000
		ICC(1,3)	0.841**	0.647	0.937	6.294	0.000		ICC(1,3)	0.911**	0.803	0.965	11.281	0.000
	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.479**	0.188	0.740	3.759	0.001	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.569**	0.292	0.795	4.967	0.000
		ICC(1,3)	0.734**	0.409	0.895	3.759	0.001		ICC(1,3)	0.799**	0.553	0.921	4.967	0.000
	内転タイミング	ICC(1,1)	0.517**	0.230	0.764	4.207	0.000	内転タイミング	ICC(1,1)	0.840**	0.686	0.933	16.755	0.000
		ICC(1,3)	0.762**	0.472	0.906	4.207	0.000		ICC(1,3)	0.940**	0.867	0.977	16.755	0.000
外転タイミング	ICC(1,1)	0.553**	0.273	0.785	4.716	0.000	外転タイミング	ICC(1,1)	0.285*	-0.004	0.604	2.193	0.027	
	ICC(1,3)	0.788**	0.529	0.917	4.716	0.000		ICC(1,3)	0.544*	-0.012	0.821	2.193	0.027	
左股関節	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.494**	0.204	0.750	3.927	0.000	伸展タイミング	ICC(1,1)	0.527**	0.241	0.770	4.337	0.000
		ICC(1,3)	0.745**	0.435	0.900	3.927	0.000		ICC(1,3)	0.769**	0.488	0.909	4.337	0.000
	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.377**	0.082	0.672	2.817	0.005	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.418**	0.123	0.701	3.158	0.002
		ICC(1,3)	0.645**	0.212	0.860	2.817	0.005		ICC(1,3)	0.683**	0.297	0.875	3.158	0.002
	内転タイミング	ICC(1,1)	0.241	-0.042	0.569	1.954	0.050	内転タイミング	ICC(1,1)	0.419**	0.124	0.701	3.167	0.002
		ICC(1,3)	0.488	-0.136	0.799	1.954	0.050		ICC(1,3)	0.684**	0.299	0.876	3.167	0.002
外転タイミング	ICC(1,1)	0.324*	0.032	0.634	2.440	0.014	外転タイミング	ICC(1,1)	0.283*	-0.005	0.603	2.186	0.027	
	ICC(1,3)	0.590*	0.090	0.839	2.440	0.014		ICC(1,3)	0.543*	-0.016	0.820	2.186	0.027	
右膝関節	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.352**	0.058	0.654	2.630	0.009	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.364**	0.070	0.663	2.718	0.007
		ICC(1,3)	0.620**	0.156	0.850	2.630	0.009		ICC(1,3)	0.632**	0.183	0.855	2.718	0.007
左膝関節	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.445**	0.151	0.719	3.409	0.001	屈曲タイミング	ICC(1,1)	0.467**	0.175	0.733	3.632	0.001
		ICC(1,3)	0.707**	0.349	0.885	3.409	0.001		ICC(1,3)	0.725**	0.389	0.892	3.632	0.001

*: p<0.05 **: p<0.01

最大努力速度で左肩関節の内転・外転，左肘関節屈曲，頸部右回旋，左股関節の内転，至適速度で右肩関節伸展・外転，頸部右回旋，体幹右回旋に関しては有意な級内相関係数が得られない結果となった。

表 4-5 Spearman- Brown 公式による D 研究

最大努力	関節運動	ICC (1,1)	Spearman- Brown 公式による回数	至適速度	ICC (1,1)	Spearman- Brown 公式による回数
右肩関節	伸展	0.757	1.3	伸展	0.770	1.2
	屈曲	0.770	1.2	屈曲	0.666	2.1
	内転	0.743	1.4	内転	0.853	0.7
	外転	0.855	0.7	外転	0.853	0.7
左肩関節	伸展	0.502	4.2	伸展	0.650	2.3
	屈曲	0.645	2.3	屈曲	0.741	1.4
	内転	0.635	2.4	内転	0.833	0.8
	外転	0.788	1.1	外転	0.769	1.2
右肘関節	屈曲	0.850	0.7	屈曲	0.683	1.9
左肘関節	屈曲	0.614	2.6	屈曲	0.847	0.7
頸部	屈曲	0.761	1.3	屈曲	0.753	1.3
	左回旋	0.848	0.7	左回旋	0.475	4.7
	右回旋	0.831	0.8	右回旋	0.900	0.4
体幹	伸展	0.942	0.2	伸展	0.968	0.1
	屈曲	0.960	0.1	屈曲	0.967	0.1
	左回旋	0.261	12.0	左回旋	0.717	1.6
	右回旋	0.651	2.2	右回旋	0.464	4.9
右股関節	伸展	0.814	0.9	伸展	0.920	0.3
	屈曲	0.790	1.1	屈曲	0.768	1.2
	内転	0.814	0.9	内転	0.936	0.2
	外転	0.889	0.5	外転	0.747	1.4
左股関節	伸展	0.732	1.5	伸展	0.896	0.4
	屈曲	0.847	0.7	屈曲	0.742	1.4
	内転	0.664	2.1	内転	0.808	1.0
	外転	0.621	2.6	外転	0.785	1.1
右膝関節	屈曲	0.867	0.6	屈曲	0.865	0.6
左膝関節	屈曲	0.901	0.4	屈曲	0.950	0.2

4.6 考察

基本動作能力の回復を目指す理学療法士にとって、起き上がり動作を運動学的、運動力学的に検討することは重要である。しかし、これまでの先行研究の多くが、人間発達学的視点から定性的に起き上がり動作の特徴や運動パターンの多様性を報告したものであり、運動学的、運動力学的な報告は少ない。それについて中俣⁸¹⁾は、身体の運動方向が複雑に変化するため結果の解釈が困難であることを理由に挙げている。同様に西守ら⁸²⁾は、起き上がり動作が X-Y-Z の三平面上の回転運動であり、三次元解析で一般的に用いられる任意の空間上での座標の算出方法では、実際の動作に一致した関節運動角度を定量化できないためとしている。そこで、本研究では身体各部位に貼付したマーカからベクトルを定義し、そのベクトルの外積を用いることにより、運動座標系における関節運動を定義した。さらに、これまで先行研究で報告されていない起き上がり動作の再現性につ

いて検討を行った。

所要時間の ICC の結果より有意な級内相関係数が得られたことから、動作の開始と終了時点の定義は妥当であったと考えられる。また、最大角度に関しては有意な級内相関係数が得られる結果となったが、到達タイミングに関しては有意な級内相関係数が得られない結果となった。これは、健常者が起き上がり動作を行う際に必要とする関節運動の角度はほぼ一定であるのに対し、各関節運動が起こるタイミングはばらばらであることを意味している。McCoy ら⁵²⁾の報告にあるように、起き上がり動作のパターンが試行によって変化することは、これら関節運動のタイミングが試行毎に異なるために生じるものと推察できる。

有意な級内相関係数が全ての関節運動において得られた角度情報の ICC(1, 1)より、Spearman-Brown の公式を用いた D 研究を行った。その結果、級内相関係数が 0.9 を上回るための測定回数は、最大努力速度における体幹の左回旋で 12.0 回、至適速度における体幹の右回旋で 4.9 回となった。一般的にパフォーマンスの測定を行う際には、精神活動や環境による影響を考慮し、最大努力下での測定が望ましいと考えられる。しかし、起き上がり動作は日常生活において体系化された動作であり、最大努力下で起き上がり動作を行う頻度は少ない。そのため、至適速度で測定する方が、その対象の本来の起き上がり動作を観察するのに適しており、少ない測定回数においても高い再現性が得られる結果になったと考えられる。また、临床上、対象の疲労やリハビリテーション介入時間の観点からも 12.0 回の測定は現実的ではない。起き上がり動作の観察を行うためには、1 回の観察のみではなく至適速度にて 5 回程度観察することが望ましいことが本研究の結果より示唆された。しかし、頸部の左回旋ならびに体幹

の右回旋の ICC(1, 3)の級内相関係数はそれぞれ 0.731, 0.722 であるが, 95%信頼区間の下限值は, 0.402, 0.383 となっている. 本研究の赤外線反射マーカは, 体幹の回旋を定義するために左右肩峰, 腸骨稜に貼付している. 腸骨稜に関しては skin movement artifact が回旋動作に伴って生じやすい. そのため, 体幹の回旋に関しては皮膚のずれが生じた可能性も考えられる. また, 對馬¹⁷⁾は幼小児期から成人期, 高齢期における起き上がり動作の推移について先行研究をもとに紹介している. その中で起き上がり動作のパターンは健常成人では体幹を回旋しない起き上がりパターンが多く, 幼小児と高齢者では体幹を回旋させるパターンを多く呈すると述べている. 加齢とともに体幹の回旋を用いる高齢者が増加することについては言及していないが, 運動発達や筋力等の要因が関係している可能性を否定できない. 本研究では, 筋力の指標を用いていないが, 結果から, 動作指導を目的に対象の起き上がり動作の観察を行うためには, 特に頸部や体幹の回旋について留意する必要があると考えられる. 本来であればテスト再テスト法による再現性の検討は, 測定間隔を設けなければならない. しかし, 測定時間の都合上, 本研究では同日に複数回の測定を行っている. そのため, マーカの貼付位置や実験環境などによる系統誤差を考慮していない. 今回の結果を勘案して, 今後日を改めて起き上がり動作の検証を実施することを検討していく必要がある. また, 開始と終了の規定方法についても今後の検討課題である. さらに, 最大角度までの到達タイミングに関して再現性が得られなかったことから, 筋電図学的な検討も行っていきたい.

4.7 まとめ

第 4 章では、起き上がり動作の再現性として関節運動範囲と最大角度までの到達するタイミングについて検討した。その結果、臨床上の評価すべき回数、今後の研究における測定回数を明確にした。また、関節運動範囲に高い級内相関係数が得られる反面、最大角度まで到達するタイミングは再現性が得られ難い結果となった。動作の円滑性は、エネルギー消費量を減少させることに寄与すると考えられる。一方で、起き上がり動作を自立させるためには、エネルギー消費量の少ない運動を反復して遂行できる能力が要求される。今後虚弱高齢者等の運動指導を行う上で、円滑かつ再現性の高い運動を指導していくために、今後は関節運動が発生するタイミングについて検討していく必要がある。

第 5 章

健常若年者と健常高齢者における
起き上がり動作時の角度情報の比較

5.1 背景・目的

第 4 章までの起き上がり動作における円滑性，再現性に影響を及ぼす要因として考えられる関節運動について第 5 章では検討している．また，健常若年者と健常高齢者が呈する関節運動について比較検討することは，今後虚弱高齢者の起き上がり動作のリハビリテーションプログラム立案や動作介助に大きく寄与すると考えられる．これまでの先行研究において，柔軟性を指標として若年者と高齢者を比較したもの^{57,59)}があるが，起き上がり動作中の関節運動を比較したものは見当たらない．たとえ関節運動範囲が大きくとも，関節運動範囲は動作に依存し，健常者が呈する動作は効率性からみても，必要以上に大きくならない可能性が考えられる．そのため，動作中の関節運動について検討することが今後の起き上がり動作の機序を明らかにする上で有用であると考えられる．したがって，第 5 章では，健常若年者と健常高齢者の起き上がり動作時の角度情報を比較検討することを実験の目的とした．

5.2 対象

対象は，健常若年男性 14 名(若年群)と健常高齢者 16 名(男性 8 名，女性 8 名)(高齢群)とした．若年群の年齢は 19-24 歳，高齢群の年齢が 65-74 歳であった．表 5-1 に若年群と高齢群の身体属性を示す．事前に整形外科系疾患ならびに中枢神経系疾患の既往があるものは，対象から除外した．本実験は，学校法人こおりやま東都学園倫理委員会の承認(承認番号:R1502)を得た上で，ヘルシンキ宣言に準拠して行った．また，研究に関する主旨および健康被害，自由意志への配慮，個人情報保護等に関して，口頭ならびに書面にて十分説明し同意を得た．

表 5-1 身体属性

	young	elderly
Mean age (range) (years)	20 (19-24)	69 (65-74)
Height (cm)	168.8 ± 6.2	157.7 ± 7.4
Body weight (kg)	62.9 ± 4.9	50.8 ± 9.5
BMI (kg/m ²)	22.2 ± 2.2	20.4 ± 3.1
Mean ± SD		

5.3 実験方法

第 4 章と同様の部位に赤外線反射マーカを貼付した(第 4 章 図 4-1 参照). 起き上がり動作時のマーカ情報を 9 台の赤外線カメラを用いた三次元動作解析システム(Mac3Dsystem, Motion Analysis 社)を用いて計測した. サンプルング周波数(frame rate)は 100Hz とした. マーカ情報から得られる角度情報および時間情報は, データ統合解析プログラム(KineAnalyzer, キッセイコムテック社)を用い, 抽出した. 起き上がり動作は, 長さ 120cm, 幅 120cm, 高さ 41cm のプラットフォーム上で行った. 開始肢位による起き上がり動作への影響を考慮し, 両上肢を体側へ近づけ, 手掌面をプラットフォーム上に着けた肢位を開始肢位とした. 起き上がり動作は, プラットホーム上背臥位の肢位から口頭合図("Ready go")にて開始し, プラットホーム右側へ端座位になり, 端座位が終了したと対象が感じた時点で「はい」と返事をするように指示した. (第 4 章 図 4-2 参照). また, 事前に被験者自身が起き上がり動作を十分に練習したと感じるまで起き上がり動作の予備練習を行った. 起き上がり動作は対象の自由な方法および速度にて 5 回実施した.

5.4 データ解析ならびに統計解析

得られたマーカ情報は、マーカ軌跡のノイズキャンセレーションとして、6Hzで Butterworth filter 処理を行った⁸⁷⁾。解析対象データは、口頭指示から対象者の返事までとした。解析データは、若年群と高齢群のデータの中から最も短いデータを基準としてデータ点数による正規化を実施した。5回の起き上がり動作時の関節角度と最大角度までの到達タイミング(Arrival timing of the angle; ATA)(図 5-1)の平均値を代表値とした。関節角度は頸部左右回旋および屈曲伸展、体幹右回旋および屈曲伸展、肩関節左右内外転および屈曲伸展、肘関節屈曲、股関節左右内外転および屈曲伸展、膝関節屈曲を抽出した。統計解析は Mann-Whitney の U 検定を用いて、頸部の右回旋および屈曲、体幹の左右回旋および屈曲、肩関節左右内外転および屈曲伸展、肘関節屈曲、股関節の内外転の最大角度および ATA について、若年群と高齢群で比較した。統計処理は、統計処理ソフト (SPSS Statistics ver.24.0, IBM 社) を使用し、有意水準は 5% とした。

本実験は、開始肢位が背臥位であるため、対象の身体後面に赤外線反射マーカを貼付することができない。したがって、第 4 章と同様に、身体各部位に貼付したマーカから運動面を決定し、外積によって得られたそれぞれのベクトルを運動面に投影することによって関節運動を抽出した(第 4 章図 4-3 参照)。すべての解析は右手系の座標に従った。

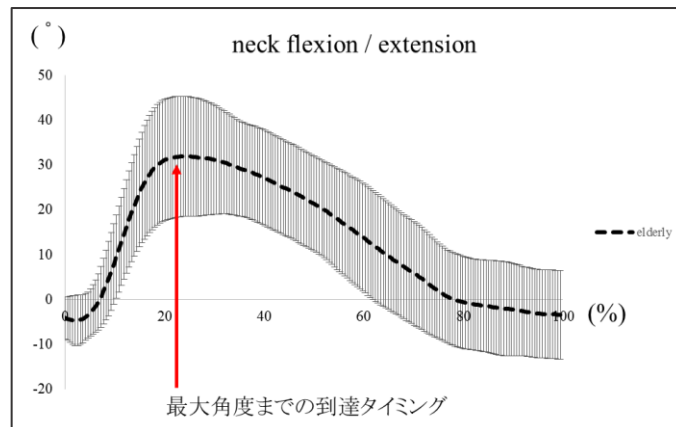


図 5-1 最大角度までの到達タイミング (ATA)

縦軸は角度，横軸は全対象（若年群 14 名と高齢群 16 名）の中から最もデータ点数の短いデータを基準として時間の正規化を行っているため，単位は起き上がり所要時間に対する割合 (%) を表している。

5.5 実験結果

起き上がり動作中の最大関節角度と最大角度までの到達タイミングの中央値と四分位を表 5-2，表 5-3 に示す。同様に，図 5-2，5-3，5-4 には，起き上がり動作中の関節角度の経時的変化を示す。右肩関節外転，左右肩関節伸展，右肘関節屈曲，体幹伸展および左右股関節内転の関節角度は高齢群で有意に大きかった。また，頸部屈曲，体幹屈曲および左股関節外転の関節角度は高齢群で有意に小さかった。さらに，統計解析対象の ATA は，左右肩関節外転，左肩関節内転，右肩関節屈曲，左肘関節屈曲，頸部右回旋，体幹左回旋，右股関節外転，左股関節内転，左股関節屈曲伸展および右股関節伸展において高齢群で若年群に比べ有意に早かった。

表 5-2 最大関節角度の中央値と四分位

	young			erderly		
	median(°)	first quartile	third quartile	median(°)	first quartile	third quartile
right shoulder adduction	13.9	10.0	15.7	9.4	6.9	11.7
right shoulder abduction *	28.8	25.9	44.3	42.7	35.6	51.2
left shoulder adduction **	12.2	8.7	14.2	5.0	-1.5	10.3
left shoulder abduction	24.8	19.4	31.3	27.7	22.2	31.6
right shoulder flexion	25.9	17.9	34.2	27.7	20.3	30.8
right shoulder extension **	-21.9	-24.6	-17.4	-31.3	-38.2	-27.3
left shoulder flexion	20.2	16.5	27.9	20.9	9.1	25.9
left shoulder extension **	-17.2	-21.0	-13.3	-32.9	-39.5	-27.1
right elbow flexion **	84.1	71.7	89.2	92.2	80.2	96.1
right elbow extension	25.7	21.9	30.1	24.0	20.7	28.3
left elbow flexion	64.6	52.0	75.6	67.5	59.5	78.8
left elbow extension	25.5	19.6	31.7	23.1	17.5	24.7
neck right rotation	22.1	12.2	25.2	19.7	11.6	25.0
neck left rotation	-3.8	-6.5	-0.6	-6.7	-14.4	-2.1
neck flexion	34.6	21.5	43.2	38.3	30.4	45.0
neck extension **	-27.5	-36.2	-18.8	-8.5	-15.8	-3.2
trunk right rotation	5.3	1.5	10.4	5.9	2.6	12.0
trunk left rotation	-14.2	-17.5	-9.0	-14.3	-19.8	-10.2
trunk flexion **	63.2	46.9	68.6	37.2	30.5	40.7
trunk extension **	2.4	0.2	10.8	-15.5	-19.1	-9.8
right hip joint adduction **	-5.8	-7.2	-3.2	-12.0	-15.2	-9.7
right hip joint abduction	21.0	14.0	28.2	11.2	4.5	24.3
left hip joint adduction *	-13.8	-15.3	-9.9	-17.7	-22.8	-12.9
left hip joint abduction *	3.3	1.6	8.8	-2.1	-4.1	5.0
right hip joint flexion **	56.2	45.9	63.0	80.0	74.4	91.2
right hip joint extension **	9.9	8.0	14.6	25.3	18.1	27.6
left hip joint flexion	64.0	45.0	73.9	71.6	66.4	86.5
left hip joint extension	7.2	4.6	12.1	13.2	9.2	20.9
right knee joint flexion **	55.3	47.1	64.9	77.8	69.2	86.9
right knee joint extension **	10.5	9.1	11.1	14.5	11.4	17.0
left knee joint flexion **	59.7	46.6	71.5	74.1	66.0	78.3
left knee joint extension	10.5	6.1	11.3	11.5	9.7	13.8

*: p<0.05, **: p<0.01

右肩関節外転，左右肩関節伸展，右肘関節屈曲，体幹伸展および左右股関節内転の関節角度は高齢群で有意に大きかった。また，頸部屈曲，体幹屈曲および左股関節外転の関節角度は高齢群で有意に小さかった。表内の関節運動は運動方向を表し，0度が中間位，負値を取る場合のみ伸展，内転，左回旋位における関節運動の最大値を表す。

表 5-3 最大角度までの到達タイミングの中央値と四分位

	young			elderly		
	median(%)	first quartile	third quartile	median(%)	first quartile	third quartile
right shoulder adduction	55.8	29.7	89.4	76.8	43.4	87.8
right shoulder abduction *	51.6	44.6	63.6	41.4	33.9	50.1
left shoulder adduction *	73.8	59.4	92.6	62.5	48.5	69.6
left shoulder abduction **	44.8	34.8	60.2	24.4	17.2	32.8
right shoulder flexion **	79.8	77.5	87.9	69.4	60.6	77.0
right shoulder extension	25.3	18.7	30.1	23.9	19.4	28.4
left shoulder flexion	84.2	55.4	91.9	89.2	71.7	95.8
left shoulder extension	21.4	13.1	31.5	23.7	19.8	31.6
right elbow flexion	41.6	31.4	46.7	34.3	24.3	43.1
right elbow extension	6.3	0.9	19.8	10.4	4.3	37.1
left elbow flexion *	73.5	38.5	84.2	30.6	21.9	65.9
left elbow extension	21.9	5.3	39.0	29.2	2.4	44.3
neck right rotation *	49.7	42.9	58.1	35.6	26.9	43.9
neck left rotation **	24.1	18.9	41.4	53.6	36.6	63.4
neck flexion	27.6	22.9	33.2	26.0	22.1	37.2
neck extension **	87.2	73.7	94.2	58.8	6.1	78.1
trunk right rotation	39.5	28.3	65.4	33.7	26.3	45.9
trunk left rotation *	56.9	45.1	74.7	45.3	36.3	54.4
trunk flexion	53.6	47.6	60.0	53.9	51.2	64.3
trunk extension	0.8	0.2	2.8	0.7	0.5	3.4
right hip joint adduction	70.6	39.8	75.6	57.3	37.7	63.5
right hip joint abduction **	52.4	41.4	57.8	37.1	30.1	45.7
left hip joint adduction **	62.0	53.3	76.7	41.2	32.4	47.0
left hip joint abduction	51.2	29.3	62.3	41.4	30.4	50.8
right hip joint flexion	69.1	62.7	89.9	72.2	60.9	79.5
right hip joint extension **	17.7	6.8	26.7	5.8	3.7	9.8
left hip joint flexion *	84.1	78.9	89.4	69.2	59.2	74.1
left hip joint extension *	25.2	19.6	30.1	9.0	3.3	16.3
right knee joint flexion *	84.9	76.2	91.3	67.3	51.3	87.5
right knee joint extension	6.0	0.2	7.4	2.1	0.2	3.7
left knee joint flexion *	91.8	80.7	95.6	82.3	73.1	86.5
left knee joint extension	6.1	1.8	15.8	1.7	0.8	4.1

*: p<0.05, **: p<0.01

統計解析対象の ATA は、左右肩関節外転、左肩関節内転、右肩関節屈曲、左肘関節屈曲、頸部右回旋、体幹左回旋、右股関節外転、左股関節内転、左股関節屈曲伸展および右股関節伸展において高齢群で若年群に比べ有意に早かった。

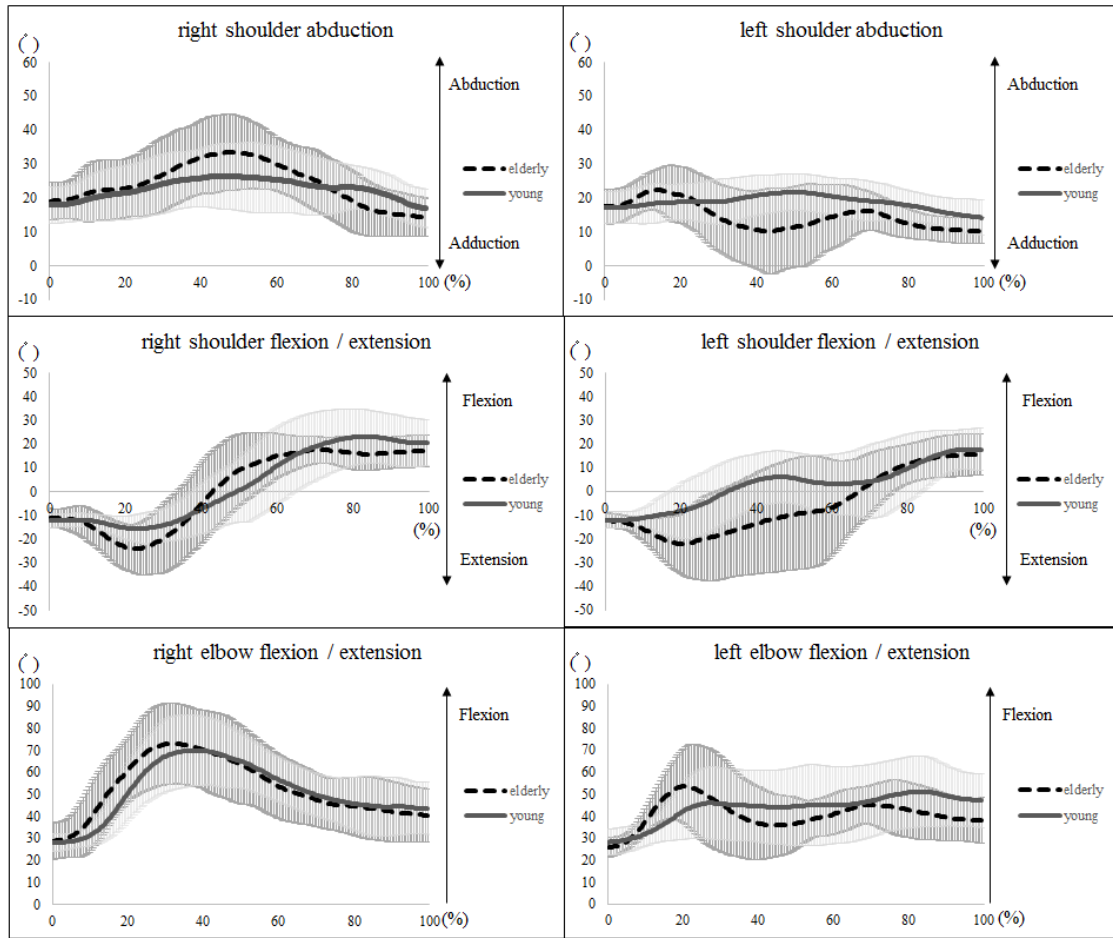


図 5-2 起き上がり動作時の関節角度の経時的変化(上肢)

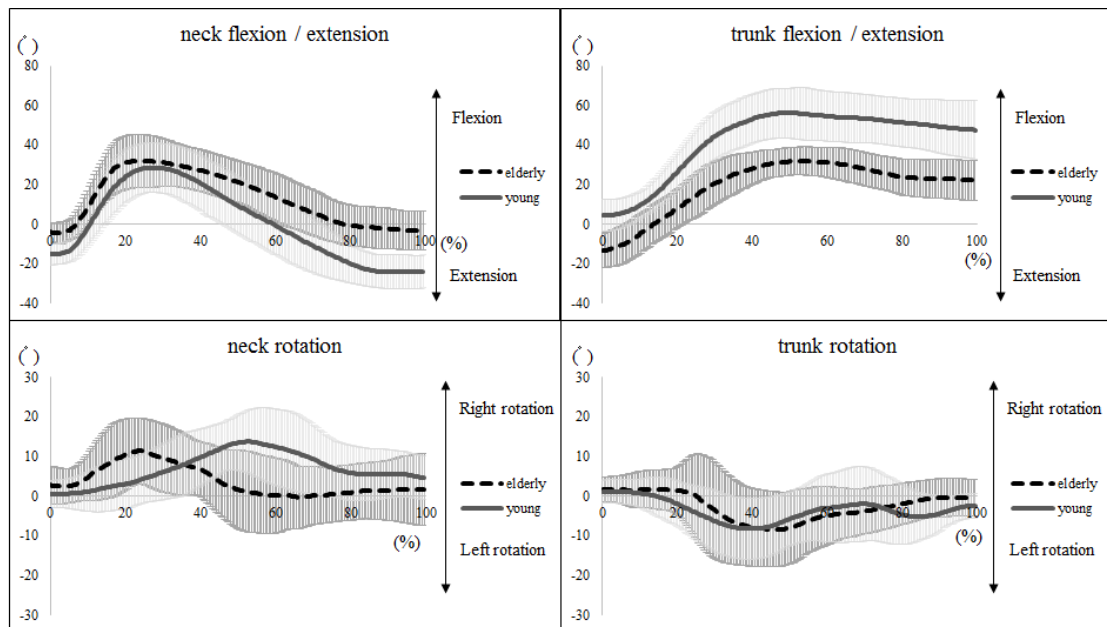


図 5-3 起き上がり動作時の関節角度の経時的変化(頸部と体幹)

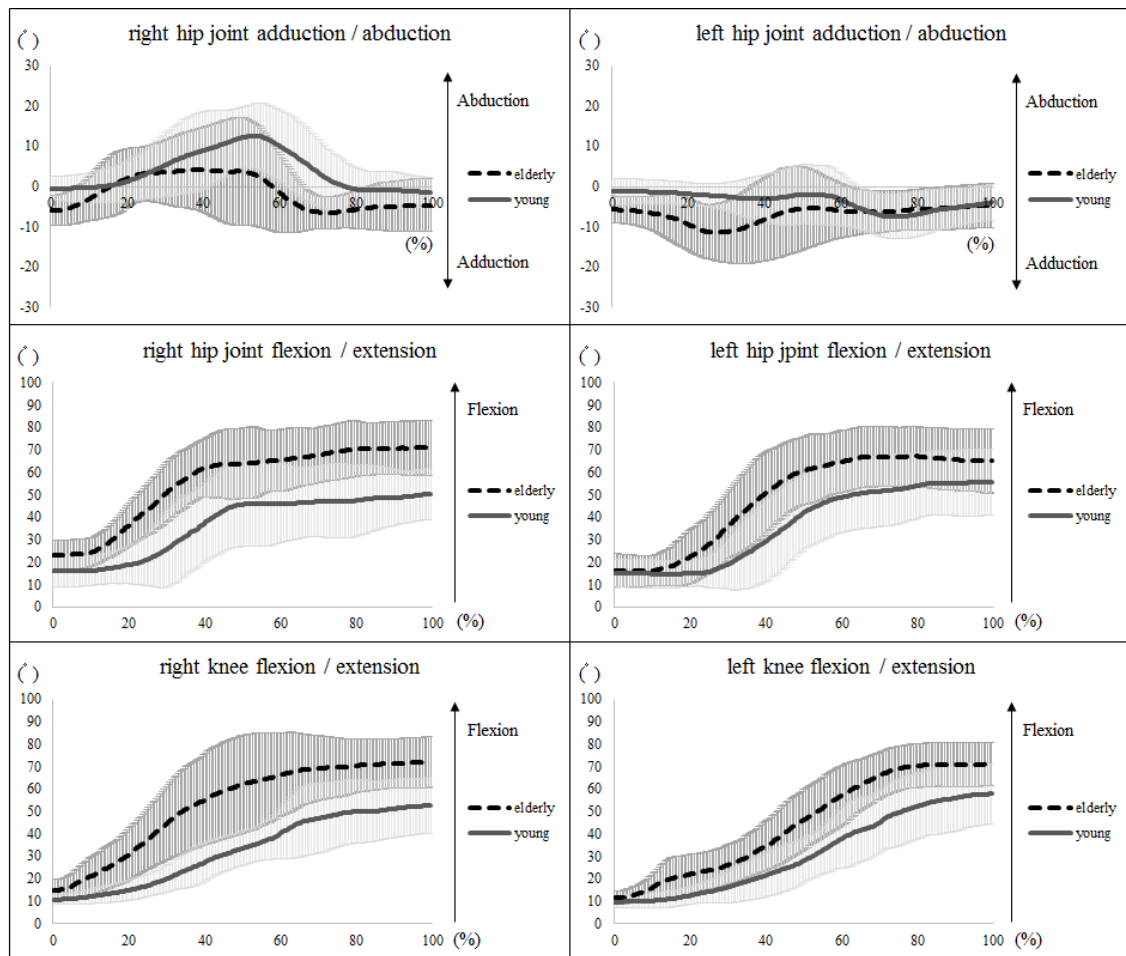


図 5-4 起き上がり動作時の関節角度の経時的変化(下肢)

5.6 考察

本実験は，三次元動作解析システムを用いて定量的に起き上がり動作中の関節運動を健常若年者と健常高齢者で比較検討を行った．関節角度の結果は，高齢群で若年群よりも起き上がり動作中の左右肩関節伸展と右肘関節屈曲が有意に大きかった．実際の動作を観察しても，高齢群は若年群と比べ起き上がり動作遂行の手段として **push up** 動作を選択する対象が多かった．一般的に，加齢による退行性変化によって全身の筋力をはじめとする身体機能が低下する．起き上がり動作は，背臥位から端座位まで質量中心を重力に逆らいながら運ぶ運動であり，体幹屈曲筋は重要な役割を果たしていると考えられる．加齢による体幹屈曲筋力の低下は，質量中心を鉛直方向へと運ぶことを困難にし，高齢群の多くが **push up** 動作を選択したものと考えられる．また，高齢群において **push up** 動作を選択することが，右肘関節屈曲と両肩関節伸展角度を増加させる要因になったと考えられる．Ford-Smith ら⁴⁹⁾は，起き上がり動作パターンを年齢毎に検討している．その報告では，起き上がり動作は加齢によって変化することを報告している．さらに Alexander ら⁷⁷⁾の報告によると，地域在住高齢者の 62% で上肢の使用なしには，ベッドから起き上がることができなかつたと報告し，体幹挙上のための上肢使用の重要性について言及している．また，健常高齢者は開始肢位をどのように変化させても床から立ち上がれるのに対して，施設入所高齢者は上肢を使用したとしても 63% しか，床から立ち上がることができなかつたと報告している⁷⁸⁾．本実験の結果は，起き上がり動作における若年群と高齢群の関節運動の違いからみても，先行研究と同様に，上肢使用の重要性を示唆しているものと考えられる．

図 5-3 で示したように，高齢群の頸部右回旋と体幹の左回旋は若

年群に比べ有意に早かった．このことについては，高齢群において **push up** 動作を選択した際，左上肢が体幹セグメント付近に動作中盤でも位置し，体幹セグメントに対して頸部と頭部の関節運動が遅れたため相対的に観察されたものと推察される．さらに，高齢群では若年群に比べ早期から右上肢と股関節を外転する運動が観察された．Kaneko ら⁵⁷⁾は，起き上がり動作の所要時間に影響を与える要因として，側方リーチの結果より，体幹の側方バランス機能が重要であると報告している．本実験においても，高齢群では早期から支持基底面を拡げ，側方バランス機能を補うための戦略として，各肢を外転したものと考えられる．

また，股関節と膝関節屈曲の関節運動は，事前に確認を行い，起き上がり動作の終了肢位において関節角度が最大に達している対象が多かったため，本研究においては統計学的な検討を行わなかった．しかし，関節角度の経時的変化を捉えた図 5-4 において，起き上がり動作時の股関節と膝関節の屈曲角度は，若年群に比べ高齢群において早期から増大している．下肢を早期より屈曲させることは，一旦，圧中心を頭側へ移動させ，起き上がる側へ反動を利用しながら運動を遂行するために役立つと考えられる．したがって，上肢の **push up** 動作と同様に，腹筋群の筋力低下を補うために，高齢群において下肢を早期から屈曲させていた可能性が推察される．

現在，多くの療法士たちが起き上がり動作の指導を行う際，頸部と体幹の運動に着目をしていると思われる．しかし，本実験の結果は，頸部や体幹に加え，両上肢の使用法の重要性について示唆していると考えられる．同様に，対象の起き上がり動作自立を促すためには，肘関節伸展筋の筋力や使用するタイミングも重要であると考えられる．

5.7 まとめ

第 5 章では，健常若年者と健常高齢者の関節運動と関節運動が最大になるタイミングに焦点を当て検討を行った．若年群と高齢群の関節角度の最大値に大きな違いがみられ難い一方で，関節運動のタイミングについては多くの違いが観察できた．そのため，健常者が呈する起き上がり動作への寄与は，関節の運動範囲よりも関節運動を起こすための筋力や筋の発火するタイミング，さらに前運動反応時間^{*2)}で大きいと予想される．

本研究の限界として，関節角度の定義には専用のソフトウェアを使用しなければならない．したがって，同様の実験を行おうとした際，厳密に本研究と比較することが困難であることが予測される．さらに，一般的な関節角度の抽出方法であるオイラー角として算出していないことも問題といえる．しかし，本研究で得られた関節角度や関節運動の経時的な変化は起き上がり動作の運動学を理解する上では有用であると考えられる．

*2) 前運動反応時間：関節運動が起こる以前で，刺激を与えてから実際の筋収縮活動がみられるまでの時間．

第 6 章

健常若年者と健常高齢者における
起き上がり動作時の前運動反応時間の違い

6.1 背景・目的

第 5 章までの結果より，起き上がり動作は加齢とともに円滑性が減少し，健常若年者が呈する起き上がり動作時には体重心の加速度が減少しないことが示唆された．また，円滑性の指標としての圧中心軌跡長は，単なる筋力ではなく，素早い筋力が重要であることが示唆された．それらを踏まえ，第 5 章では関節運動の角度とタイミングについて検討したが，関節角度よりも関節運動を起こすタイミングが若年者と高齢者では大きく異なっていた．そのため，起き上がり動作を円滑に遂行するためには，筋電図学的な検討が重要である．

表面筋電図を用いて起き上がり動作の検討を行ったいくつかの報告がある．西本ら⁸⁸⁾は，健常成人男性 10 名を被験者とし，筋収縮開始順位について検討するのみとなっている．同様に，金子ら⁸⁰⁾は，起き上がり動作時の肩関節の開始位置を変化させた際の腹直筋と上肢筋について，筋収縮開始順位の検討を行っている．また，神宮⁷⁹⁾は，対象が 6 名のみであり，筋電図情報の解析は主観的な評価のみである．Cord ら⁷⁵⁾は，対象が 8 名のみであるほか，上肢を使用しない起き上がりパターンを矢状面から観察するのみの検討であり，上肢の筋群を検討していない．これら先行研究における起き上がり動作の筋電図学的検討は，部分的な知見として有益ではあるが，他者との比較の困難さや対象筋の選択，動作のパターンの制限といった点から，起き上がり動作を検討するうえで十分な方法とは言い難い．したがって，起き上がり動作という複雑な運動を捉えるためには，三平面上且つ上肢の筋を含めた定量的な筋電図学的検討が重要であると考えられる．また，起き上がり動作の筋電図学的検討として若年者と高齢者を比較したものは見当たらない．したがって，第 6 章では関節運動を起こすための筋の働きについて，前運動反応時間を評価指

標として，若年群と高齢群で比較検討することを目的とした．

6.2 対象

第 5 章と同様の対象を被験者とした．

6.3 実験方法

対象の左右胸鎖乳突筋(Sternocleidomastoid: SM)，三角筋前部線維(Anterior deltoid: AD)，上腕三頭筋長頭(Triceps brachii long head: TBL)，腹直筋上部(Upper rectus abdominis: URA)，外腹斜筋(External oblique: EO)にディスプレイサブル電極(レクトロード NP，アドバンス社製)を電極間距離 2 cm で貼付した(図 6-1)．電極貼付部位は，クロストーク^{*3)}や神経支配帯^{*4)}へ配慮し貼付した⁸⁹⁻⁹¹⁾．筋電図電極貼付の事前準備として，皮膚抵抗を 10k Ω 以下となるように皮膚処理を行った．筋電図波形の導出には，コードレス筋電計(MQ-Air，キッセイコムテック株式会社)を使用した(図 6-2)．また，筋電図波形の収録には，生体信号収録プログラム(Vital Recorder II，キッセイコムテック株式会社)を使用し，パーソナルコンピューターに取り込んだ．

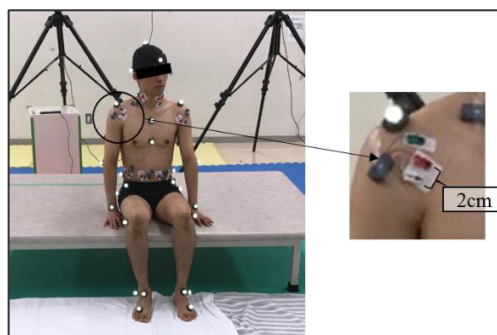


図 6-1 筋電電極貼付位置

*3) クロストーク：筋電図を計測する筋に隣接する他の筋群のからの電位混入．

*4) 神経支配帯：各筋線維群の神経筋接合部集合部位．

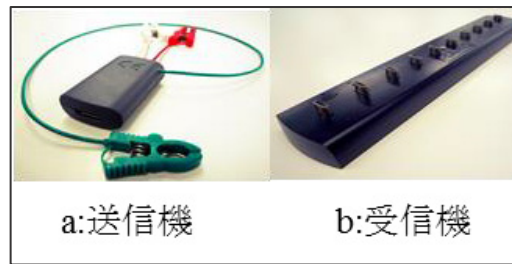


図 6-2 コードレス筋電計 (MQ-Air, キッセイコムテック株式会社)

起き上がり動作は，長さ 120cm，幅 120cm，高さ 41cm のプラットフォーム上で行った．開始肢位による起き上がり動作への影響を考慮し，両上肢を体側へ近づけ，手掌面をプラットフォーム面上に着けた肢位を開始肢位とした．起き上がり動作は，プラットフォーム上背臥位の肢位から口頭合図("Ready go")にて開始し，プラットフォーム右側へ端座位になり，端座位が終了したと対象が感じた時点で「はい」と返事をするように指示した．口頭合図と対象者の返事のタイミングと同時に測定者が収録プログラム上で Marking を行った．また，事前に被験者自身が起き上がり動作を十分に練習したとを感じるまで起き上がり動作の予備練習を行い，対象の自由な方法および速度にて 5 回実施した(図 6-3)．



図 6-3 起き上がり動作

第 4 章，第 5 章と同様の方法にて起き上がり動作を実施した．

6.4 データ解析ならびに統計解析

波形処理は、多用途生体情報解析プログラム(BIMUTAS II, キッセイコムテック株式会社)を使用した。5回の起き上がり動作の生波形は、5-500Hzのバンドパスフィルタ処理を行った後、全波整流処理、単純移動平均処理(31点)を行った(図6-4)。その後、起き上がり動作の口頭指示前、背臥位500msの平均値と標準偏差を抽出した。筋収縮の開始時間の定義には、視覚的な収縮確認⁹²⁾や最大筋活動の10%を超えた時点⁹³⁾、運動開始前をbase lineとし、base lineの平均値の筋活動に2倍のSDを加えた時点⁹⁴⁻⁹⁷⁾あるいは3倍のSDを加えた時点⁹⁸⁻¹⁰¹⁾を筋収縮開始と定義することが多い。主観的な方法は筋収縮の開始時間を明確にとらえることが困難¹⁰²⁾であり、前運動反応時間の厳格な規定が必要である。そのため本実験では、背臥位500msの平均値に3倍の標準偏差を加えた大きさを筋活動開始の閾値とし、閾値を超えてから少なくとも50ms以上持続している時点を筋活動開始時点とした。筋活動開始時点から測定者が事前にMarkingを行った口頭指示時点を減じた値を前運動反応時間と定義した(図6-5)。起き上がり動作時の筋収縮開始時間の5回の平均値を代表値として、若年群と高齢群で抽出した。Shapiro-Wilk検定にて正規分布に従わない場合にはMann-WhitneyのU検定、正規分布に従い且つ等分散が仮定されない場合にはWelchの補正による2標本t検定、等分散が仮定される場合には2標本t検定を用いた。統計処理は、統計解析ソフト(R ver. 2.8.1)を使用し、有意水準は5%とした。

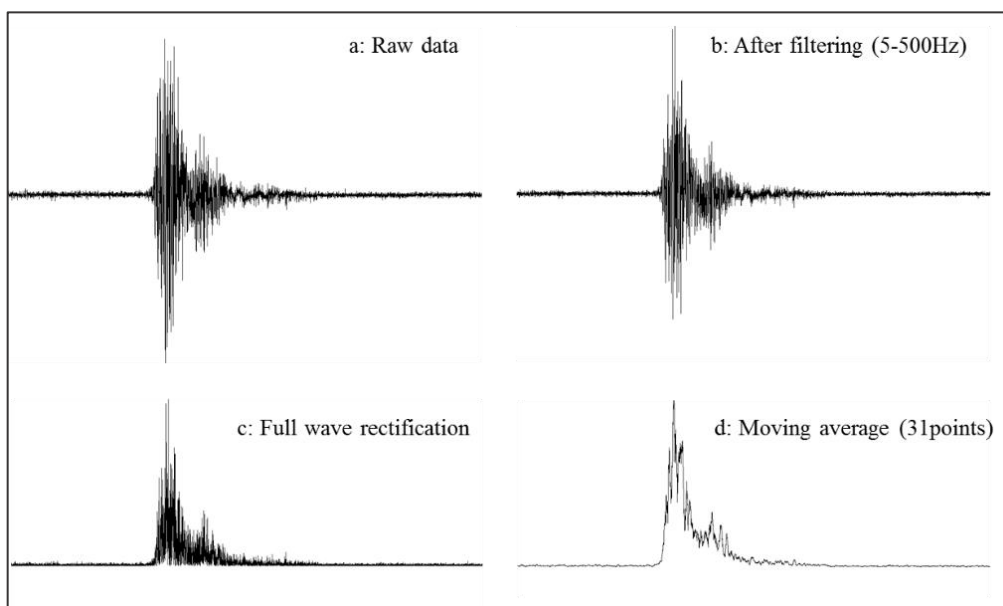


図 6-4 波形処理

5回の起き上がり動作の生波形は、5-500Hzのバンドパスフィルタ処理を行った後、全波整流処理、単純移動平均処理(31点)を行った

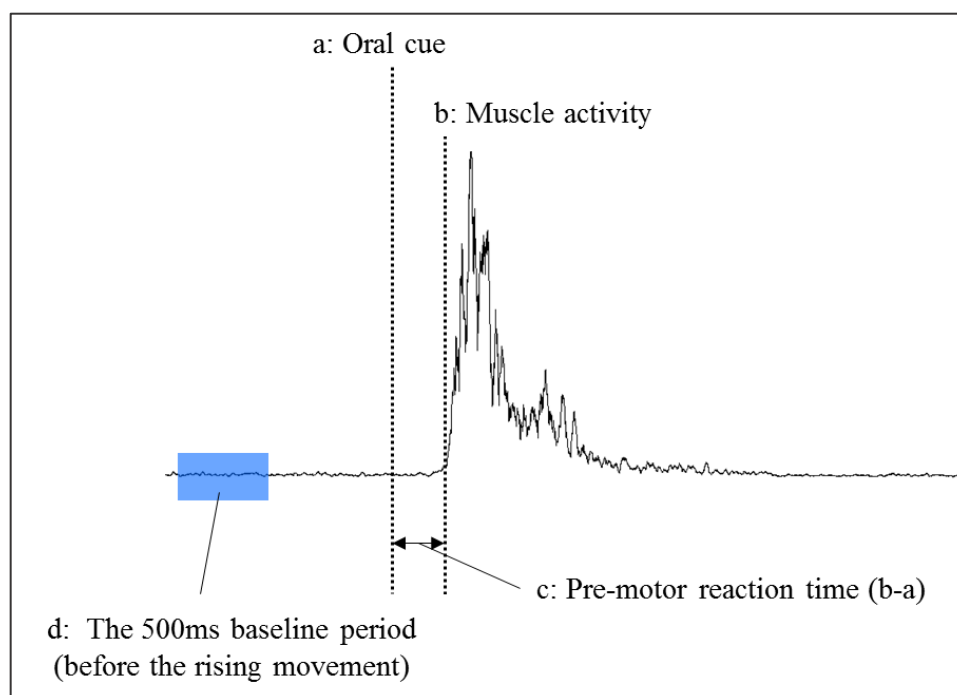


図 6-5 筋収縮開始時間と前運動反応時間の決定

背臥位 500ms の平均値に 3 倍の標準偏差を加えた大きさを筋活動開始の閾値とし、閾値を超えてから少なくとも 50ms 以上持続している時点を筋活動開始時点とした。筋活動開始時点から口頭指示を与えた時点を減じた値を前運動反応時間と定義した。

6.5 実験結果

前運動反応時間は，高齢群で左右胸鎖乳突筋が若年群に比べ有意に開始時間が遅く，左右上腕三頭筋長頭で有意に早い結果となった(表 6-1)(図 6-6)。

表 6-1 前運動反応時間の結果

	young					elderly				
	mean	sd	median	first quartile	third quartile	mean	sd	median	first quartile	third quartile
Rt SM**	-53.6	134.2	-85.8	-127.8	-29.3	162.0	92.0	129.9	94.3	202.7
Lt SM**	-62.2	136.3	-95.6	-135.9	-35.8	177.7	97.0	147.1	115.3	261.1
Rt AD†	988.1	627.2	990.4	377.2	1389.0	697.4	286.2	659.2	527.7	876.1
Lt AD	560.9	548.3	466.0	272.3	775.4	566.5	250.0	529.1	428.3	688.8
Rt TBL** ‡	1407.9	318.9	1398.0	1174.1	1668.8	543.7	264.8	491.0	357.8	654.3
Lt TBL** †	1516.9	797.8	1439.4	1159.5	2269.0	582.2	291.4	557.6	373.0	726.2
Rt URA ‡	270.5	181.9	239.5	132.9	412.1	303.7	125.2	329.2	190.2	358.0
Lt URA †	237.3	187.1	240.0	106.8	375.9	291.3	132.9	296.6	199.0	325.2
Rt EO ‡	499.3	253.9	500.4	342.5	594.0	453.0	185.3	460.1	327.9	561.5
Lt EO ‡	522.2	224.8	513.3	349.3	660.9	407.7	217.9	416.3	243.2	553.5
Time required* ‡	3326.0	648.9	3128.3	2796.3	3823.4	3949.0	797.3	3953.2	3298.8	4383.5

*: $p < 0.05$ **: $p < 0.01$ [ms]

†: welch two sample t-test ‡: two sample t-test

Shapiro-Wilk 検定にて正規分布に従わない場合には Mann-Whitney の U 検定，正規分布に従い且つ等分散が仮定されない場合には Welch の補正による 2 標本 t 検定，等分散が仮定される場合には 2 標本 t 検定を用いた。

S M: 胸鎖乳突筋

A D: 三角筋前部線維

TBL: 上腕三頭筋長頭

URA: 腹直筋上部

E O: 外腹斜筋

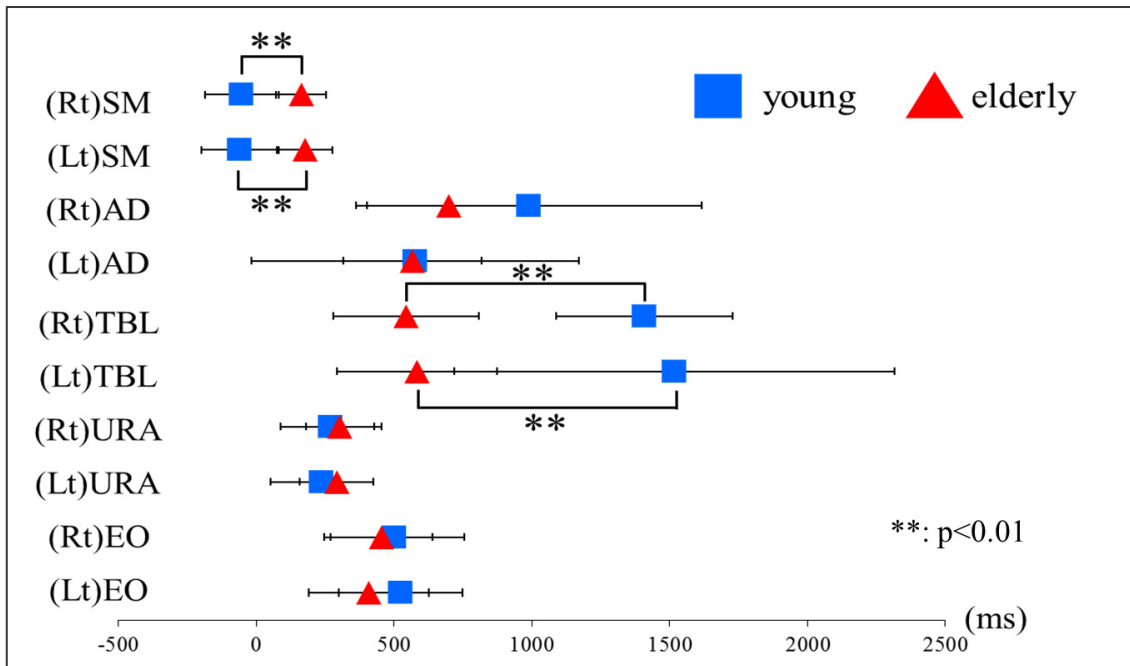


図 6-6 前運動反応時間の結果

図は、若年群と高齢群の前運動反応時間の平均値と標準偏差を表している。高齢群で左右胸鎖乳突筋が若年群に比べ有意に開始時間が遅く、左右上腕三頭筋長頭で有意に早い結果となった。

- S M: 胸鎖乳突筋
- A D: 三角筋前部線維
- TBL: 上腕三頭筋長頭
- URA: 腹直筋上部
- E O: 外腹斜筋

6.6 考察

第 6 章では、健常若年者と健常高齢者の起き上がり動作時の筋収縮開始時間について比較検討を行った。結果より、高齢群では、頸部の屈曲筋の収縮開始が若年群に比べ有意に遅く収縮を開始していた。これには、起き上がり動作を行う上での主動筋である腹直筋の共同筋である胸鎖乳突筋の予期的姿勢調節 (Anticipatory Postural Adjustments; APAs) が関与していると考えられる。APAs は加齢^{103,104)}や疾患¹⁰⁵⁻¹⁰⁷⁾によってその機能が減少し、APAs 機能の低下は動作開始の遅延やパフォーマンスの低下を引き起こすとされている。

また、起き上がり動作の場合、関節運動の支点となる身体部位は股関節である。体幹の屈曲に先立って、頸部の屈曲が行われないことは、この柄(モーメントレバーアーム)を延長させ、より多くの腹筋群の筋活動が要求される事態を招く。本実験の対象は、健常者であり、明らかな頸部屈曲の可動域制限があるものを対象にしていない。また、第 5 章においても頸部の開始位置に大きな違いは見受けられない。したがって、高齢群で頸部屈曲の筋収縮開始時間が遅れた要因には、APAs などの神経系的な要因が関係していると考えられる。

高齢群では、第 5 章において肩関節の伸展が若年群より有意に大きく、push up 動作を選択する対象が多かった。頸部の屈曲筋が早期から収縮しないことによって腹筋群の活動が高まり、さらに腹筋群の機能を代償するために早期から push up 動作を選択していたと推察される。そのため、若年群に比べ高齢群で上腕三頭筋の筋活動が早期から開始されていたと考えられる。

第 6 章では、健常若年者と健常高齢者の起き上がり動作時の前運動反応時間を比較検討した。高齢者は、加齢とともに脊柱の変形が生じ、重心位置が後方へと変位しやすい。その重心位置の運動制御として、高齢者では頭部を前方へ突出させた姿勢を呈することが多い。その加齢に伴う姿勢変化は頸部の拘縮を生じさせ、自動運動による頸部の屈曲が困難になることが想定される。我々、理学療法士は、起き上がり動作が困難な対象へと頸部屈曲の可動域を確保するための運動を指導すると同時に、一旦起きてしまった拘縮を代償する手段としての、push up 動作による起き上がり動作の指導等が必要になると考えられる。近年、予期的姿勢調節はトレーニングによる改善がみられるとの報告¹⁰⁸⁾がある。日常生活を保障する基本動作、その基盤にある起き上がり動作を反復することによって、起き上がり動作時

の頸部屈曲筋の学習を促すことも理学療法士として重要な役割である。

本実験では、前運動反応時間による検討のみであり筋活動量の検討を行っていない。今後は、頸部の開始位置を変化させた際の腹筋群と上腕三頭筋の筋活動量がどのように変化するかを観察することによって、起き上がり動作が困難な対象へのリハビリテーションの一助としていきたい。

6.7 まとめ

第6章では、関節運動を起こす要因として筋収縮開始時間について検討を行った。その結果、高齢群では頸部の屈曲筋の筋収縮開始時間が若年群に比べ有意に遅く、上腕三頭筋の筋活動は有意に早かった。高齢群では、加齢による退行性変化に伴い、筋力のみならず神経学的な要因としての予期的姿勢調節機能も低下している可能性が本実験の結果より示唆された。また、頸部の屈曲筋の筋収縮開始時間の遅れは、push up 動作を起き上がり動作のパターンとして選択することに繋がっていると考えられた。

第 7 章

結 言

本論文では，加齢に伴う退行性変化による起き上がり動作が困難になる機序について検討するため，起き上がり動作の円滑性や再現性に着目し，健常若年者と健常高齢者の種々の測定項目の比較を中心に 5 つの研究を行った．さらに，これまで定性的な報告が多く，セラピストの主観によって観察が行われてきた起き上がり動作について工学的手法を用いて定量的に解析した．

第 2 章では起き上がり動作時の円滑性について健常若年者と高齢者にて検討した．起き上がり動作の円滑性の指標として用いた圧中心軌跡長は，若年群に比して高齢群で有意に延長し，高齢者の呈する起き上がり動作は円滑性が損なわれている可能性が示唆された．

第 3 章では，健常若年者が呈する起き上がり動作時の体重心加速度について検討を行った．結果より，健常若年者の起き上がり動作時の体重心加速度は上辺と脚のなす角度が滑らかな台形状を呈しており，起き上がり動作中に加速度が減少することはない，つまり円滑な動作が行われている可能性が示唆された．

第 4 章では，起き上がり動作の再現性について健常若年者において検討を行った．その結果，起き上がり動作時の関節運動は再現性が得られやすい一方で，関節運動が起こるタイミングは個人内でもばらつきやすく，再現性が得られ難いことが示唆された．

第 5 章，第 6 章では，起き上がり動作時の関節運動と前運動反応時間を健常若年者と高齢者で比較した．高齢者では，頸部屈曲筋の開

始が若年者と比して遅く，上腕三頭筋の収縮は早期から確認された．高齢者において頸部屈曲開始が遅れることが，**push up** 動作を選択することに繋がっている可能性が示唆された．また，**push up** 動作の選択やバランスを確保するための早期の支持基底面を拡げる戦略が，上半身質量の円滑な移動を遅らせている可能性も同様に示唆された．

起き上がり動作の動作指導や介助方法について定量的解析を基に系統立てて明確に述べた報告は見当たらない．経験的にこれまでの起き上がり動作自立を促すための運動療法は，一旦運動を静止させ，対象が困難となっている運動の相を反復して行わせる方法を選択する療法士が多くいる印象であった．また，先行研究において上肢使用の重要性について述べられていたが，その機序について検討した報告は見当たらない．本研究の結果は，起き上がり動作時の上肢の使用方法である **push up** 動作が動作の円滑性を妨げていることを示唆している．臨床との接点として，今後療法士が起き上がり動作の動作指導を行う際には，頸部と体幹の運動に加えて，上肢を **push up** 動作として使用するその使用タイミングについて，療法士は円滑性が損なわれないように着眼点を置き指導することが望まれる．また，第 5 章において，起き上がり動作時の下肢の屈曲角度は高齢群で大きい結果であった．第 2 章における個別の圧中心軌跡では，少数の高齢群の対象で圧中心が起き上がる側と反対側へ運動を行っている対象が観察され，重心を起き上がる側へと移動させるための戦略として行っていた可能性が考えられる．したがって，下肢の関節運動を起こすタイミングと **push up** 動作を行うタイミングについても療法士は観察し，部分法のみならず全体法による動作の学習を指導する必要がある．

起き上がり動作ができなくても，上肢の補助があれば端座位から

立ち上がることができる症例や、平行棒内で歩行ができる症例が存在する。同様に、何とか歩くことができても、一端、転倒をしてしまうと自力では起き上がることができない症例も存在する。そこで、起き上がり動作が他の基本動作より困難になりやすい原因として、1. 多数の身体部位を協調的に働かせる動作であること、2. 重心の移動が他の動作と比べ大きく、特に垂直方向への移動が大きいため抗重力活動が主となることを仮説として立てた。本研究の結果より、若年者に比べ高齢者では頸部の屈筋群の収縮開始時間が異なっていた。それらの身体機能の変化が、起き上がり動作時の上半身のレバーアームを延長させ抗重力活動をより困難にしていることが推察された。また、上肢の使用方法が加齢とともに変化することが、体系化されてきた起き上がり動作パターンを変化させ、起き上がり動作の遂行を困難にさせている可能性も考えられる。いずれにせよ立ち上がり動作や歩行に比べ、頸部や上肢の協調的な運動が求められる起き上がり動作は、動作に関与する関節運動が多い複雑な複合運動であることを示唆している。そのため、リハビリテーションの対象者の総合的な日常生活を支援する際には、動作の難易度や階層性という固定観念に捉われず、起き上がり動作自立を目指した評価やリハビリテーションプログラムの立案を図る必要がある。

起き上がり動作の機序を更に明らかにし、臨床応用への展開を図るためには、動作パターンの選択と身体機能との関連性における詳細な検討、起き上がり動作時の筋活動量、運動療法等の介入による起き上がり動作への影響、種々の疾患による起き上がり動作時の特性について明らかにすることが今後の課題として挙げられる。

起き上がり動作は、基本動作の基盤にあり、日常生活を営むうえでその自立が重要なことは言うまでもない。しかし、起き上がり動作の

機序を明らかにするための生体力学的な基礎情報は不足しているのが現状である。本研究により、起き上がり動作の円滑性や再現性に関わる基礎的情報の一端が得られた。本研究が、種々の疾患や虚弱により身体活動が制約されている人々の ADL や QOL の向上に寄与することを願う。また、その人々を支援する多くの療法士のリハビリテーションや動作指導の創見に寄与することを期待し、本論文の結語とする。

文 献

- 1) 細田多穂 (監): シンプル理学療法学シリーズ 日常生活活動学テキスト 改訂第2版. 河元岩男, 坂口勇人, 村田 伸 (編), 南江堂, 東京, pp2-3, 2014.
- 2) 鶴見隆正, 隆島研吾 (編): 標準理学療法学 専門分野 日常生活活動学・生活環境学第5版, pp4-6, 10-12, 2017.
- 3) Lauretani F, Russo CR, Bandinelli S, Bartali B, Cavazzini C, Di Iorio A, Corsi AM, Rantanen T, Guralnik JM and Ferrucci L: Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *J Appl Physiol*, 95: 1851-1860, 2003.
- 4) Alexander NB: Postural control in older adults. *J Am Geriatr Soc*, 42: 93-108, 1994.
- 5) 厚生労働省: 介護保険事業近況報告 月報平成30年度. <https://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/m18/dl/1805a.pdf> (2018年8月20日閲覧)
- 6) 総務省統計局: 人口推計 <http://www.stat.go.jp/data/jinsui/new.html> (2018年8月23日閲覧)
- 7) 厚生労働省: 公的介護保険制度の現状と今後の役割. <https://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-12300000-Roukenkyoku/0000213177.pdf> (2018年8月23日閲覧)
- 8) 厚生労働省: 認定調査員テキスト 2009 改訂版(平成30年4月改訂). <https://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-12300000-Roukenkyoku/0000077237.pdf> (2018年8月23日閲覧)
- 9) Carvalho S, Biro D, Cunha E, Hockings K, McGrew WC, Richmond BG and Matsuzawa T: Chimpanzee carrying behaviour and the origins of human bipedality. *Curr Biol*, 20: 180-181, 2012.
- 10) 岩崎清隆著: 発達障害の作業療法 [基礎編] 第2版. 三輪書店, 東京, pp166-167, 2016.
- 11) Milani-Comparetti A and Gidoni EA: Pattern analysis of motor development and its disorders. *Develop Med Child Neurol*, 9: 625-630, 1967.
- 12) Milani-Comparetti A and Gidoni EA: Routine developmental examination in normal and retarded children. *Develop Med Child Neurol*, 9: 631-638, 1967.

- 13) 西田宗幹, 植松光俊, 金澤寿久, 宮本千恵美: 脳卒中片麻痺の基本動作能力の難易度順位について. *理学療法科学*, 13: 73-78, 1998.
- 14) 厚生労働省: 高齢者介護実態調査. <https://www.mhlw.go.jp/shingi/2007/11/dl/s1109-10c.pdf> (2018年8月20日閲覧)
- 15) 厚生労働省: 平成25年度国民生活基礎調査. 日常生活に影響のある者率. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-yosa13/> (2018年8月20日閲覧).
- 16) 対馬栄輝, 石田水理, 対馬 均: 起き上がり動作の生体力学的特性と臨床への応用. *理学療法*, 27: 304-311, 2010.
- 17) 対馬 均: 起き上がり動作のメカニズム—背臥位からの起き上がり—. *理学療法*, 20: 1017-1027, 2003.
- 18) Richter RR, VanSant AF, Newton RA: Description of adult rolling movements and hypothesis of developmental sequences. *Phys Ther*, 69: 63-71, 1989.
- 19) Nitta O, Yanagisawa K, Takaku N, Honjou Y: Kinematic patterns of rolling over in children with cerebral palsy. *J Phys Ther Sci*, 15: 25-31, 2003.
- 20) Sekiya N and Takahashi M: Kinematic and kinetic analysis of rolling motion in normal adults. *J Jpn Ther Assoc*, 7: 1-6, 2004.
- 21) 三木啓嗣, 新田 収: 健常者における寝返り動作の定量的類型化. *理学療法学*, 41: 282-289, 2014.
- 22) Agrawal RO: Rolling pattern and energy requirements when rolling from supine to side-lying on rigid and soft surfaces. Graduate school of Wichita State University. Master's thesis, 2017.
- 23) Tanaka S, Yoshimura O, Kobayashi R, Minematsu A, Sasaki H, Maejima H, Kanemura N and Shirahama K: Tree-dimensional measurement of rolling in tetraplegic patients. *Spinal Cord*, 38: 683-686, 2000.
- 24) Kawamura CM, de Moraes Filho MC, Barreto MM, de Paula Asa SK, Juliano Y and Novo NF: Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*, 25: 18-24, 2007.
- 25) Whittle MW and Levine D: Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. *Hum Mov Sci*, 18: 681-692, 1999.
- 26) McGinley JL, Baker R, Wolfe R and Morris ME: The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*, 29: 360-369, 2009.

- 27) Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D and Gage JR: A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*, 10: 575-585, 1991.
- 28) Vander Linden DW, Brunt D and McCulloch MU: Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 75:653-60, 1994.
- 29) Baer GD and Ashburn AM: Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 76:844-849, 1995.
- 30) Kerrigan DC, Todd MK and Della Croce U: Gender differences in joint biomechanics during walking. *Am J Phys Med Rehabil*, 77: 2-7, 1998.
- 31) Patsika G, Kellis E and Amiridis IG: Neuromuscular efficiency during sit to stand movement in women with knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol*, 21: 689-694, 2011.
- 32) Bouchouras G, Patsika G, Hatzitaki V and Kellis E: Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand movement in women with knee osteoarthritis. *Clin Biomech*, 30: 599-607, 2015.
- 33) Winter DA and Yack HJ: EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 67: 402-411, 1987.
- 34) Schmitz A, Silder A, Heiderscheid B, Mahoney J and Thelen DG: Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromyogr Kinesiol*, 19: 1085-1061, 2009.
- 35) Van Criekinge T, Saeys W, Halleman A, Van de Walle P, Vereeck L, De Hertogh W and Truijen S: Age-related differences in muscle activity patterns during walking in healthy individuals. *J Electromyogr Kinesiol*, 41: 124-131, 2018.
- 36) Lindermann U, van Oosten L, Evers J, Becker C, van Dieen JH and van Lummel RC: Effect of bed height and use of hands on trunk angular velocity during the sit-to-stand transfer. *Ergonomics*, 54: 1536-1540, 2014.
- 37) 木藤伸宏, 島澤真一, 弓削千文, 奥村晃司, 菅川祥枝, 吉用聖加, 井原秀俊, 三輪恵, 神谷秀樹, 岡田恵也: 加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下腿運動の解析. *理学療法学* 31: 86-94, 2004.
- 38) Doi Takehiko, Hirata Soichiro, Ono Rei, Tsutsumimoto Kota, Misu Shogo and Ando Hiroshi: The harmonic ratio of trunk acceleration predicts falling among older people: results of 1-year prospective study. *J Neuroeng Rehabil*, 10:7, 2013.
- 39) Asai Takeshi, Misu Shoho, Doi Takehito, Yamada Minoru and Ando Hiroshi: Effects of dual-tasking on control of trunk movement during gait: Respective

- effect of manual- and cognitive-task. *Gait Posture*, 39:54-59, 2014..
- 40) D'Avella A, Saltiel P and Bizzi E: Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nat Neurosci*, 6: 300-308, 2003.
 - 41) D'Avella A and Tresch MC: Modularity in the motor system: decomposition of muscle patterns as combinations of time-varying synergies. Conference paper, Vancouver, Canada, 2001.
 - 42) An Q, Ishikawa Y, Nakagawa J, Oka H, Yamakawa H, Yamashita A and Asama H: Analysis of contribution of muscle synergies on sit-to-stand motion using musculoskeletal model. 2013 IEEE workshop on advanced robotics and its social impacts, Tokyo, Japan, 2013.
 - 43) Rihar A, Mihelj M, Pašič J, Kolar J and Munih M: Infant trunk posture and arm movement assessment using pressure mattress, inertial and magnetic measurement units (IMUs). *J Neuroeng Rehabil*, 11: 133, 2014.
 - 44) Beim GM, Giraldo JL, Pincivero DM, Borrer MJ, and Fu FH: Abdominal strengthening exercises: A comparative EMG study. *J Sport Rehabil*, 6: 11-20, 1997,
 - 45) Sternlicht E and Rugg S: Electromyography analysis of abdominal muscle activity using portable abdominal exercise devices and a traditional crunch. *J Strength Cond Res*, 17: 463-468, 2003.
 - 46) Sternlicht E, Rugg SG, Bernstein MD and Armstrong SD: Electromyographical analysis and comparison of selected abdominal training devices with a traditional crunch. *J Strength Cond Res*, 19: 157-162, 2005.
 - 47) Pruthviraj R and Paul Daniel VK: Electromyographic analysis of exercise proposed for differential of rectus abdominis muscle components. *Int J Phys Educ Sports Health*, 4: 153-157, 2017.
 - 48) Vera-Garcia FJ, Grenier SG and McGill SM: Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther*, 80: 564-569, 2000.
 - 49) Ford-Smith CD and Vansant AF: Age Differences in movement patterns used to rise from a bed in subjects in the third through fifth decades of age. *Phys Ther*, 73: 300-309, 1993.
 - 50) Mount J, Kresge L, Klaus G, Mann L and Palomba C: Movement patterns used by the elderly when getting out of bed. *Phys Occup Ther Geriat*, 24: 27-43, 2006.
 - 51) Mount J, Cianci H, Weiman R, Da Costa J, Tabibian H and Prichaska J: How people with parkinson's disease get out of bed. *Phys Occup Ther Geriat*, 27: 333-359, 2009.
 - 52) McCoy JO, VanSant AF: Movement patterns of adolescents rising from bed. *Phys Ther*, 73: 182-193, 1993.

- 53) Banswal SK, Kaur J and Nawaria PB: Rising from bed: Comparison between movement patterns of stroke and healthy individuals. *Int J Health Sci Res*, 5: 337-346, 2015.
- 54) 八谷瑞紀, 村田 伸, 太田尾浩, 有馬幸史, 溝上昭宏: 脳卒中片麻痺患者における起き上がり動作能力と身体機能との関連. *理学療法科学*, 24: 593-597, 2009.
- 55) 八谷瑞紀, 村田 伸, 新郷修二, 太田尾浩: 高齢者における起き上がり動作能力と身体機能との関連. *理学療法科学*, 25: 271-274, 2010.
- 56) 八谷瑞紀, 村田 伸, 太田尾浩, 中村正造, 溝上昭宏: 脳卒中片麻痺患者における起き上がり動作可能群と不可能群の身体機能の比較. *西九州リハ研*, 4: 43-47, 2011.
- 57) Kaneko J, Morala D, Kurosawa K, et al.: Relationship between movement patterns and physical fitness elements during rising from the supine to sitting position in community-dwelling elderly persons. *J Phys Ther Sci*, 15: 87-91, 2003.
- 58) 富田昌夫, 佐藤房郎, 星 昌博, 北村 啓: 片麻痺の起き上がり一障害部位別動作パターンとの力学的比較一. *理学療法学*, 20: 472-481, 1993.
- 59) 篠原智行, 内田恵理, 臼田 滋: 脳卒中片麻痺患者における起き上がり所要時間と空間知覚および体性感覚との関連性. *理学療法科学*, 23: 413-417, 2007.
- 60) 成田若奈, 吉原真紀, 古山智子, 佐々木誠: 片麻痺患者における片肘立ち位の圧中心軌跡の解析ならびに起き上がり動作との関連について. *理学療法科学*, 18: 163-165, 2003.
- 61) 久保 晃: 高齢脳卒中片麻痺患者の起き上がりパターンと腹筋筋力の関係. *理学療法科学*, 12: 73-77, 1997.
- 62) 竹村雅俊, 有賀保博, 和田智弘, 道免和久, 藤原 誠: 脳卒中片麻痺患者の起き上がり動作と理学療法. *理学療法*, 20: 1046-1054, 2003,
- 63) 中島佳緒里, 小川鑛一, 鎌倉やよい: 腹部手術後患者におけるベッドからの起き上がり動作の検討. *人間工学*, 40: 179-185, 2004.
- 64) 大城昌平, 儀間裕貴, 田羽多猛: 脳性麻痺時の起き上がり動作と理学療法. *理学療法*, 20: 1037-1045, 2003.
- 65) Vansant AF: Rising from a supine position to erect stance. Description of adult movement and a developmental hypothesis. *Phys Ther*, 68: 185-192, 1988.
- 66) Vansant AF: Life-span development in functional tasks. *Phys Ther*, 70: 42-52, 1990.
- 67) Alexander NB, Ulbrich J, Raheja A, and Channer D: Rising from the floor in older adults. *J Am Geriatr Soc*, 45: 564-569, 1997.

- 68) Ulbrich J, Raheja A, and Alexander NB: Body positions used by healthy and frail older adults to rise from the floor. *J Am Geriatr Soc*, 48: 1626-1632, 2000.
- 69) Hofmeyer MR, Alexander NB, Nyquist LV, Medell JL and Koreishi A: Floor-rise strategy training in older adults. *J Am Geriatr Soc*, 50: 1702-1706, 2002.
- 70) Bohannon RW and Lusardi MM: Getting up from the floor. Determinants and techniques among healthy older adults. *Physiother Theory Pract*, 20: 233-241, 2004.
- 71) 岩瀬弘明, 村田 伸, 宮崎純弥, 太田尾浩, 堀江 淳: 女性高齢者における床からの立ち上がり動作パターンの分類と身体機能の比較. *ヘルスプロモーション理療研*, 1: 13-19, 2011.
- 72) 岩瀬弘明, 村田 伸, 宮崎純弥, 太田尾浩, 堀江 淳: 男性高齢者における床からの立ち上がり動作に関する研究～立ち上がり動作パターンと身体機能の特徴～. *ヘルスプロモーション理療研*, 1: 101-108, 2011.
- 73) 岩瀬弘明, 村田 伸, 宮崎純弥, 太田尾浩, 堀江 淳: 床から立ち上がる動作の過程で四つ這いをとるか否かに影響を及ぼす要因. *ヘルスプロモーション理療研*, 2: 101-106, 2012.
- 74) Kuwabara C, Shiba Y, Sakamoto M and Sato H: The relationship between the movement patterns of rising from a supine position to an erect stance and physical functions in healthy children. *Advances in Physical Education*, 3: 92-97, 2013.
- 75) Cordo PJ, Gurfinkel VS, Smith TC, Hodges PW, Verschueren SM and Brumagne S: The sit-up: complex kinematics and muscle activity in voluntary axial movement. *J Electromyogr Kinesiol*, 13: 239-252, 2003.
- 76) 潮見泰藏: 起き上がり動作と理学療法の関わり. *理学療法*, 20: 1013-1016, 2003.
- 77) Alexander NB, Grunawalt JC, Carlos S and Augustine J: Bed mobility task performance in older adults. *J Rehabil Res Dev*. 37: 633-638, 2000.
- 78) Alexander NB, Galecki AT, Nyquist LV, Hofmeyer MR, Grunawalt JC, Grenier ML and Medell JL: Chair and bed rise performance in ADL-Impaired congregate housing residents. *J Am Geriatr Soc*, 48: 526-533, 2000.
- 79) 神宮俊哉: 起き上がり動作の検討. *昭和医学会誌*, 61: 233-241, 2001.
- 80) 金子純一郎, 黒澤和生, 谷 浩明, 丸山仁司: 起き上がり動作に関する上肢の動作開始位置の検討. *理学療法学*, 27: 157-161, 2000.
- 81) 中俣 修: 変位からみた三次元動作解析—背臥位から立位への起き上がり動作および立ち上がり動作—. *理学療法*, 24: 171-178, 2007.

- 82) 西守 隆, 弓永久哲, 浦田達也: 体幹回旋運動を伴う起き上がり動作の速度変化における体幹運動の解析—「普通」と「遅い」速度との比較—. 関西理学, 16: 55-61, 2016.
- 83) 藤澤宏幸, 武田涼子, 山崎弘嗣, 佐藤洋一郎, 村上賢一, 鈴木 誠: 立ち上がり動作における相互作用トルクの寄与. バイオメカニズム学会誌, 34: 240-247, 2010.
- 84) 加藤 萌, 平島雅也: 新奇な環境における乳児の運動の多様性と変化可能性. 公益財団法人 発達科学研究教育センター紀要, 29: 13-24, 2015.
- 85) 渡邊哲朗, 森下勝行, 烏野 大・他: パフォーマンスを反映する新たな筋硬度の客観的測定方法の検討. 生体応用計測, 2: 23-26, 2011.
- 86) Perry J, Burnfield (著), 武田 功, 弓岡光徳, 森 彩子, 村田 伸 (訳): ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行 原著第2版, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2012.
- 87) Winter D.O.著: バイオメカニクス 人体運動の力学と制御 原著第4版. シナノ書籍印刷, pp66-74, 2011.
- 88) 西本勝夫, 小林茂, 橋本 努, 大久保衛, 大堀隆則, 菊永弘至, 西本東彦, 寺田利敬: 背臥位, 側臥位そして腹臥位からの起き上がり動作における表面筋電図的分析. 理学療法学, 16: 317-322, 1989.
- 89) Saitou K, Masuda T, Michikami D, Kojima R and Okada M: Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG. *J Hum Ergol* (Tokyo), 29: 35-52, 2000.
- 90) Perotto AO (著), 栢森良二 (訳): 筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹 第3版, 西村書店, 東京, 1997.
- 91) Türker KS: Electromyography: Some methodological problems and issues. *Phys Ther*, 73: 698-710, 1993.
- 92) Vander Linden DW, Brunt D and McCulloch MU: Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 75: 653-660, 1994.
- 93) Cools AM, Witvrouw EE, De Clercq GA, Danneels LA, Willems TM, Cambier DC and Voight ML: Scapular muscle recruitment pattern: Electromyographic response of the trapezius muscle to sudden shoulder movement before and after a fatiguing exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32: 221-229, 2002.
- 94) Callegari B, Saunier G, Duarte MB, Almedia GCDS, Amorim CF, Mourey F, Pozzo T and Souza GDS: Anticipatory postural adjustments and kinematic arm features when postural stability is manipulated. *Peer J*, 15: e4309 (16pages), 2018.

- 95) Hess SA, Richardson C, Darnell R, Friis P, Lisle D and Myers P: Timing of rotator cuff activation during shoulder external rotation in throwers with and without symptoms of pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35: 812-820, 2005.
- 96) Pope MH, Aleksiev A, Panagiotacopoulos ND, Lee JS, Wilder DG, Friesen K, Stielau W and Goel VK: Evaluation of low back muscle surface EMG signals using wavelets. *Clin Biomech*, 15: 567-573, 2000.
- 97) Silfies SP, Mehta R, Smith SS and Karduna AR: Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 90: 1159-1169, 2009.
- 98) Hodges PW and Richardson CA: Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*, 77: 132-142, 1997.
- 99) Clark DJ, Patten C, Reid KF, Carabello RJ, Phillips EM and Fielding RA: Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 66: 115-121, 2011.
- 100) Mousavi-Khatir R, Talebian S, Toosizadeh N, Olyaei GR and Maroufi N: Disturbance of neck proprioception and feed-forward motor control following static neck flexion in healthy young adults. *J Electromyogr Kinesiol*, 41: 160-167, 2018.
- 101) Lee TH, Choi JD and Lee NG: Activation timing patterns of the abdominal and leg muscles during the sit-to-stand movement in individuals with chronic hemiparetic stroke. *J Phys Ther Sci*, 27: 3593-3595, 2015.
- 102) Shultz SJ: Using surface electromyography to assess sex differences in neuromuscular response characteristics. *J Athl Train*, 34: 165-176, 1999.
- 103) Inglin B and Woollacott M: Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. *J Gerontol*, 43: 105-113, 1988.
- 104) Woollacott MH and Manchester DL: Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? *J Gerontol*, 48: 64-70, 1993.
- 105) Jacobs JV, Henry SM and Nagle KJ: People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behav Neurosci*, 123: 455-458, 2009.
- 106) Dickstein R, Shefi S, Marcovitz E and Villa Y: Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 85: 261-267, 2004.

- 107) Massé-Alarie H, Flamand VH, Moffet H and Schneider C: Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res*, 218: 99-109, 2012.
- 108) Saito H, Yamanaka M, Kasahara S and Fukushima J: Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Hum Mov Sci*, 37: 69-86, 2014.

発表論文

1. 渡邊哲朗, 荻原久佳, 佐々木広人, 吉田宏昭, 藤原孝之: 起き上がり動作時の体重心加速度と異なる起き上がりパターンにおける体重心移動距離の検討. 生体応用計測(7), 41-47, 2017.
2. 渡邊哲朗, 荻原久佳, 添田健仁, 藤原孝之, 吉田宏昭: 三次元動作解析システムを用いた背臥位から端座位の起き上がり動作における再現性の検討. 東北理学療法学(30), 13-21, 2018.
3. 渡邊哲朗, 荻原久佳, 添田健仁, 藤原孝之, 吉田宏昭: 圧力分布測定システムを用いた背臥位から端座位の起き上がり動作における定量的解析. 理学療法科学 33 卷(6), 911-916, 2018.
4. Tetsuro Watanabe, Hisayoshi Ogihara, Takehito Soeta, Takayuki Fujiwara, Hiroaki Yoshida: Comparison of range of motion during movement from supine to sitting position in healthy young and elderly participants. *Physical Therapy Science*, Vol.31 No.1, 102-107, 2019.

学会発表

1. 渡邊哲朗, 吉崎邦夫, 荻原久佳, 佐々木広人, 古川勉寛, 藤原孝之, 吉田宏昭: 角度, 時間情報からみた起き上がり動作の再現性の検討. 第 52 回日本理学療法学術大会, 2017.
2. 渡邊哲朗, 荻原久佳, 添田健仁, 藤原孝之, 吉田宏昭: 圧力布測定システムを用いた起き上がり動作の定量的解析. 第 35 回東北理学療法学術大会, 岩手, 2017.
3. 渡邊哲朗, 添田健仁, 荻原久佳, 藤原孝之, 吉田宏昭: 圧力布測定システムを用いた起き上がり動作の定量的解析—健常若年者と健常高齢者の比較—. 第 36 回東北理学療法学術大会, 青森, 2018.
4. Tetsuro Watanabe, Hisayoshi Ogihara, Takehito Soeta, Takayuki Fujiwara, Hiroaki Yoshida: Comparison of premotor reaction time during rising movement in healthy young and healthy elderly: From supine to sitting position. Asian Confederation for Physical Therapy Congress 2018, Philippine, 2018.
5. 渡邊哲朗, 荻原久佳, 添田健仁, 藤原孝之, 吉田宏昭: 三次元動作解析システムを用いた起き上がり動作の定量的解析. 第 23 回日本基礎理学療法学術大会, 京都, 2018.

謝 辞

大学院博士課程における研究全般ならびに本論文の執筆にあたり、おおらかでありかつ的確で示唆に富んだご指導と格別のご鞭撻を賜りました信州大学大学院総合工学系研究科 吉田宏昭准教授に深謝するとともに厚く御礼申し上げます。大学院研究報告会、各種セミナーにおいて的確で示唆に富んだご指導を賜りました信州大学大学院総合工学系研究科 山本巖特任教授、上條正義教授、小駒喜郎准教授に深く御礼申し上げます。また、常日頃より研究手法や研究での着想、学会発表および投稿論文執筆において、時間を惜しまず懇切丁寧にご指導、多大なるご支援を賜りました信州大学大学院特任教授いわき明星大学大学院 理工学研究科教授藤原孝之先生に心より御礼申し上げます。

日々の業務や研究活動を進めるにあたり、甚大なるご協力を賜りました郡山健康科学専門学校 橋本雅郎先生、安藤由香里先生、添田健仁先生に深く御礼申し上げます。Robert Holt 先生、田中絹代先生には、貴重な時間を惜しんで国際学会の発表や英語論文の校正をご快諾頂き、心より感謝申し上げます。ともに研究活動を進め、人生の先輩としてあるべき姿を示し、精神的にも支えになっていただきました、元上司のいわき明星大学 荻原久佳先生に心より感謝申し上げます。研究において実験被験者としてご快諾いただきご協力を賜りました郡山市シルバー人材センターの方々に深く御礼申し上げます。実験被験者ならびに助手としての協力を賜りました郡山健康科学専門学校の学生一同ならびに卒業生一同に感謝申し上げます。

最後に、これまでの仕事と研究の両立に理解と協力を惜しまず、日々の生活を家事や育児とあらゆる面で陰ながら支え続けていただ

いた妻 理花に心より感謝申し上げるとともに厚く御礼申し上げます。遅い帰りでともに遊ぶことができず、僅かな休日にたくさんの笑顔をくれた長女 ゆい花，長男 哲真，二男 秀太郎に心より感謝申し上げます。最後まで暖かく寛大な想いで仕事と研究活動で多忙な中，子供たちの面倒をみていただいた母 たみえ，姉 奈都美，兄 直樹に感謝申し上げます。

これまでの博士課程を振り返ると短い期間にもかかわらず，多くの方々に支えられここまで来ることができたと只々実感するばかりです。博士課程の修了は，今後の研究活動のスタート地点であり，これまでご尽力賜りましたすべての方々へこれからも恩返しができるように努めてまいります。

