

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）

大学院医療福祉学研究科博士課程

加齢が持ち上げ動作時の
姿勢と腰部負担に与える影響
—精神作業負荷の影響を含めた検討—

平成 28 年度

保健医療学専攻・理学療法学分野・基礎理学療法学領域

学籍番号：14S3053 氏名：林 翔太

研究指導教員：谷 浩明 教授

副研究指導教員：山本 澄子 教授

加齢が持ち上げ動作時の姿勢と腰部負担に与える影響

—精神作業負荷の影響を含めた検討—

林 翔太 著

要旨

[目的] 高齢者の持ち上げ動作の腰部負担，作業姿勢の特徴を明らかにすることと，精神作業負荷が高齢者の持ち上げ動作の作業姿勢に及ぼす影響を明らかにすることである。

[対象と方法] 若年者と高齢者を対象に，持ち上げ動作を計測した。課題は精神作業負荷がある条件とない条件を設けた。姿勢と腰部負担は三次元動作解析装置を用いて計測した。

[結果] 高齢者の持ち上げ動作時の腰部負担は若年者と比較して大きくなった。また，若年者と高齢者ともに精神作業負荷を課すことで持ち上げ動作の腰部負担はより大きくなった。

[結語] 高齢者の持ち上げ動作の特徴と腰部負担，精神作業負荷による影響が明らかになった。これらの結果が高齢労働者の労働条件の整備や，予防的アプローチに役立つことが期待される。

キーワード：持ち上げ動作，腰痛，高齢者，精神作業負荷，動作分析

Effect of aging alteration on spine load and posture during a manual lifting task
-investigation including the influence of mental workload-

SHOTA HAYASHI

ABSTRACT

[Purpose] To evaluate the effects on spine load and posture of the elderly during a manual lifting task and to determine the effect of mental stress due to mental work load during lifting posture.

[Subject and method] We evaluated the posture and spine load of young and elderly subjects who performed a manual lifting task with and without mental workload by using a 3-dimensional motion analysis system.

[Results] Low back load of elderly increased compare with younger subjects. Additionally, spine load during the manual lifting task in the elderly and younger subjects increased due to mental work load.

[Conclusion] We revealed the effects of a manual lifting task on posture and spine load and influence of mental work load in elderly individuals. These experimental results could be useful for creating a better work environment for elderly individuals as well as for developing methods for preventing low back pain.

KEYWORDS : manual lifting task, low back pain, elderly, mental work load , motion analysis

目次

第1章	序論	1
1.1	研究の背景と目的.....	1
第2章	方法	5
2.1	対象	5
2.2	計測条件と課題動作.....	6
2.3	計測システムの概要と計測方法.....	10
2.4	データ解析方法	13
2.4.1	運動学・運動力学的指標	13
2.4.2	心拍指標	17
2.5	解析の指標	19
2.6	椎間板圧縮力の信頼性と妥当性.....	20
2.7	統計学的処理.....	21
第3章	結果	22
3.1	運動学・運動力学的指標.....	22
3.1.1	腰部椎間板圧縮力	22
3.1.2	腰部負担指数.....	25
3.1.3	腰部関節モーメント.....	26
3.1.3(1)	腰部伸展モーメント	26
3.1.3(2)	腰部側屈モーメント	27
3.1.3(3)	腰部回旋モーメント	28
3.1.3(4)	ネットモーメント	29
3.1.4	床反力鉛直方向成分.....	30
3.1.5	体幹前傾角度.....	31
3.1.6	骨盤前傾角度.....	32
3.1.7	腰部関節中心と重量物重心間の距離.....	33
3.1.8	動作の所要時間.....	34
3.2	心拍変動解析	35
3.2.1	瞬時心拍数	35
3.2.2	LF/HF	36
3.2.3	LF.....	37
3.2.4	HF	38
第4章	考察	39
4.1	加齢による持ち上げ動作時の腰部負担と姿勢の変化について	39

4.1.1	若年群と高齢群の腰部負担.....	39
4.1.2	若年群と高齢群の作業姿勢の違い.....	41
4.1.2(1)	squat 法について	41
4.1.2(2)	stoop 法について.....	42
4.2	精神作業負荷が姿勢と腰部負担に与えた影響.....	43
4.2.1	Squat 法での持ち上げ動作.....	43
4.2.1(1)	姿勢の変化.....	44
4.2.1(2)	なぜ姿勢が変化したか.....	45
4.2.1(3)	臨床的意義.....	45
4.2.2	Stoop 法での持ち上げ動作	46
第5章	総括	47
5.1	結論	47
5.2	本研究の限界と今後の展望.....	49
	謝辞.....	50
	倫理面の配慮.....	51
	参考文献	52

第 1 章 序論

1.1 研究の背景と目的

腰痛は厚生労働省が公表する業務上疾病の発生件数において長年に渡り最も高い割合を占め、全体の 6 割に上る¹⁾。また、腰痛の生涯有訴率は 80%を超えており、国民のほとんどが腰痛を経験する²⁾。労働者の腰痛は日本のみならず、世界的に問題となっており、欧米では医療費や労働者の生産性の低下により、腰痛による経済的損失は 1200 億ドルに達すると算出されている³⁾。我が国においては厚生労働省の定める「腰痛予防対策指針」が平成 25 年に 19 年ぶりに改訂され、各事業所で腰痛を予防するための対策が強く求められている⁴⁾。腰痛は痛みの原因が明確である特異的腰痛と、痛みの原因が不明瞭な非特異的腰痛に分けられるが、腰痛全体の 85%から 90%が非特異的腰痛に分類される^{5,6)}。そのため、腰痛の治療や予防対策が確立されていないのが現状である。

非特異的腰痛の原因となる作業内容としては持ち上げ動作が最も関連が深いと報告されている⁷⁻¹³⁾。また、腰痛の原因となる腰部負担を示す指標として、椎間板を圧縮する力である椎間板圧縮力を推定する方法がある¹¹⁾。Jager らは検体の腰部椎間板に圧縮力を加え、椎間板が非可逆的变化を起こさない最大の圧縮力の値（以下、負荷許容値）を調査した¹⁴⁾。その報告によると、加齢によって腰椎の椎間板の強度は著しく減少する傾向にあった。これらの結果を基に、国際的な安全基準では、性別や年齢を問わず、作業時は腰部椎間板圧縮力を 3400N 以下に抑えることを推奨している¹⁵⁾。腰部の負担を評価する方法は様々あるが、その中でも運動力学的に椎間板圧縮力を推定する方法は、腰痛と直接的な因果関係のある椎間板へのストレスを評価でき、さらに得られた値を腰部椎間板の負荷許容値の値と比べることができるという利点がある。そのため、腰部負担を評価する有用な手法であると言える。

疫学的な調査では、非特異的腰痛は持ち上げ動作の他に精神的ストレスとの関連が

深いと報告されている^{16,17)}。しかしながら、精神的ストレスが腰痛につながる要因については未だ不明瞭な部分が多いのが現状である。精神的ストレスが腰痛につながる要因の1つとして、ドパミンやオピオイドなどの神経細胞との関係が指摘されている。ドパミンやオピオイドは疼痛抑制作用があるとされており¹⁸⁾、これらの分泌は精神的ストレスの増加によって低下するため^{19,20)}、腰痛につながると云われている。

先に述べたように、精神的ストレスが腰痛の原因となる要因は神経細胞による疼痛抑制作用が低下するためと考えられてきたが、近年では精神作業負荷により一時的に精神的ストレスが生じた状態で作業を行うと、姿勢の変化が生じ、腰部への物理的な負担が増加することも示唆されている。先行研究ではベルトコンベア上の荷物の仕分け作業とコンピュータに数字を入力する作業を並行して行うと、体幹の屈曲角度や脊柱起立筋の活動が増加することで腰部負担が増加すると述べている²¹⁾。また、持ち上げ動作の先行研究では、2桁の足し引き算の計算課題と並行して重量物の持ち上げ動作を行った場合の腰部負担を算出している²²⁾。その結果、計算課題と並行して持ち上げ動作を行った場合、単純に動作だけを行った場合と比較して体幹の屈曲角度が大きくなるという作業姿勢の変化が生じ、腰部負担が増加することが証明されている。これらの数字を入力する作業や2桁の足し引き算は精神作業負荷という課題に位置付けられ、一時的に精神的ストレスを生じさせる課題とされており²³⁻²⁹⁾、広く用いられている。特に暗算課題については唾液中のコルチゾールなどのバイオマーカーや^{30,31)}、心拍変動³²⁻³⁶⁾や、皮膚の電気伝導度³⁷⁾、脈波³⁷⁾などの自律神経指標から、精神的ストレスや精神的疲労を生じさせる課題であることが証明されている。この中で心拍変動は心拍のR-R間隔について解析することで自律神経のバランスについて調べることができる。先行研究ではこの心拍変動解析を利用して職業性ストレスについて調査する試みもされており、質問紙の回答により職業性ストレスが大きいとされた者では副交感神経指標が低下すると報告している³⁸⁾。また、心電図を24時間使用し、心拍変動を勤務日と休日と比較したものでは、質問紙により仕事のストレスが大きいと判定された者は休日よりも勤務日で副交感神経指標が低下していたとしている³⁹⁾。さらに、精神作業負荷として暗算課題を負荷した際の心拍変動を計測した先行研究では、副交感神経指標が低下することや、交感神経の活動を反映する指標が増加することが報告さ

れているため³⁶⁾、暗算課題は業務上で生じるストレスを模擬的に負荷することができる課題であると考えられる。そのため、先行研究において精神作業負荷として暗算課題を持ち上げ動作に組み合わせた場合に作業姿勢が変化し、腰部負担が増加するのは精神的ストレスが影響しているということが示唆されている。

上記も含め、持ち上げ動作の腰部負担や作業姿勢について運動学・運動力学的に計測している報告はすべて若年者を対象としており、高齢者を対象に持ち上げ動作時を計測した報告はされていない。現在、我が国では労働する高齢者は増加している傾向にあるが、厚生労働省の調査によると、平成20年の時点で60歳以上の高齢者を雇用している事業所の割合は約60%で、特に製造業・建設業・運輸業など、力仕事を伴う業種で高齢者を雇用している割合が高いと報告されている⁴⁰⁾。先に述べたように、高齢者では腰部椎間板への負荷許容値が若年者よりも著しく減少するため、労働時に腰痛が生じる危険性は高いとされる。この点から、高齢者の労働時の腰痛発症リスクに関する注意喚起は必要不可欠と考えられる。しかしながら、60歳以上の労働者を雇用している事業所の中で、労働時間や仕事内容等の特別な措置をとっている事業所は46.1%に留まるとされており、高齢者が労働する環境が整っている事業所は多くはないのが現状である⁴⁰⁾。このことから、高齢者の労働のリスクについての認識を各事業所の中で更に高めていく必要があると考える。

Bouxseinらは身長と体重の数値から、50歳を過ぎると身長と体重が小さくなるため、動作時の腰椎への圧縮力も減少すると予測を立てているが⁴¹⁾、実際に高齢者の動作を計測した報告はなく、高齢者が持ち上げ動作を行った際に生じる腰部負担や作業姿勢の特徴については明らかにされていない。高齢者を対象に持ち上げ動作の計測を行うことで、加齢による作業姿勢の変化と腰部負担の大きさを明らかにすることができ、さらに算出された椎間板圧縮力を各年齢の椎間板負荷許容値と比較することで、持ち上げ動作によって腰痛が発症するリスクを検証できると考えられる。また、若年者を対象とした先行研究では精神的ストレスによって作業姿勢が変化しているが、高齢者は精神的ストレスに対する耐性が低いという特徴がある。そのため、高齢者を対象として精神作業負荷による精神的ストレスと持ち上げ動作の姿勢変化について計測することで、高齢者の持ち上げ動作時の腰痛のリスクがより明確になると考えられ

る.

以上により，本研究の目的は，①高齢者の持ち上げ動作の腰部負担の大きさ，作業姿勢の特徴を明らかにすることと，②精神作業負荷が高齢者の持ち上げ動作の作業姿勢に及ぼす影響を明らかにすることとした．産業リハビリテーションや産業理学療法の分野では，高齢者の腰痛予防対策として労働能力の適切な評価が重要視されており，高齢者の就業能力を評価し，作業の負荷量に合わせて作業姿勢の指導を行うことや，運動によって就業するための身体能力を維持すること，その能力に合った業務内容に調節する適正配置が重要とされている⁴²⁻⁴⁵⁾．本研究により，就労する高齢者の腰痛予防のため環境整備に役立てることや，作業方法改善のための指導，運動による予防的アプローチのための一助としたいと考える．

本研究の新規性は高齢者を対象に持ち上げ動作を計測した初の報告になり，さらに高齢者の持ち上げ動作に精神作業負荷が及ぼす影響について検討する点にある．

第2章 方法

2.1 対象

対象は健常若年男性 11 名と健常高齢男性 12 名とした。整形外科的疾患による手術歴がある者、神経疾患の既往がある者、現在身体に疼痛を有する者は対象から除外した。

本研究は、ヘルシンキ宣言に基づき被験者には用紙および口頭にて研究の目的、計測の内容および方法、安全管理、プライバシーの保護に関する十分な説明を行い、署名にて同意を得た。また、国際医療福祉大学倫理審査委員会の承認を得て実施した（承認番：14-Io-162）。表 2.1 に被験者の年齢、身長、体重、BMI の内訳を示す。身長、体重、BMI について対応のない t 検定にて両群の身体特性の差について検証したところ、高齢群では若年群と比較して身長が有意に小さく、体重と BMI では有意差は認められなかった。

表 2.1 被験者の内訳

	若年群	高齢群
年齢 (歳)	23.8±2.6	66.8±1.6
身長(cm)*	171.7±5.6	166.4±4.4
体重(kg)	63.3±7.6	60.8±8.8
BMI(kg/m ²)	21.4±1.9	21.9±2.7

*p<0.05

2.2 計測条件と課題動作

図 2.2.a に計測の全行程と所要時間を示す。被験者には条件に従って、床反力計の上に置かれた 5kg の重量物を複数回持ち上げるように指示した。計測時、前方にスライドを設置し、スライドに「膝曲げ」または「膝伸ばし」という持ち上げ動作を指示するワードや、2 桁の足し引き算の計算式が無作為な順番で表示されるように設定した。課題の概要を図 2.2.b に示す。スライドに持ち上げ方法を指示するワードが表示された場合をコントロール条件とし、5 秒以内に動作を開始することとした。この時、「膝曲げ」と表示された場合は「膝曲げ」、「膝伸ばし」と表示された場合は「膝伸ばし」と発声してから動作を開始することとし、「膝曲げ」と表示された場合は、股関節・膝関節を屈曲させて持ち上げる squat 法、「膝伸ばし」なら膝関節を伸展させて持ち上げる stoop 法で動作を行うこととした。一方、計算式が表示された場合をストレス条件と定義し、スライドが表示されてから 5 秒以内に解答を声に出してから動作を開始することとした。この時、解が偶数ならば squat 法、奇数なら stoop 法で動作を行うこととした。重量物は立位になるまで持ち上げ、立位で 5 秒間静止するように依頼した。なお、1 度持ち上げ動作を行った後、スライドに 3 分間のカウントダウンのタイマーを表示し、試行間には 3 分間の休息時間を設けた。図 2.2.c に示すようにその 3 分間のうちの初めの 2 分間は椅子座位、課題遂行の 1 分前から立位姿勢で待機するように統一した。なお、この休憩時間の後半 1 分間の立位姿勢では、図 2.2.d に示すように、課題動作を行う際と同じ位置で床反力計の上に立ち、静止立位のまま動かないように依頼した。先行研究を参考に、課題動作時は重量物が被験者の足先から足長の 1/2 の距離になるように設定し²²⁾、足の位置が左右対称になった状態で立つように被験者に指示した。また、課題条件の中で計算の解答や持ち上げ方法を間違えた場合、5 秒以内に解答を声に出して動作を開始することができなかった場合はエラーとし、各条件で 2 試行計測できるまで課題をやり直して続けることとした。

また、精神的ストレスが生じると交感神経の活動が大きくなるという報告^{26,36,46)}から、本研究では心拍変動解析により、自律神経指標を計測した。先行研究⁴⁷⁻⁴⁹⁾を参考

に，計測室の室温は 23～25℃に設定し，また，計測開始前の 2 時間以内は食事を摂らないことを依頼した．また，自律神経に影響を与えるとされるアルコール，カフェインの摂取，喫煙は計測の 24 時間以内には行わないことや，当日の計測前の激しい運動は控えるように被験者に依頼した．

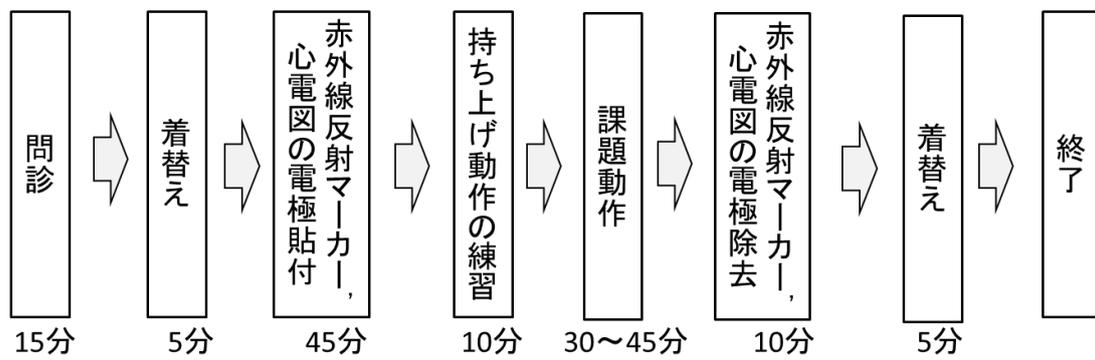


図 2.2. a 計測の全行程

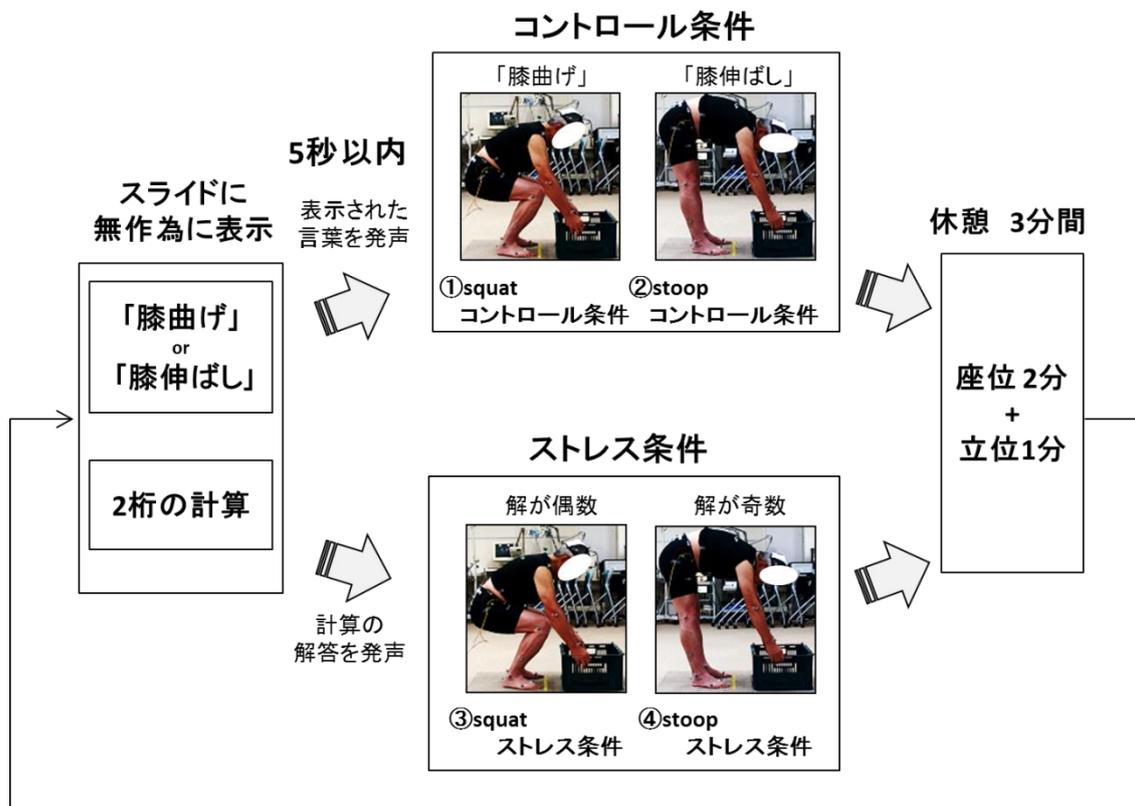


図 2.2. b 課題動作実施の流れ

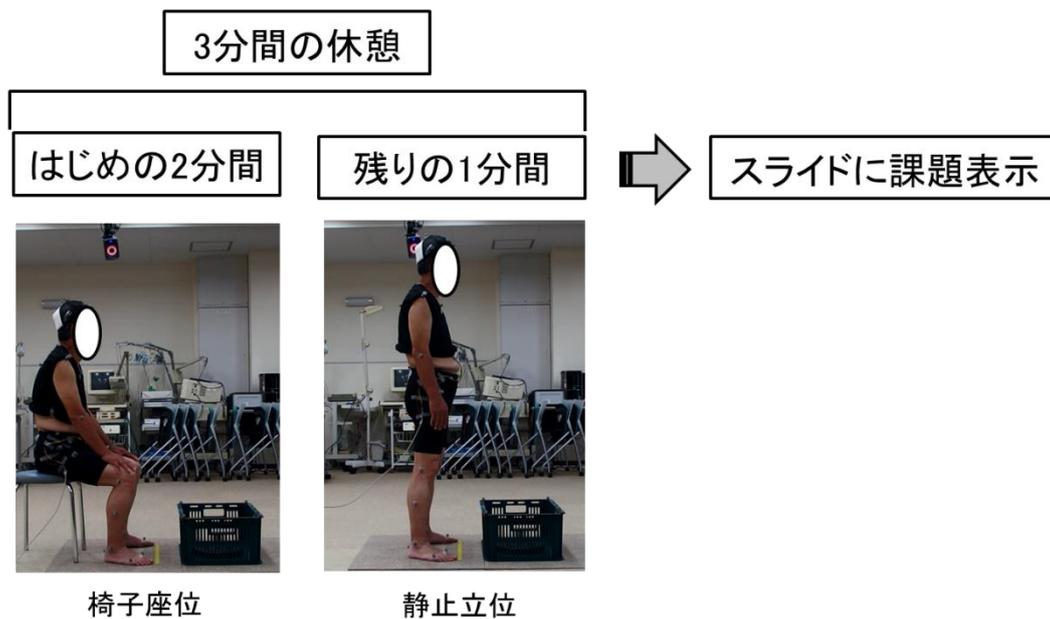


図 2. 2. c 課題1回ごとの休憩の概要

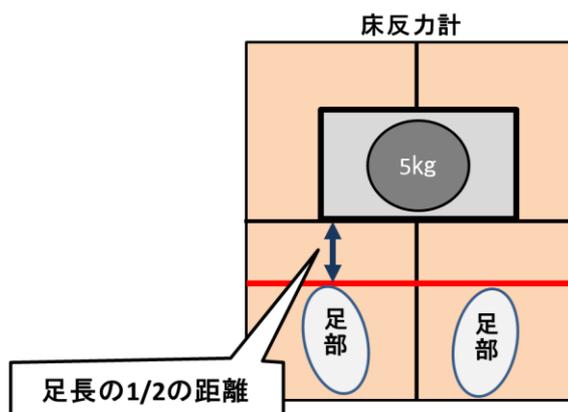


図 2. 2. d 課題動作時の床反力計上の位置関係

2.3 計測システムの概要と計測方法

図 2.3.a に計測システムの概要を示す。測定機器は三次元動作解析装置 VICON MX (VICON 社製), 床反力計 (AMTI 社製) 4 枚, 赤外線カメラ (サンプリング周波数 100Hz) 10 台を用い, 赤外線反射マーカの三次元空間座標位置と, 被験者の下肢に生じる床反力を計測した。また, 心電図と電極を用いることで課題動作中や休息時間の R-R 間隔を計測した。心電図の電極はメモリー心拍計を介して心拍変動解析のためのソフトウェア (Reflex 名人, crosswell 社) がインストールされた PC に接続した。また, その PC と VICON DATA STATION を今回独自に作成した特殊マウス (図 2.3.b) を接続し, 課題開始のタイミングで reflex 名人の画面上をマウスでクリックした瞬間に三次元動作解析装置の計測も開始することを可能にした。

図 2.3.c と図 2.3.d に赤外線反射マーカの貼付位置を示す。先行研究²⁹⁾を参考にし, 直径 18mm の赤外線反射マーカを被験者には合計 39 個, 重量物である箱には上面に接する 4 つの頂点に貼付した。被験者への貼付位置は頭頂, 第 7 頸椎棘突起, 胸骨柄, 第 4, 5 腰椎間, 右肩甲骨部に加えて, 左右それぞれの側頭部, 肩峰, 肘関節外側上顆, 橈骨茎状突起, 上前腸骨棘, 上後腸骨棘, 腸骨稜, 股関節 (大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線上で大転子から 1/3 の点), 膝関節の外側と内側, 足関節内果, 外果, 踵部, 第 1 中足趾節関節, 第 5 中足趾節関節, 大腿部と下腿部の前面に貼付した。

心電図については 3 点誘導 (第 II 誘導) を用い, 電極については図 2.3.e に示すように, 右の鎖骨下部, 左下胸部に貼付し, アースを右下胸部に貼付した。

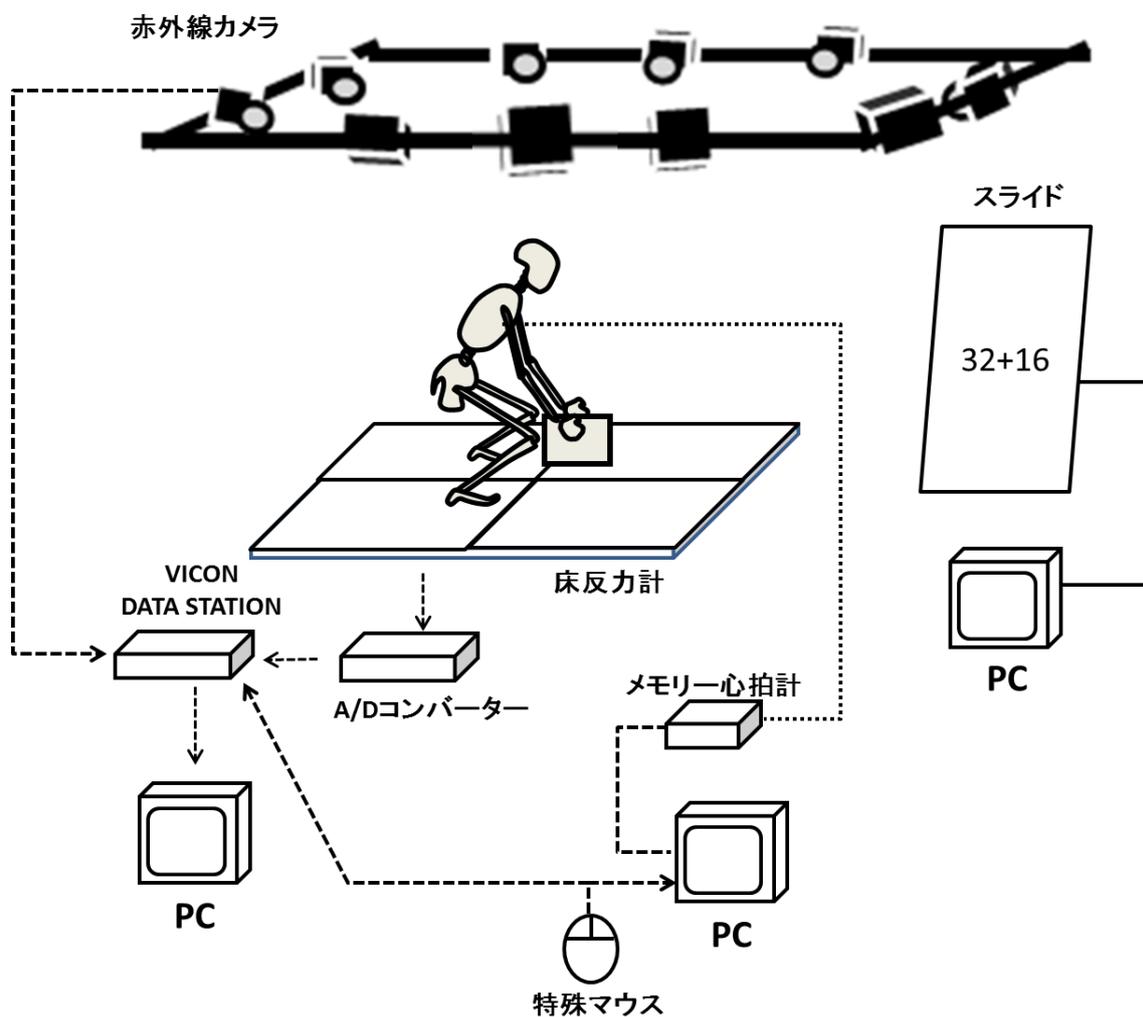


図2.3.a計測システムの概要



図2.3.b 特殊マウス



図2.3.c 赤外線反射マーカ貼付位置



図2.3.d 重量物

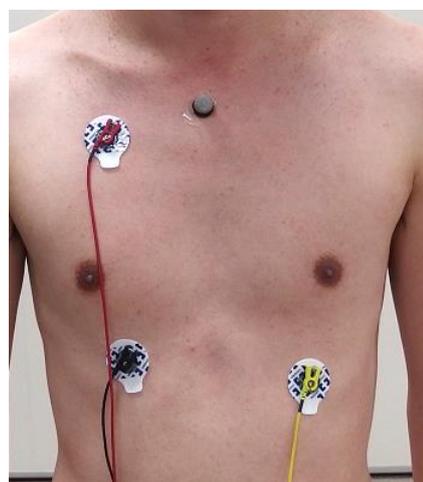


図 2.3.e 電極貼付位置

2.4 データ解析方法

2.4.1 運動学・運動力学的指標

三次元動作解析装置により身体各部に取り付けた標点の三次元座標を計測し、サンプリング周波数 100Hz で VICON DATA STATION (VICON 社) に取り込み、床反力計からの信号はサンプリング周波数 100Hz で A/D 変換され、計測用 PC へ座標データとともに取り込んだ。取り込んだデータは、三次元動作解析装置計測用ソフト VICON Nexus1.7 (VICON 社) によりマーカー位置と床反力ベクトルを三次元的に PC 画面上に表示することができる。次に表示されたマーカーに対して被験者の関節点位置と対応するようにラベリングを行い、その後、データを C3D 形式に変換し、三次元動作解析ソフト VICON Body Builder3.6.1 (VICON 社製) を用い、解析用プログラムを作成することで、腰部椎間板圧縮力と腰部モーメントの解析を行った。その他の運動学・運動力学的指標については Visual 3D v5 professional (C-Motion 社) を用いて解析した。

なお、関節角度、関節モーメントを算出するにあたっては足部、下腿部、大腿部、骨盤部、体幹部の 8 リンクセグメントモデルを用いた。本研究の腰部椎間板圧縮力、腰部関節モーメントは Katsuhira らの方法を用いて算出した²²⁾。これらの算出方法について、概略を以下に示す。

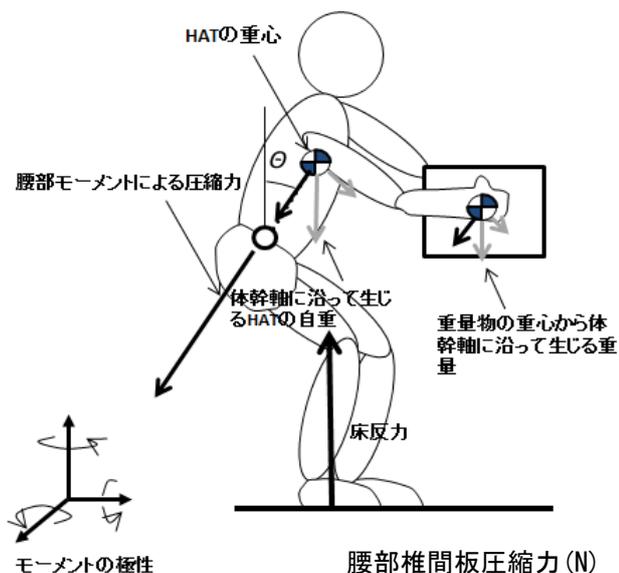
腰部関節モーメントは赤外線反射マーカーの座標値、被験者の足部が乗った床反力計から得られた床反力データを用いた逆動力学的分析により算出した。逆動力学的分析では、セグメント (体節) を剛体とみなし、リンクセグメントモデル (セグメントが関節点によりリンクされたモデル) を用いることで、関節モーメントを算出する。関節モーメントの算出には、関節の座標位置と床反力データに加えて、各体節の重心位置、各体節の身体質量比および各体節の慣性モーメントが身体パラメータとして必要になる。腰部モーメント算出に必要な身体パラメータは Winter と岡田らの報告した身体計測データを用いた⁵⁰⁻⁵¹⁾。腰痛は第 4, 5 腰椎間で多く発生することから、第 4, 5 腰椎間を腰部モーメントの回転中心として選択した。Katsuhira らは日本人の成人男

性8名のMRI画像を撮影することで腰部関節中心の位置を計測し、これらの値の平均値を腰部モーメント回転中心として採用し、腰部モーメントを算出している。本研究においても、この先行研究で報告されている腰部関節中心の位置を腰部モーメントの回転中心として採用した。第4・5腰椎間で生じる腰部椎間板圧縮力については山崎⁵²⁾やKatsuhira^{22,53)}の方法により図2.4.1.aのように算出したこの方法では、腰部周囲の筋の張力が椎間板を圧縮する力を腰部モーメントの値から推定し、さらに上半身や重量物の重量が椎間板を圧縮する力を足すことで椎間板圧縮力が求められる。算出方法の詳細としては、各軸まわりの関節モーメントに複数の筋を合成したモーメントアームの逆数の積に体幹軸にそって生じる頭部・体幹・両上肢（以下、HAT）の自重と、重量物の重量を加えて椎間板圧縮力を算出している。本研究において体幹の自重は、岡田らの報告した体幹の質量比により各被験者の体幹質量を求めた後、この値と重力加速度（ 9.8m/sec^2 ）の積によって求めた。以上により、この方法では、上半身や重量物の重量の他に、3軸方向の腰部モーメントから腰部関節中心を求めているため、腰部の伸展・側屈・回旋モーメントのいずれかが増大すれば椎間板圧縮力の増大につながると言える。

本研究では、上記の方法で算出した椎間板圧縮力を腰部負担の指標として定義した。また、得られた椎間板圧縮力の実測値のデータを、図2.4.1.bに示すようにJager¹⁴⁾が報告した年齢ごとの椎間板圧縮力の負荷許容値で除すことで、許容値に対する負荷の割合を算出した。これを本研究では腰部負担指数と定義し、腰部椎間板圧縮力とともに腰部負担を表す指標として比較した。

本研究で算出したパラメータを抽出したタイミングについては、図2.5で後述する。図2.4.1.aに示すように、本研究で腰部負担指標として採用した椎間板圧縮力は、3軸周りの腰部関節モーメントを用いて算出されることから、分析することで椎間板圧縮力増大の要因を調べることができるため、腰部伸展モーメント、側屈モーメント、回旋モーメントを算出することとした。さらに、これら3軸方向のモーメントの和であるネットモーメントを算出し、腰部の不安定性の指標として定義した。また、より動作の特徴を明らかにするために、重心の加速度と比例する指標である床反力鉛直方向成分、体幹・骨盤の前傾角度、腰部伸展モーメントのレバーアームである腰部関節中

心と重量物重心間の距離，さらには動作の所要時間を算出した．Katsuhiraらは先行研究において椎間板圧縮力と腰部伸展モーメントや床反力鉛直方向成分は，同時期に最大値を示すとしており，椎間板圧縮力が最大となった時点での腰部モーメントやその他のパラメータを算出している^{22,53)}．本研究の予備実験でも同様の傾向がみられたため，椎間板圧縮力が最大となった時点での腰部関節モーメント，腰部関節モーメントの増大に影響する体幹角度，骨盤角度，腰部関節中心と重量物重心間の距離，床反力鉛直方向成分を抽出した．また，動作の所要時間は床反力のデータから算出した．持ち上げ動作の開始時は床に設置された重量物を持ち上げるために重心が低くなるため，床反力鉛直方向成分の減少がみられる．そのため，床反力鉛直方向成分の減少が始まった時点を動作が開始されたタイミングとして定義した．また，動作終了時は床反力鉛直方向成分の増加が止まった時点を動作が終了したタイミングとして定義した．抽出した椎間板圧縮力，腰部関節モーメント，床反力鉛直方向成分は先行研究を参考に被験者間の個体差をキャンセルするために体重 (kg) にて除して正規化した後で解析に用いた^{22,53-54)}．解析する対象のデータについては各条件 2 試行の平均値を代表値として採用した．



腰部椎間板圧縮力 (N) ≒

$$\begin{aligned}
 &+ 20 \text{ |腰部伸展モーメント|} \\
 &+ 8 \text{ |腰部側屈モーメント|} \\
 &+ 23 \text{ |腰部回旋モーメント|} \\
 &+ \text{HATの自重} \cdot \cos \theta \\
 &+ \text{重量物の重量} \cdot \cos \theta
 \end{aligned}$$

図2.4.1.a 腰部椎間板圧縮力算出方法 (katsuhiraら, 山崎ら)
出典: Katsuhiraら (2016).

Effect of mental processing on low back load while lifting an object. より一部改変

年齢	男性	女性
20歳	6000 N	4400 N
60歳以上	2300 N	1800 N

(Jager,1997)

腰部負担指数 (%) =

$$\frac{\text{腰部椎間板圧縮力 (N)}}{\text{負荷許容値 (N)}} \cdot 100$$

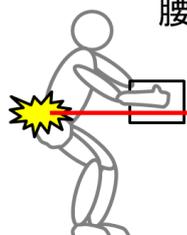


図2.4.1.b 腰部負担指数の算出方法

2.4.2 心拍指標

本研究の計測開始から終了まで、心電図により心拍を計測した。心電図により計測した心拍データは、接続された PC にサンプリング周波数 1000Hz で取り込み、心拍変動解析ソフトウェア reflex 名人 (crosswell 社) を使用して解析を行った。データの算出は最大エントロピー法で行い、30 秒間のデータ長の R-R 間隔の変動から自律神経指標となる低周波成分のパワー (以下 LF) と高周波成分のパワー (以下 HF) を算出した。周波数帯は LF を 0.04-0.15(Hz)、HF は 0.15-0.50(Hz)とした。LF は交感神経と副交感神経の両方を媒介するとされ、HF は副交感神経を媒介することがわかっている⁵⁵⁻⁵⁷⁾。自律神経と精神的ストレスとの関係については、精神的ストレスが生じた際には交感神経が優位になる、副交感神経指標が低下するなどの報告から^{30,36)}、本研究でも交感神経指標の値が大きくなった場合や副交感神経指標の値が小さくなった場合を精神的ストレスが生じていると定義した。また、先行研究では LF と HF の比率から交感神経の活動を推定しており^{33,36,51,58-59)}、本研究では LF と HF の比率 (LF/HF) を解析の対象とし、精神作業負荷の有無での条件間の比較を行った。また、交感神経の活動を表す指標としては心拍数も広く用いられている^{36,60)}。これらのことから、本研究では瞬時心拍数と LF/HF が大きいほど精神的ストレスが生じている状態であると定義した。さらに精神作業負荷を与えた場合に副交感神経指標の HF が低下した場合にも精神的ストレスが増加したと判定することとした。心拍データは計測開始から終了まで試行間の時間も含めて記録され、前方のスライドに 2 桁の足し引き算の計算式や、「膝曲げ」または「膝伸ばし」というワードが表示されてから動作を開始する直前までの時間の平均値をデータ解析の対象とした。この時間の区切り方については、試行間の休憩時間中のスライドに、計算式やワードが表示されるまでの時間が 1 秒ずつのカウンタダウンで表示されているため、スライドの表示が計算または持ち上げ方法を指示するワードに切り替わる瞬間に心拍を計測している PC 上でクリックすることで、開始のタイミングを記録した。また、クリックに使用するマウスを三次元動作解析装置の VICON DATA STATION にも接続し、マウスをクリックした信号を計測開始のトリガーとして設定することで、マウスをクリックした瞬間に三次元動作解析装置の計測も

開始することを可能にした。持ち上げ動作を開始する直前のタイミングは、床反力の鉛直方向成分の減少が始まる直前として定義し、解析の対象とするデータの時間を区切って解析を行った。

これらの過程で得られた瞬時心拍数と LF/HF のデータは、各被験者のストレス条件 (squat ストレス条件 2 試行+stoop ストレス条件 2 試行) の計 4 試行の平均値とコントロール条件 (squat コントロール条件の 2 試行+stoop コントロール条件の 2 試行) の計 4 試行の平均値を代表値として比較することで、精神作業負荷の有無での変化を検証することとした。

2.5 解析の指標

解析の指標として用いたパラメータを以下に示す。

腰部椎間板圧縮力と腰部負担指数，腰部伸展・側屈・回旋モーメント，ネットモーメント，体幹前傾角度，骨盤前傾角度，床反力鉛直方向成分，腰部関節中心と重量物重心間の距離，動作の所要時間，スライドに課題が表示されてから持ち上げる直前までの瞬時心拍数，LF/HF，LF，HF。

なお，図.2.5 は椎間板圧縮力と床反力鉛直方向成分の1例である。ここに，各指標を算出したタイミングについて示す。腰部モーメントや体幹前傾角度，骨盤前傾角度，床反力鉛直方向成分，腰部関節中心と重量物重心間の距離は椎間板圧縮力が最大値を示すタイミングで抽出し，動作の所要時間については床反力鉛直方向成分の減少が開始したタイミングから増加が終了した時点までに要した時間とした。瞬時心拍数，LF/HF，LF，HF については，課題のスライドが表示されてから動作を開始するまでの5秒以内の時間の平均値を算出した。

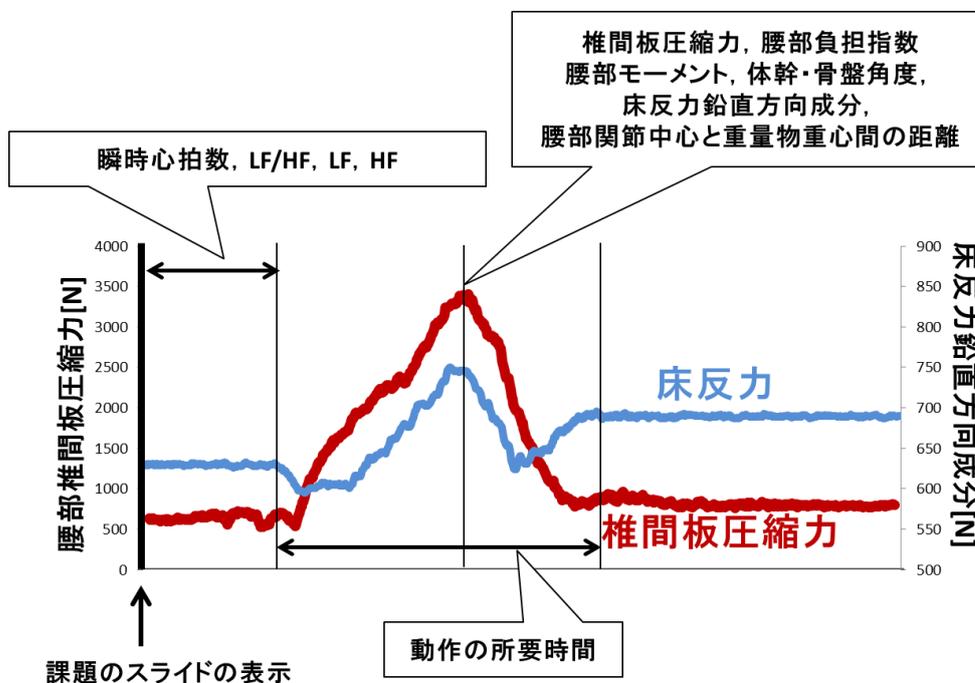


図2.5 各指標を算出したタイミング

2.6 椎間板圧縮力の信頼性と妥当性

本研究で用いた椎間板圧縮力の検者内信頼性を示すために算出した級内相関係数を表 2.6.a に示す。これについては、健常若年者 11 名を対象に squat 法での持ち上げ動作を 2 回計測した際に算出された椎間板圧縮力の値を用いた。級内相関係数は 0.972($p < 0.05$)で高い検者内信頼性を得ることができている。

また、妥当性の検討のために、本研究で 173 cm, 69 kg の男性を対象に三次元動作解析装置によって計測した椎間板圧縮力の値と、先行研究において 168 cm, 70 kg の男性の腰部椎間板に圧力センサーを挿入して計測したことで得られたとされる椎間板圧縮力の値の比較を表 2.6.b に示す。持ち上げ動作については対象とする重量物の質量に差があるため比較が困難であるが、立位姿勢での椎間板圧縮力の値は近似した値を得ることができている。

表 2.6.a 椎間板圧縮力の級内相関係数

	級内相関係数	95%信頼区間	
		下限	上限
椎間板圧縮力	0.972*	0.900	0.992

* $p < 0.05$

表 2.6.b 先行研究と本研究での椎間板圧縮力の比較

	腰に圧力センサーを挿入した報告 (Wilke 1999)	三次元動作解析装置による計測 (本研究)
被験者の身長・体重	168cm, 70kg	173cm, 69kg
立位での椎間板圧縮力	900(N)	923(N)
持ち上げ動作時の椎間板圧縮力	4140(N) (重量物20kg)	3675(N) (重量物5kg)

出典 : Wilke HJ et al (1999)

New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. より一部改変

2.7 統計学的処理

統計処理は被験者の年齢層の違いと精神作業負荷の有無を要因とした二元配置分散分析反復測定法を用いた。交互作用を認めた場合、単純主効果検定として対応のある t 検定を用いて精神作業負荷の有無での差の比較と、対応のない t 検定を用いた群間比較を行った。いずれも有意水準は 5%とした。なお、統計には統計ソフト IBM SPSS Statistic20 を使用した。

第3章 結果

3.1 運動学・運動力学的指標

3.1.1 腰部椎間板圧縮力

若年者と高齢者の椎間板圧縮力と床反力鉛直方向成分の一例をそれぞれ図 3.1.1.a と図 3.1.1.b に示す。椎間板圧縮力や床反力鉛直方向成分が最大になるタイミングに年齢層による違いはみられず、すべての被験者において、重量物が床面から離れた直後に最大値を示した。

表 3.1.1, 図 3.1.1.c と図 3.1.1.d に体重で正規化した椎間板圧縮の比較を示す。図の縦軸は椎間板圧縮力の大きさ、横軸は精神作業負荷である暗算の有無を表し、精神作業負荷のない条件をコントロール、精神作業負荷のある条件をストレスと表記している。

squat 法での椎間板圧縮力の結果については、精神作業負荷の有無に主効果 ($F(1,21) = 4.91, p < 0.05$) がみられ、椎間板圧縮力はコントロール条件よりもストレス条件で大きくなった。年齢層の違いについても主効果 ($F(1,21) = 8.56, p < 0.05$) がみられ、若年群よりも高齢群で大きい結果となった。交互作用はみられなかった。

Stoop 法での結果については、年齢層の違いのみに主効果 ($F(1,21) = 9.98, p < 0.05$) を認め、squat 法と同様に若年群よりも高齢群で椎間板圧縮力が大きいという結果となった。交互作用はみられなかった。

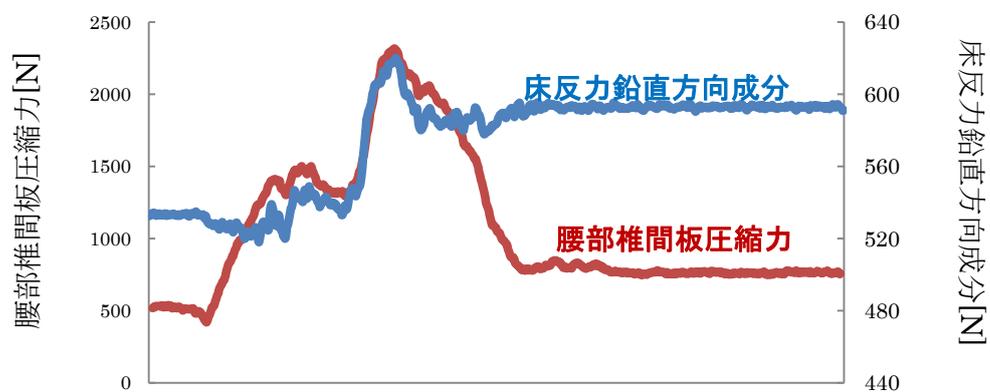


図 3.1.1.a 若年者の腰部椎間板圧縮力，床反力鉛直方向成分の一例

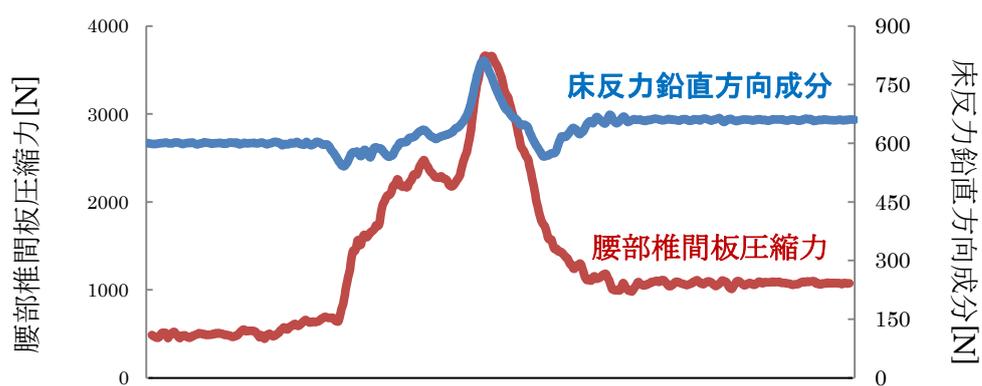


図 3.1.1.b 高齢者の腰部椎間板圧縮力，床反力鉛直方向成分の一例

表 3.1.1 腰部椎間板圧縮力の比較

腰部椎間圧縮力 (N/kg)	コントロール		squat法 ストレス		年齢層	暗算の有無	交互作用
	若年群	53.15 ± 3.40	53.72 ± 4.08	p=0.008			
	高齢群	59.33 ± 6.05	60.89 ± 7.53				
腰部椎間圧縮力 (N/kg)	コントロール		stoop法 ストレス		年齢層	暗算の有無	交互作用
	若年群	49.66 ± 4.89	48.78 ± 5.59	p=0.005			
	高齢群	57.31 ± 7.19	58.16 ± 7.86				

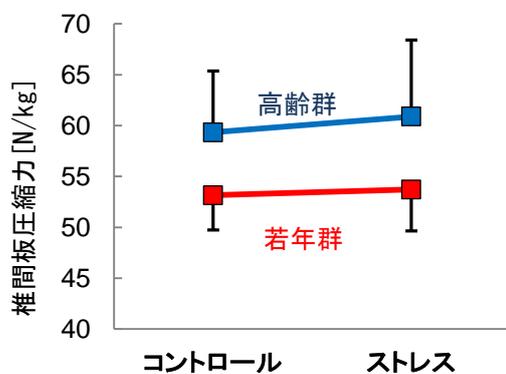


図 3.1.1.c squat 法の腰部椎間板圧縮力

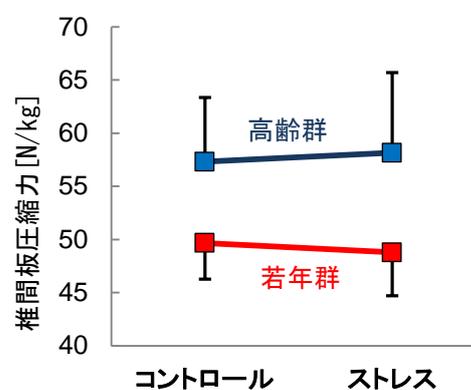


図 3.1.1.d stoop 法の腰部椎間板圧縮力

3.1.2 腰部負担指数

表 3.1.2 と図 3.1.2.a, 図 3.1.2.b に各年齢の腰部椎間板の負荷許容値に対する椎間板圧縮力の実測値の割合として算出した腰部負担指数の比較を示す。腰部負担指数の比較では squat 法と stoop 法ともに群間に主効果がみられ、どの条件においても若年群よりも高齢群で有意に大きい値となった。また、若年群の腰部負担指数の平均値は squat 法, stoop 法ともに 50%台であったのに対し、高齢群では squat 法, stoop 法ともに 150%程度と、負荷許容値を大きく上回る結果となった。

表 3.1.2 腰部負担指数の比較

腰部負担指数 (%)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	56.00 ± 7.15	56.56 ± 7.13	p<0.0001	p=0.028
高齢群	156.43 ± 24.80	160.53 ± 27.03			

腰部負担指数 (%)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	52.18 ± 24.80	51.16 ± 27.03	p<0.0001	p=0.716
高齢群	150.45 ± 20.33	152.54 ± 21.26			

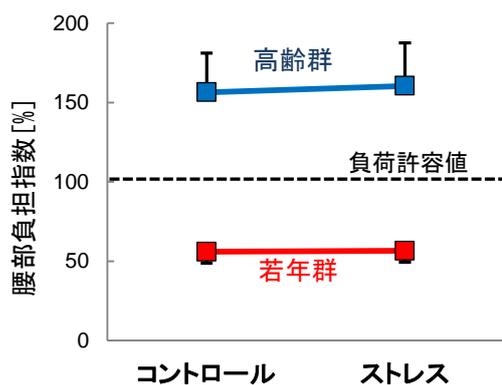


図 3.1.2.a squat 法の腰部負担指数

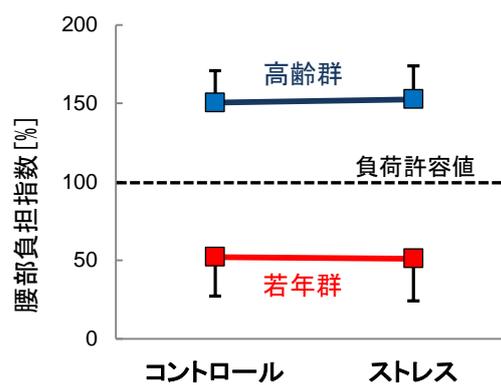


図 3.1.2.b stoop 法の腰部負担指数

3.1.3 腰部関節モーメント

3.1.3(1)腰部伸展モーメント

表 3.1.3(1), 図 3.1.3(1)a と図 3.1.3(1)b に体重で正規化した腰部伸展モーメントの比較を示す. squat 法での腰部伸展モーメントの結果については, 精神作業負荷の有無について主効果 ($F(1,21) = 4.49, p < 0.05$) がみられ, 精神作業負荷を与えた場合に大きな値を示した. 被験者の年齢層の違いについては主効果を認めなかった. また, 交互作用もみられなかった

Stoop 法での腰部伸展モーメントについては主効果・交互作用ともにみられなかった.

表 3.1.3(1) 腰部伸展モーメントの比較

腰部伸展モーメント (Nm/kg)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	2.32 ± 0.19	2.35 ± 0.21	p=0.898	p=0.046
高齢群	2.40 ± 0.36	2.47 ± 0.42			
腰部伸展モーメント (Nm/kg)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	2.17 ± 0.21	2.14 ± 0.23	p=0.085	p=0.882
高齢群	2.32 ± 0.38	2.34 ± 0.39			

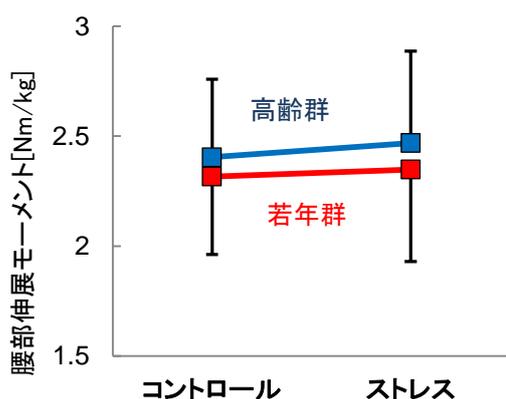


図 3.1.3(1).a squat 法の腰部伸展モーメント

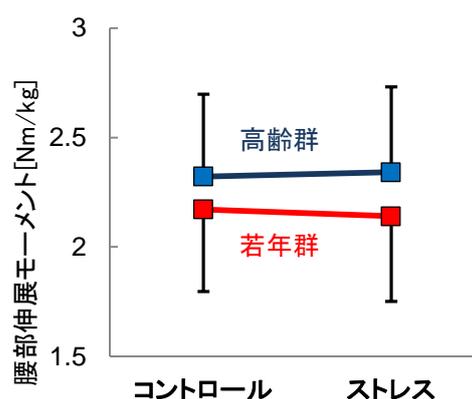


図 3.1.3(1).b stoop 法の腰部伸展モーメント

3.1.3(2)腰部側屈モーメント

表 3.1.3(2), 図 3.1.3(2)a と図 3.1.3(2)b に体重で正規化した腰部側屈モーメントの比較を示す。Squat 法での腰部側屈モーメントの結果については, 主効果・交互作用ともに認められなかった。

Stoop 法での腰部側屈モーメントについても主効果・交互作用ともにみられなかった。

表 3.1.3(2) 腰部側屈モーメントの比較

腰部側屈モーメント (Nm/kg)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	0.11 ± 0.06	0.10 ± 0.06	p=0.142	p=0.738
高齢群	0.15 ± 0.08	0.15 ± 0.08			
腰部側屈モーメント (Nm/kg)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	0.13 ± 0.10	0.13 ± 0.11	p=0.746	p=0.381
高齢群	0.11 ± 0.08	0.12 ± 0.08			

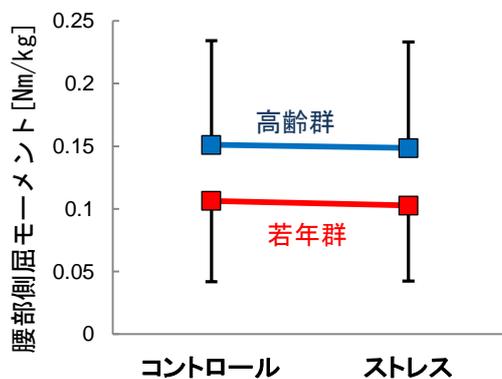


図 3.1.3(2).a squat 法の腰部側屈モーメント

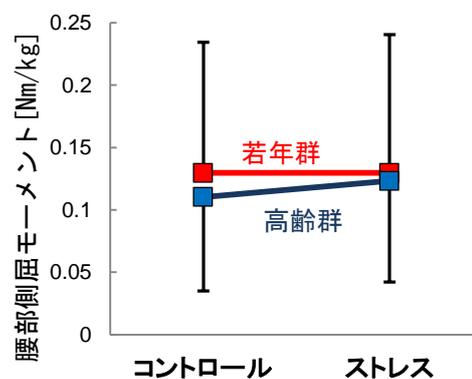


図 3.1.3(2).b stoop 法の腰部側屈モーメント

3.1.3(3)腰部回旋モーメント

表 3.1.3(3), 図 3.1.3(3)a と図 3.1.3(3)b に体重で正規化した腰部回旋モーメントの比較を示す。Squat 法での腰部回旋モーメントの結果については、主効果・交互作用ともに認められなかった。

Stoop 法での腰部回旋モーメントについては年齢層の違いに主効果 ($F(1,21) = 4.45, p < 0.05$) がみられ、高齢群で大きな値を示した。また、精神作業負荷の有無での主効果や交互作用は認められなかった。

表 3.1.3(3) 腰部回旋モーメントの比較

腰部回旋モーメント (Nm/kg)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	0.09 ± 0.10	0.10 ± 0.10	p=0.069	p=0.178
高齢群	0.19 ± 0.16	0.21 ± 0.16			
腰部回旋モーメント (Nm/kg)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	0.12 ± 0.16	0.10 ± 0.16	p=0.047	p=0.594
高齢群	0.23 ± 0.18	0.24 ± 0.17			

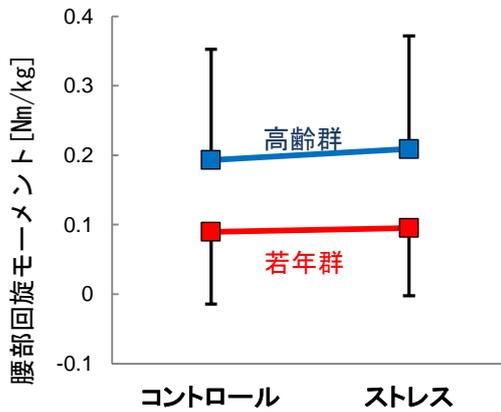


図 3.1.3(1).a squat 法の腰部回旋モーメント

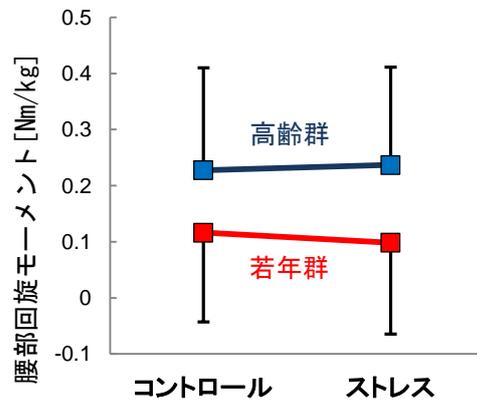


図 3.1.3(1).b stoop 法の腰部回旋モーメント

3.1.3(4) ネットモーメント

表 3.1.3(4), 図 3.1.3(4)a と図 3.1.3(4)b に腰部伸展モーメントと腰部側屈モーメント, 腰部回旋モーメントの和であるネットモーメントの比較を示す. Squat 法でのネットモーメントの結果については, 年齢層の違いに主効果 ($F(1,21) = 4.83, p < 0.05$) がみられ, 高齢群で大きな値を示した. 精神作業負荷の有無での主効果と交互作用は認められなかった.

Stoop 法でのネットモーメントについても年齢層の違いに主効果 ($F(1,21) = 4.40, p < 0.05$) がみられ, 高齢群で大きな値を示した. また, 精神作業負荷の有無での主効果や交互作用は認められなかった.

表 3.1.3(3) 腰部回旋モーメントの比較

ネットモーメント (Nm/kg)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	2.51 ± 0.15	2.55 ± 0.20	p=0.039	p=0.057
高齢群	2.75 ± 0.32	2.83 ± 0.40			
ネットモーメント (Nm/kg)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	2.42 ± 0.23	2.37 ± 0.28	p=0.048	p=0.897
高齢群	2.66 ± 0.36	2.70 ± 0.42			

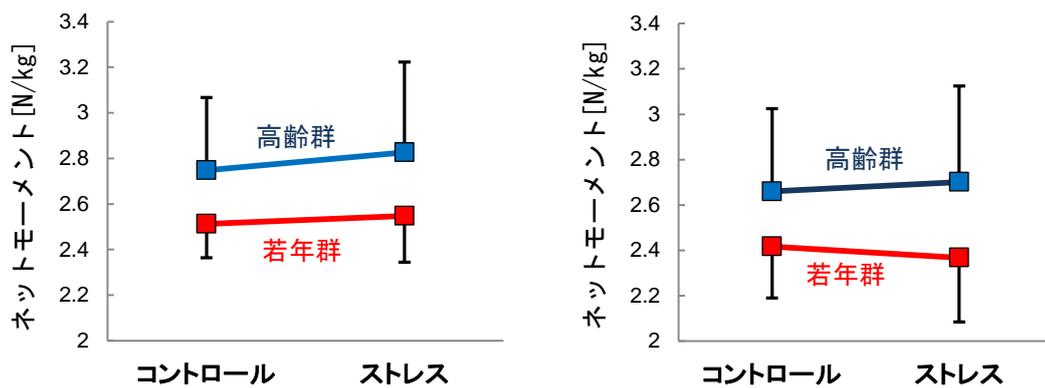


図 3.1.3(4).a squat 法のネットモーメント

3.1.4 床反力鉛直方向成分

表 3.1.4, 図 3.1.4.a と図 3.1.4.b に体重で正規化した床反力鉛直方向成分の比較を示す。Squat 法での床反力鉛直方向成分の結果については, 主効果・交互作用ともに認められなかった。

Stoop 法での床反力鉛直方向成分の結果については, 主効果・交互作用ともに認められなかった。

表 3.3.4 床反力鉛直方向成分の比較

床反力鉛直方向成分 (N/kg)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	12.52 ± 0.51	12.66 ± 0.56	p=0.217	p=0.689
高齢群	13.00 ± 0.91	12.96 ± 1.03			
床反力鉛直方向成分 (N/kg)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	11.72 ± 0.91	11.67 ± 1.03	p=0.226	p=0.554
高齢群	11.84 ± 0.53	11.96 ± 0.42			

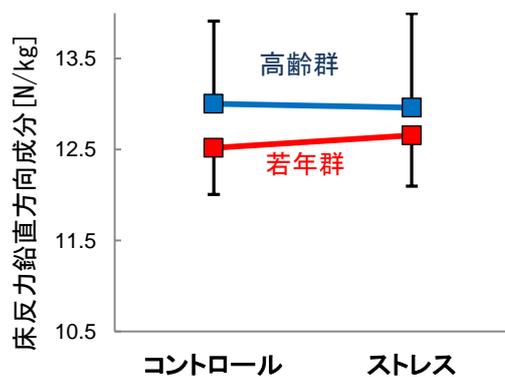


図 3.1.4.a squat 法の床反力鉛直方向成分

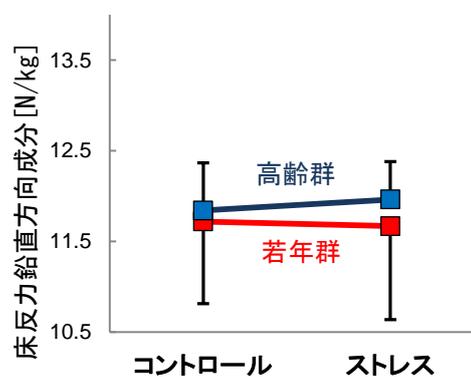


図 3.1.4.b stoop 法の床反力鉛直方向成分

3.1.5 体幹前傾角度

表 3.1.5, 図 3.1.5.a と図 3.1.5.b に腰部椎間板圧縮力が最大値を示した時点での体幹前傾角度の比較を示す。Squat 法での体幹前傾角度の結果については, 主効果・交互作用ともに認められなかった。

Stoop 法での体幹前傾角度についても, 主効果・交互作用ともに認められなかった。

表 3.1.5 体幹前傾角度の比較

体幹前傾角度 (°)	コントロール		squat法 ストレス		年齢層	暗算の有無	交互作用
	若年群	80.00 ± 5.19	79.86 ± 6.89	p=0.568			
	高齢群	81.90 ± 11.62	82.59 ± 12.73				
体幹前傾角度 (°)	コントロール		stoop法 ストレス		年齢層	暗算の有無	交互作用
	若年群	95.41 ± 11.62	96.31 ± 12.73	p=0.363			
	高齢群	98.89 ± 8.65	98.13 ± 9.64				

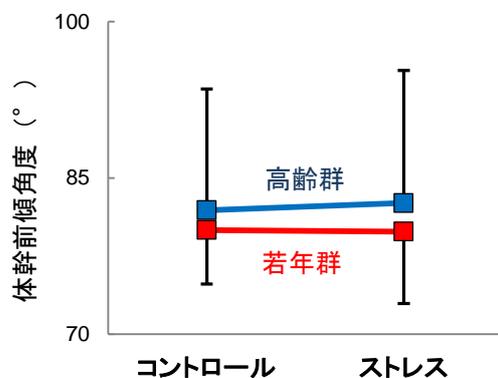


図 3.1.5.a squat 法の体幹前傾角度

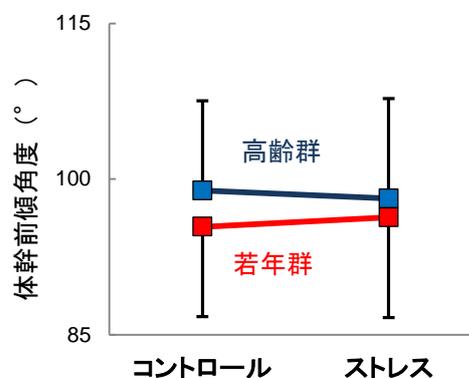


図 3.1.5.b stoop 法の体幹前傾角度

3.1.6 骨盤前傾角度

表 3.1.6, 図 3.1.6.a と図 3.1.6.b に腰部椎間板圧縮力が最大値を示した時点での骨盤前傾角度の比較を示す。Squat 法での骨盤前傾角度については, 二元配置分散分析反復測定法の結果, 年齢層の違いのみに主効果 ($F(1,21) = 5.73, p < 0.05$) がみられ, 交互作用を認めた ($F(1,21) = 4.84, p < 0.05$)。精神作業負荷の有無による単純主効果の検定を対応のある t 検定により比較した結果, 両群ともに有意差はみられなかった。また, 両群でのストレス条件とコントロール条件の群間比較として対応のない t 検定を行った結果, ストレス条件のみで有意差を認め, 高齢群で骨盤の前傾角度が大きい値を示した。

Stoop 法での骨盤前傾角度については年齢層の違いのみに主効果 ($F(1,21) = 11.0, p < 0.05$) を認め, 若年群よりも高齢群で前傾角度は大きくなった。精神作業負荷の有無による主効果と交互作用は認められなかった。

表 3.1.6 骨盤前傾角度の比較

骨盤前傾角度 (°)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	21.39 ± 8.00	20.02 ± 6.65	p=0.026	p=0.422
高齢群	29.24 ± 7.97	32.23 ± 23.89			
骨盤前傾角度 (°)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	38.98 ± 11.96	39.64 ± 12.82	p=0.003	p=0.417
高齢群	52.84 ± 11.17	53.36 ± 12.59			

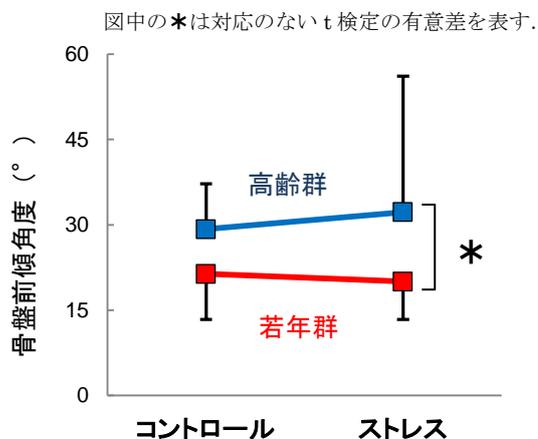


図 3.1.6.a squat 法の骨盤前傾角度

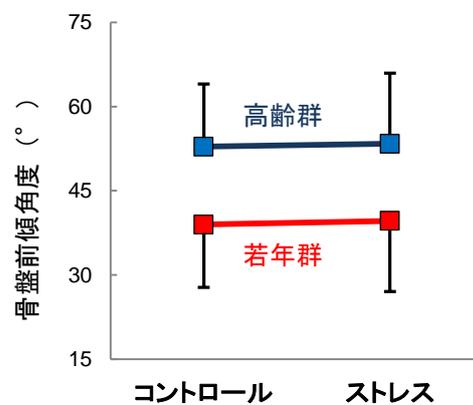


図 3.1.6.b stoop 法の骨盤前傾角度

3.1.7 腰部関節中心と重量物重心間の距離

表 3.1.7 と図 3.1.7.a, 図 3.1.7.b に腰部椎間板圧縮力が最大値を示した時点での腰部関節中心と重量物重心間の距離の比較を示す。

Squat 法の腰部関節中心と重量物重心間の距離の比較については、主効果、交互作用ともに認められなかった。

Stoop 法での腰部関節中心と重量物中心間の距離についても、主効果・交互作用ともに認められなかった。

表 3.1.7 体幹前傾角度の比較

腰部関節中心と重量物重心間の距離 (mm)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	597.40 ± 17.81	603.35 ± 18.02	p=0.674	p=0.174
高齢群	604.51 ± 33.08	606.13 ± 37.70			
腰部関節中心と重量物重心間の距離 (mm)	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	548.36 ± 30.65	550.34 ± 23.54	p=0.343	p=0.926
高齢群	564.79 ± 39.11	563.69 ± 52.38			

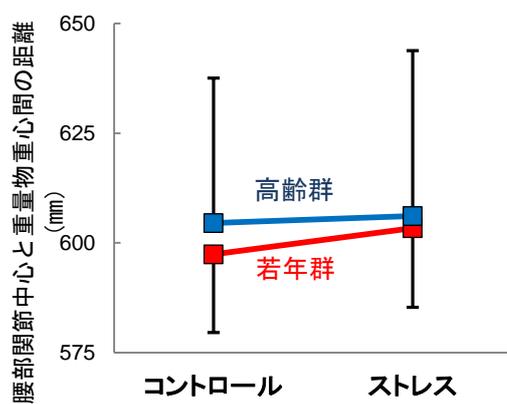


図 3.1.7.a squat 法の腰部関節中心と重量物重心間の距離

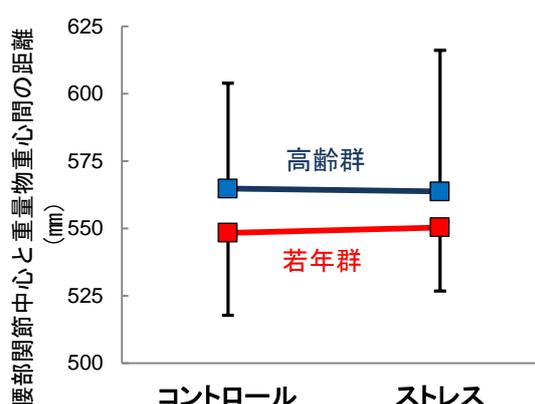


図 3.1.7.b stoop 法の腰部関節中心と重量物重心間の距離

3.1.8 動作の所要時間

表 3.1.8 と図 3.1.8.a, 図 3.1.8.b に動作の所要時間を示す。

Squat 法の動作の所要時間については、二元配置分散分析反復測定法の結果、年齢層での主効果 ($F(1,21) = 5.70, p < 0.05$) が認められ、高齢群で所要時間が長い値を示した。精神作業負荷での主効果、交互作用は認められなかった。

Stoop 法での動作の所要時間については、二元配置分散分析反復測定法の結果、精神作業負荷の有無で主効果 ($F(1,21) = 11.1, p < 0.05$) を認め、ストレス条件で所要時間が長くなった。年齢層での主効果と交互作用は認められなかった。

表 3.1.8 動作の所要時間の比較

動作の所要時間 (sec)	squat法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	3.49 ± 0.71	3.66 ± 0.83	p=0.026	p=0.106
高齢群	4.18 ± 0.77	4.42 ± 0.82			
	stoop法		年齢層	暗算の有無	交互作用
	コントロール	ストレス			
	若年群	3.64 ± 0.77	3.89 ± 0.82	p=0.052	p=0.03
高齢群	11.84 ± 0.53	11.96 ± 0.42			

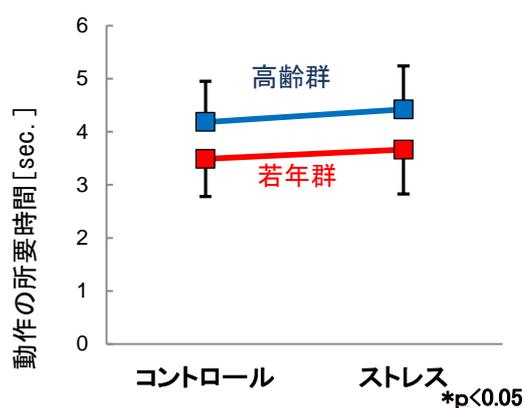


図 3.1.8.a squat 法の所要時

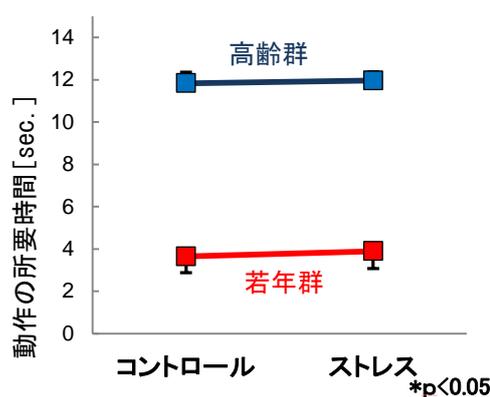


図 3.1.8.b stoop 法の所要時間

3.2 心拍変動解析

3.2.1 瞬時心拍数

表 3.2.1, 図 3.2.1 に, 前方のスライドに 2 桁の足し引き算の計算式や, 「膝曲げ」または「膝伸ばし」というワードが表示されてから動作を開始する直前までの瞬時心拍数の比較を示す. 二元配置分散分析反復測定法の結果, 主効果, 交互作用ともに認められなかった.

表.3.2.1 瞬時心拍数

		コントロール	ストレス	年齢層	暗算の有無	交互作用
瞬時心拍数 (bpm)	若年群	85.69±18.46	87.06±17.02	p=0.991	p=0.086	p=0.649
	高齢群	86.04±14.06	86.85±14.05			

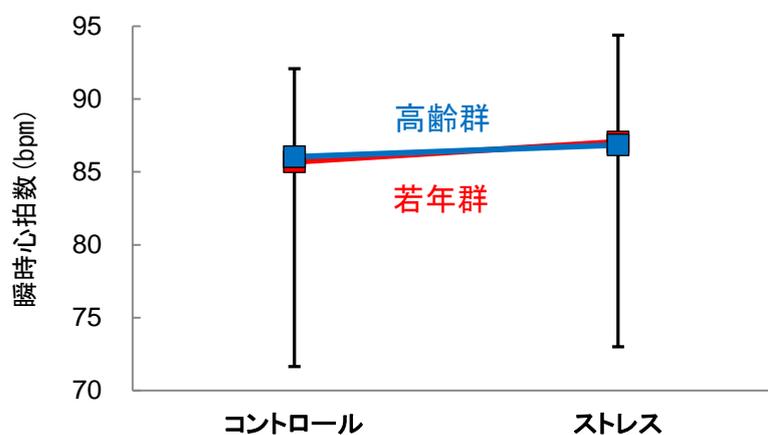


図 3.2.1 瞬時心拍数の比較

3.2.2 LF/HF

表 3.2.2, 図 3.2.2 に, 前方のスライドに 2 桁の足し引き算の計算式や, 「膝曲げ」または「膝伸ばし」という動作方法を指示するワードが表示されてから動作を開始する直前までの LF/HF の比較を示す. この結果についても瞬時心拍数と同様に二元配置分散分析反復測定法の結果, 主効果, 交互作用ともに認められなかった.

表 3.2.2 LF/HF の比較

		コントロール	ストレス	年齢層	暗算の有無	交互作用
LF/HF	若年群	8.84 ± 4.19	11.32 ± 6.56	p=0.093	p=0.293	p=0.175
	高齢群	7.26 ± 2.40	8.05 ± 3.65			

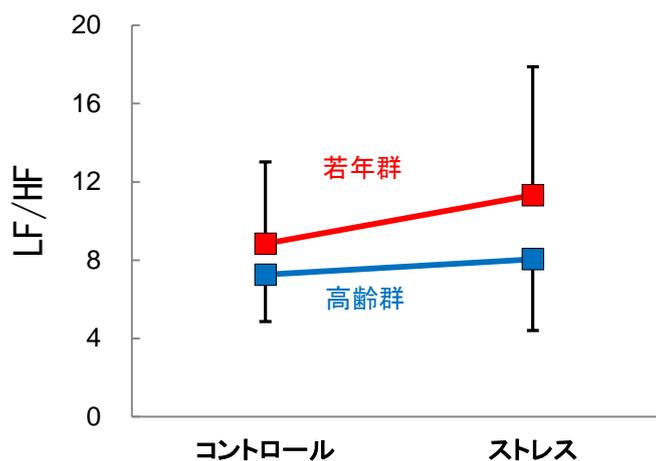


図 3.2.2 LF/HF の比較

3.2.3 LF

表 3.2.3, 図 3.2.3 に, 前方のスライドに 2 桁の足し引き算の計算式や, 「膝曲げ」または「膝伸ばし」という動作方法を指示するワードが表示されてから動作を開始する直前までの LF の比較を示す. この結果については二元配置分散分析反復測定法の結果, 年齢層の違いに主効果 ($F(1,21) = 26.7, p < 0.05$) を認め, 若年群で大きい値を示した. 精神作業負荷の有無による主効果と交互作用は認められなかった.

表 3.2.3 LF の比較

		コントロール	ストレス	年齢層	暗算の有無	交互作用
LF (ms ²)	若年群	939.88 ± 568.6	962.64 ± 618.14	p < 0.001	p = 0.992	p = 0.778
	高齢群	128.70 ± 99.01	149.90 ± 141.33			

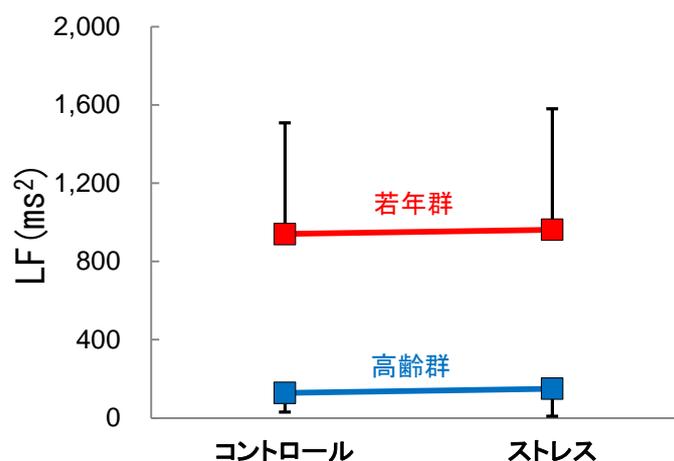


図 3.2.3 LF の比較

3.2.4 HF

表 3.2.4, 図 3.2.4 に, 前方のスライドに 2 桁の足し引き算の計算式や, 「膝曲げ」または「膝伸ばし」という動作方法を指示するワードが表示されてから動作を開始する直前までの HF の比較を示す. この結果については二元配置分散分析反復測定法の結果, 年齢層の違いに主効果 ($F(1,21) = 13.6, p < 0.05$) を認め, 若年群で大きい値を示した. 精神作業負荷の有無による主効果と交互作用は認められなかった.

表 3.2.4 HF の比較

		コントロール	ストレス	年齢層	暗算の有無	交互作用
HF (ms^2)	若年群	152.67 ± 131.41	146.16 ± 112.46	$p < 0.001$	$p = 0.729$	$p = 0.715$
	高齢群	22.24 ± 17.19	22.42 ± 15.03			

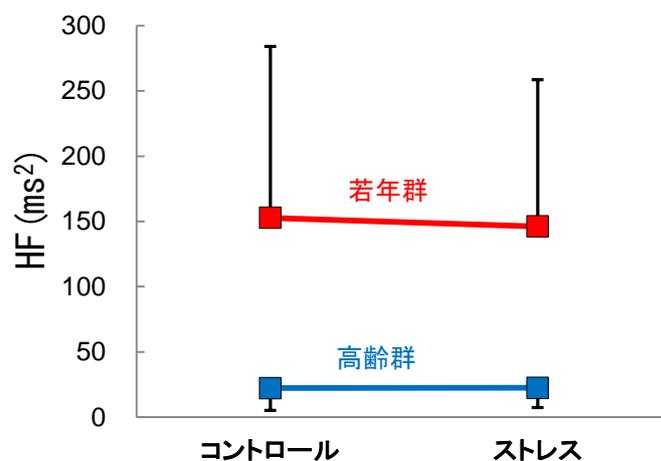


図 3.2.4 HF の比較

第4章 考察

4.1 加齢による持ち上げ動作時の腰部負担と姿勢の変化について

4.1.1 若年群と高齢群の腰部負担

本研究の結果では squat 法・stoop 法ともに、腰部椎間板圧縮力の値が被験者の年齢層の違いについて主効果がみられ、若年群よりも高齢群で腰部負担が大きな値を示した(表 3.1.1)。Boxein らは、合計 700 人の身長と体重の数値を予測式に当てはめることで、各年齢層の腰部負担を推定している。その報告では、加齢により身長と体重が小さくなることで、持ち上げ動作時の腰部負担が小さくなると予測している⁴⁾。本研究の被験者においては、体重は両群で差がみられなかった点では先行研究と一致しないが、身長においては有意差が見られ、高齢群で有意に小さく、先行研究と一致した。それにも関わらず、腰部椎間板圧縮力は高齢群で有意に大きくなったため、実際に高齢者を対象に持ち上げ動作を計測した本研究の結果では、身長・体重から腰部負担を推測した先行研究の結果と異なり、高齢者の物理的な腰部負担が大きくなることが示唆された。

一方で、腰部負担指数の比較では、若年群では本研究で計測したすべての動作において 50%台に留まったのに対し、高齢群ではこの指数が 150%程度になった(表 3.1.2)。これは持ち上げ動作時に生じる椎間板圧縮力が負荷許容値を上回っていることを示し、負荷許容値を考慮した腰部負担を算出すると若年群よりもはるかに大きな値を示したことになる。持ち上げる重量の安全基準としては、国際的には 22 kg程度とされており

¹⁵⁾、日本国内で厚生労働省が定める職場における腰痛予防対策指針では体重の40%以下とされている⁴⁾。本研究で用いた重量物の重量はこれらの基準よりもはるかに軽い5 kgであるが、高齢群では腰部椎間板の負荷許容値の1.5倍もの腰部負担が生じていたため、腰痛のリスクが考えられた。

以上のことにより、加齢によって持ち上げ動作時に生じる物理的な腰部負担が大きくなり、加齢による椎間板の負荷許容値の低下についても考慮すると、高齢者の腰痛発症のリスクが非常に高いことが示唆された。

4.1.2 若年群と高齢群の作業姿勢の違い

腰部椎間板圧縮力の値は squat 法・stoop 法ともに、若年群よりも高齢群で大きな値を示した。これは加齢による作業姿勢の変化が原因として考えられる。以下に両群の持ち上げ動作の特徴について考察する。

4.1.2(1) squat 法について

Squat 法での動作において、高齢群は若年群よりも椎間板圧縮力が有意に大きな値を示した。Looze らや Buseck らは動作が速くなると腰部負担が増加すると報告している⁶¹⁻⁶²⁾。しかしながら、本研究で椎間板圧縮力が大きい値を示した高齢群では若年群と比較して有意に所要時間が長く、動作全体では遅い動作になっていることが示唆された。一方で、表 3.1.4 と図 3.1.4.a に示すように、椎間板圧縮力が最大値を示す瞬間での重心の加速度を表す床反力鉛直方向成分では、両群間に有意差はみられなかった。このことから、高齢群では動作全体の所要時間が長くなるが、重量物を持ち上げる瞬間には若年群と同程度に勢いをつけた動作となっていることが考えられる。これらのことから、高齢群の動作では動作全体の所要時間が長くなったが、動作時の床反力鉛直方向成分において若年群との差がみられなかったため、腰部負担が小さくなることになかったと考える。

椎間板圧縮力は 2.4 データ解析の図 2.4.1.a に示すように、上半身や重量物の重量や 3 軸方向の腰部モーメントに係数を乗じた値から算出される。Van Diën らは、持ち上げ動作は屈曲・伸展方向の動きであるため、腰部伸展モーメントが腰部負担との関連が大きいと述べているが⁶³⁾、本研究の結果では腰部伸展モーメントについては両群間で差はみられず(表 3.1.3)、さらに側屈や回旋のモーメントについても両群間で有意差はみられなかった(表 3.1.3(2), 表 3.1.3(3))。一方で、3 軸方向の腰部モーメントの和であるネットモーメントでは高齢群で有意に大きな値を示した(表 3.1.3(4))。ネットモーメントは腰部が中間位から逸脱している場合に大きくなり、腰部のポジションの

不安定性を表す。また、先行研究において椎間板圧縮力との関連が深いことが報告されている⁶³⁻⁶⁴。そのため、高齢群では腰部の姿勢の安定性が低下し、若年群と比較して持ち上げ動作時の椎間板圧縮力が大きくなったと考えられる。

4.1.2(2)stoop 法について

Stoop 法での動作についても squat 法の動作と同様に、高齢群において椎間板圧縮力が有意に大きくなった(表 3.1.1)。腰部モーメントについては、腰部回旋モーメントとネットモーメントにおいて両群間での有意差がみられ(表 3.1.3(3), 表 3.1.3(4))、高齢群で有意に大きい値を示した。そのため、squat 法と同様に高齢群では動作時の腰部の安定性が低下し、その中でも特に腰部の回旋モーメントの増加が腰部椎間板圧縮力の増加に影響したと考えられた。

Stoop 法の持ち上げ動作は体幹を前傾させて行う動作であるため、上半身や重量物に生じる重力の方向と腰部の回旋の運動方向が近くなる。そのため、姿勢の安定性が低下していると腰部の回旋が強まった姿勢で動作を行うことが考えられる。腰部の安定性に重要な役割を果たすとされる内腹斜筋や外腹斜筋は、加齢により萎縮すると報告されている⁶⁵。このことから、高齢群では姿勢の安定性の低下から Stoop 法での持ち上げ動作時に腰部の回旋が強まり、腰部回旋モーメントが増加し、その結果、椎間板圧縮力がすると考えられた。また、腰部回旋モーメントが大きくなることは左右非対称の動作であることを表し、左右非対称の姿勢で腰部負担が増大することは先行研究でも報告されており⁶⁶⁻⁶⁹、これを支持すると考える。

4.2 精神作業負荷が姿勢と腰部負担に与えた影響

4.2.1 Squat 法での持ち上げ動作

本研究では暗算による精神作業負荷を与えた場合と単純に動作方法を指示した場合で持ち上げ動作時に生じる腰部負担を比較した。Squat 法の結果では、腰部負担の指標である腰部椎間板圧縮力と腰部伸展モーメントは、若年群・高齢群で共通して、精神作業負荷を課したストレス条件で有意に大きくなった。これに寄与した姿勢の変化、さらになぜ姿勢が変化したか、これらの結果の臨床的意義について次に述べる。

4.2.1(1)姿勢の変化

本研究では暗算とその答えが偶数か奇数かで持ち上げ方法を選択するという精神作業負荷を与えたストレス条件と、単純に動作方法を指示したコントロール条件で持ち上げ動作時に生じる腰部負担を比較した。Squat法の結果では、腰部負担の指標である腰部椎間板圧縮力は、若年群・高齢群で共通して、精神作業負荷を課したストレス条件で有意に大きくなった(表3.1.1)。腰部モーメントでは腰部の伸展モーメントが、両群で共通して精神作業負荷により大きくなったため(表3.1.3(1))、腰部伸展モーメントの増加が椎間板圧縮力の増加に寄与したと考えられる。しかしながら、骨盤の前傾角度については、精神作業負荷の有無での変化は両群の間に交互作用がみられ(表3.1.6)、腰部伸展モーメントや椎間板圧縮力増大の原因となる姿勢変化は両群で異なることが考えられた。

骨盤の前傾角度について、二元配置分散分析反復測定法の結果では交互作用がみられ、対応のないt検定の結果ではストレス条件での両群間に有意差が認められ、高齢群で骨盤の前傾角度が大きく、若年群ではこの角度が小さい値を示した。先行研究では持ち上げ動作時の骨盤の前傾角度が大きくなった場合に腰部関節と重量物までの距離が小さくなれば腰部負担は小さくなるとしている⁵⁴⁾。そのため、若年群では骨盤の前傾角度が小さくなったことで腰部伸展モーメントが大きくなったと考えられる。一方で、高齢群においては骨盤前傾角度が大きくなったにも関わらず、腰部伸展モーメントや椎間板圧縮力が大きい値を示し、上記の先行研究を支持しない結果となった。これについては、本研究では先行研究と異なり、骨盤が前傾した際に腰部関節中心と重量物重心間の距離が小さくならなかったことが影響していると考えられる(表3.1.7)。SchippleinらやDavisらは腰部と重量物までの水平距離が持ち上げ動作時の腰部負担と関連が深いとしている⁷⁰⁻⁷¹⁾。さらに、Katsuhiraらは骨盤前傾角度が大きくなった場合に腰部伸展モーメントと椎間板圧縮力が大きくなったことを報告している²²⁾。これらのことから、骨盤が前傾する姿勢変化が生じた際に腰部椎間板圧縮力と重量物までの距離が小さくならない場合には、腰部負担が増加することが考えられる。

4.2.1(2)なぜ姿勢が変化したか

先行研究では持ち上げ動作や荷物の仕分け作業に精神作業負荷を組み合わせると姿勢が変化して腰部負担が増加することを、精神的ストレスの増大がパフォーマンスに影響を及ぼしたと考察している。本研究では精神作業負荷の有無で心拍指標を比較することで動作時の精神的ストレスについて同定することを試みたが、心拍指標には精神作業負荷の有無で差は認められなかった。そのため、Squat法の持ち上げ動作に精神作業負荷を組み合わせた場合に腰部負担が大きくなったのは、ストレス条件での課題が暗算の答えから動作方法を選択して持ち上げ動作を行うという多重課題の要素を含んでいたことが原因として考えられる。

多重課題は作業への注意を低下させるとされているため⁷²⁾、労働場面ではヒューマンエラーの原因になると考えられる。また、多重課題下での運動パフォーマンスではパフォーマンスが低下することも報告されている⁷³⁻⁷⁵⁾。このため、本研究のストレス条件では姿勢への注意分配が低下し、動作に変化が生じたことで腰部負担の増加につながったと考えられる。

4.2.1(3)臨床的意義

本研究のsquat法の動作での椎間板圧縮力は精神作業負荷を課すことにより両群において統計学的に有意に増加した。一方で、増加した椎間板圧縮力の値は、若年群では平均0.57(N/kg)、高齢群では1.56(N/kg)であり(表3.1.1)、増加した値はわずかであると考えられる。しかしながら、特に高齢群では5kgの重量物を持ち上げる際に、椎間板の負荷許容値の1.5倍もの負荷が腰部に生じているため、少しでも腰部負担を軽減させるための対策が重要であると考えられる。また、先行研究では持ち上げ動作の頻度が腰痛の発症と関連が深いとしていることから^{8,17)}、小さい負担の増加であっても繰り返し作業では腰痛の原因になり得ることが考えられる。

4.2.2 Stoop 法での持ち上げ動作

Stoop 法での持ち上げ動作時の椎間板圧縮力は, squat 法での動作と異なり, 若年群・高齢群ともに精神作業負荷の有無による変化は認められなかった(表 3.1.1). これは動作の自由度が影響していると考えられる. stoop 法の場合, 精神作業負荷の有無による有意な骨盤の角度の変化が生じず, 腰部関節中心と重量物中心までの距離にも変化がみられなかった. stoop 法での動作は体幹・骨盤を前傾させる動作であり, ハムストリングスなどの大腿の後面筋が制限因子として働き骨盤を固定し, 本研究の結果でも骨盤の角度の変化はみられなかったが, squat 法ではこの制限因子がない. また, 先行研究では squat 法で繰り返し動作を行っていると徐々に膝の屈曲角度が大きくなり, stoop 法の動作に近づく姿勢変化がみられるとされている⁷⁶⁻⁷⁸⁾. これらのことから, stoop 法は squat 法と比較して動作の再現性が高く, 精神作業負荷などの外部刺激の影響が反映されにくいため, 本研究の結果につながったと考えられる.

第5章 総括

5.1 結論

本研究では高齢者の持ち上げ動作の腰部負担の大きさ、作業姿勢の特徴を明らかにすることと、高齢者の精神的ストレスが持ち上げ動作の作業姿勢に及ぼす影響を明らかにすることを目的に、若年者と高齢者を対象に持ち上げ動作の計測を行い、さらに動作直前に精神作業負荷を与える条件での計測を行った。結果として、squat法とstoop法の両方の動作で高齢群は若年群よりも大きな椎間板圧縮力が生じており、椎間板圧縮力の負荷許容値の違いも含めて腰部負担の指数を算出すると、高齢群に生じる腰部負担はより大きいことが考えられた。また、国際的な安全基準や労働基準法による基準よりもはるかに重量の小さい5kgの重量物であっても高齢者では椎間板圧縮力の1.5倍以上の腰部負担が生じることが明らかとなった。このことから、高齢者が就労する際には持ち上げ動作の頻度を減少させるなどの労働環境整備の重要性が考えられる。また、高齢群と若年群では作業姿勢が異なり、高齢群の作業姿勢では椎間板圧縮力が大きな値を示す。産業リハビリテーションの視点から、この動作特徴を踏まえた動作指導や運動などの予防的アプローチを行っていくことが重要であると考えられる。さらに、精神作業負荷を課すことで若年群、高齢群の両群で作業姿勢の変化がみられ、椎間板圧縮力が増加した。本研究では心拍変動解析により算出した自律神経指標の値を算出したが、精神作業負荷を課した際に精神的ストレスが増大していることは示されなかった。しかしながら、課題の特性上、多重課題が持ち上げ動作の姿勢に影響を及ぼし、腰部負担を増大させることが示唆された。実際の労働場面では荷物を仕分ける、運ぶなどの仕事内容の達成のための手段として持ち上げ動作が行われるため、持ち上げ動作の姿勢のみに集中する業務内容は想定されない。高齢者では、持ち上げる重量が5kgであっても椎間板の負荷許容値を上回る負荷が生じるため、動作時の腰部負担を軽

減させることは重要である。そのため、理学療法士が高齢者に対して持ち上げ動作の指導を行う際には、精神作業負荷を課した状態で姿勢が変化しないようにアプローチしていく必要があると考える。

5.2 本研究の限界と今後の展望

本研究では下肢の運動学・運動力学的指標の解析を行わなかったため、今後は下肢の姿勢変化にも注目して計測・解析することで、より詳細な姿勢の変化について検討することが必要であると考えられる。

また、本研究の結果では、心拍指標からは精神作業負荷を与えた際の精神的ストレスの増加について証明することができなかった。精神作業負荷として暗算を課すことで生じる精神的ストレスを瞬時心拍数、LF/HF、LF、HF を指標として計測した報告は数多くされており、机上での暗算課題中は心拍数や LF/HF は増加し、HF が低下することなどが報告されている³⁶⁾。それに対して本研究でこれらの指標に有意な差が出なかった理由として暗算課題の提示から動作を開始するまでの時間が短いことが考えられる。自律神経活動について心拍変動を用いて計測する場合、5分間同じ姿勢で計測する方法が用いられており⁷⁹⁾、先行研究では暗算に取り組む時間を短いものでも2分間設け、心拍変動を計測している^{23-25,60)}。本研究では5秒以内に計算式の答えを発声し、動作を開始することとしているが、30秒のデータ長からLFやHF、LF/HFを算出しているため、心拍変動により精神的ストレスを計測するためには精神作業負荷を与える時間が短かったと考えられる。また、先行研究において高齢群で心拍変動のLF成分やHF成分が低下することが報告されており⁸⁰⁻⁸²⁾、本研究の心拍変動の結果においても高齢群では若年群と比較してLF成分とHF成分が有意に低下していた。そのため、精神作業負荷の影響を心拍変動指標の変化で捉えるには、高齢群に対しては感度が低く、困難であることが考えられた。さらには、心拍変動のHF成分は呼吸洞性不整脈に対応し、呼吸回数や呼吸の深さに影響を受けるため⁸³⁾、呼吸を統制する必要性も考えられた。

以上により、今後、精神的ストレスが持ち上げ動作に及ぼす影響についてさらに検討していくためには、精神作業負荷を与える時間を延長することや、心拍変動以外の手法を用いた精神的ストレス指標の計測、精神的ストレスを生じさせる条件設定を観衆の前での課題の遂行など、暗算負荷と違ったアプローチで行う必要が考えられる。

謝辞

本研究を行うにあたり，研究の趣旨をご理解頂き，対象者としてご協力頂きました小田原市シルバー人材センターの方々や，国際医療福祉大学小田原保健医療学部の方々に心から感謝申し上げます。また，研究活動と勤務を両立することに理解を示し，お心遣い頂きました済生会神奈川県病院の皆様に心から感謝申し上げます。

研究指導教員の谷浩明教授には理学療法士の養成校在籍時代から現在まで，研究の哲学や方法論，論文の作成に至るまで長きにわたり暖かくご指導頂きました。心から感謝申し上げます。

副指導教員の山本澄子教授には修士課程在籍時より，バイオメカニクスの知識と三次元動作解析装置を使用した計測方法をご指導頂きました。心から感謝申し上げます。

新潟医療福祉大学の勝平純司准教授には，修士課程在籍時より長きにわたり，研究計画の立案から計測機器の使用，データ解析や論文作成まで，終始にわたり熱心に指導して頂きました。心から感謝申し上げます。

東京大学医学部附属病院 22 世紀医療センター運動器疼痛メディカルリサーチ&マネジメント講座の松平浩特任教授には，研究の過程において多大なご支援を頂戴致しました。心から感謝申し上げます。

小田原保健医療学部の右田正澄助教には，被験者への対応の際にご協力頂きました。心から感謝申し上げます。

勝平ゼミの皆様には多くのご助言を頂き，成長の機会を与えて頂きました。また，勝平ゼミの勝野渉様には計測の際に何度もご協力頂きました。心より感謝申し上げます。

最後に，自分を大切に育て見守ってくれた両親，いつも励まし支えてくれた妻千秋に心からの感謝を申し上げます。

倫理面の配慮

本研究は、ヘルシンキ宣言に準拠し被験者の人権について最大限の配慮を行った。具体的には、個人情報や被験者を識別できる情報の全てを取り除き代わりに符号化して保存した。また、研究成果の発表の際は被験者の氏名を匿名化し個人が特定されないようにする。さらに、被験者は検査者に対し質問する権利を有し、質疑応答には十分な時間を割くようにした。被験者に同意を得る方法としては、書面にて研究概要を記した文章を作成し、合わせて口頭でも説明を行った。同意を得ることが出来た場合には同意文章への署名を依頼した。また、同意書を得ることと並行して同意撤回書を配布し、被験者がいつでも協力の意思を撤回できるよう配慮した。この撤回によっても一切の不利益は生じないようにした。

本研究において、不利益または危険性として多数の赤外線反射マーカ貼付することによる皮膚の炎症、腰部への不快感が考えられたが、いずれの支障をきたす者もいなかった。また、本研究は国際医療福祉大学倫理審査委員会の承認を得て実施された（承認番号：14-Io-162）

参考文献

- 1) 厚生労働省. 2015. 業務上疾病発生状況等調査 (平成 27 年) .
<http://www.mhlw.go.jp/bunya/roudouki jun/anzeneisei11/h27.html> 2016. 10. 30
- 2) Fujii T, Matsudaira K. Plevallence of low back pain and factors associated with chronic disabling back pain in Japan. *Eur Spine J* 2013;22:434-438
- 3) Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine* 2008;8(1):8-20
- 4) 厚生労働省. 2013. 職場における腰痛予防対策指針
<http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/youtsuushishin.html> 2016. 10. 20
- 5) Krismer M, van Tulder M. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. *Low back pain(non-specific) Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2007;21:77-91
- 6) Deyo RA, Rainville J, Kent DL. What can the history and physical examination tell us about low back pain?. *JAMA* 1992;268:760-765
- 7) Hoogendoorn WE, Bongers PM, deVet HC, et al. Flexion and rotation of the trunk and lifting work are risk factors for low back pain :results of a prospective cohort study. *Spine* 2000;25:3087-3092
- 8) Waddell G, Burton AK. Occupational health guidelines for the management of low back pain at work: evidence review. *Occup Med* 2001;51:124-135
- 9) Matsudaira K, Kawaguchi M, Isomura T et al. Assessment of psychosocial risk factors for the development of non-specific chronic disabling low back pain in Japanese workers-findings from the Japan Epidemiological Research of Occupation-related Back Pain (JOB) study. *Ind Health* 2015;53(4):368-377
- 10) 芝啓一郎, 栗原章, 金田清志ら. 勤労腰痛疾患の実態と社会復帰に関する前向き調査. *日職災医誌.* 2005;53:148-152
- 11) Van Dieën JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM. Stoop or squat:a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clin Biomech* 1999;14: 685-696

- 12) Freivalds A, Chaffin DB, Garg A et al. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J Biomech* 1984;17:251-262
- 13) Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999; 24(8):755-762
- 14) Jager M, Luttmann A. Assessment of low back load during manual material handling. *Proceedings of the 13th triennial Congress of the International Ergonomics Association* 1997;4:171-173
- 15) Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A et al. Revised NIOSH equation for design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 1993;36(7): 749-776
- 16) Papageorgiou AC, Croft PR, Thomas E et al. Influence of previous pain experience on the episode incidence of low back pain: results from the South Manchester Back Pain Study. *Pain* 1996; 66(2-3):181-185
- 17) Matsudaira K, Konishi H, Miyoshi K et al. Potential risk factors for new onset of back pain disability in Japanese workers: findings from the Japan epidemiological research of occupation-related back pain study. *Spine* 2012; 37(15):1324-33
- 18) Eippert F, Bingel U, Schoell ED. Activation of the opioidergic descending pain control system underlies placebo analgesia. *Neuron* 2009; 63(4):533-43
- 19) Wood PB. Mesolimbic dopaminergic mechanisms and pain control. *Pain* 2006; 120(3):230-234
- 20) Ploghaus A, Narain C, Beckmann CF. Exacerbation of pain by anxiety is associated with activity in a hippocampal network. *J Neurosci* 2001; 21(24):9896-9903
- 21) Davis KG, Marras WS, Heaney CA et al. The impact of mental processing and pacing on spine loading. *Spine* 2002; 27(23):2645-53
- 22) Katsuhira J, Matsudaira K, Iwakiri K et al. Effect of mental processing on low back load while lifting an object. *Spine* 2013; 38(13):832-839
- 23) Hyndman BW, Gregory JR. Spectral analysis of sinus arrhythmia during mental loading. *Ergonomics*. 1975; 18(3):255-70

- 24) Langewitz W, Rüdell H. Spectral analysis of heart rate variability under mental stress. J Hypertens Suppl 1989; S7(6):32-3
- 25) Pagani M, Furlan R, Pizzinelli P et al; Spectral analysis of R-R and arterial pressure variabilities to assess sympatho-vagal interaction during mental stress in humans. J Hypertens Suppl 1989; 7(6):S14-15
- 26) Baddeley A. The magical number seven, plus or minus two: After all these years?. Psychol Rev 1994; 101:353-356
- 27) MILLER GA. The magical number seven plus or minus two: some limits on our capacity for processing information. Psychol Rev 1956; 63(2):81-97
- 28) Miller GA. The magical number seven, plus or minus two: some limits on our capacity for processing information. Psychol Rev 1994; 101(2):343-52
- 29) Shiffrin RM, Nosofsky RM. Seven plus or minus two: a commentary on capacity limitations. Psychol Rev 1994; 101(2):357-61
- 30) 永岑光恵, 室田真男, 清水康敬ら. 暗算課題遂行中における唾液中コルチゾールと心拍数を用いた心理変数の評価. 電子情報通信学会技術研究報告 ET, 教育工学 2002; 101(706):157-164
- 31) 野村収作, 水野統太, 野澤昭雄ら. 唾液中のコルチゾールによる軽度な精神作業負荷の生理評価. バイオフィードバック研究 2009; 36(1):23-32
- 32) 山田 晋平, 三宅 晋司, 大須賀 美恵子. 精神疲労を評価する指標の探索. 人間工学 2012; 48(6):295-303
- 33) 野村国彦, 江藤幹 楠本秀忠ら. 暗算負荷に対する唾液アミラーゼ活性と心拍変動. 大阪経大論集 2016; 66(6):105-118
- 34) 栗盛静江, 岡龍雄, 柿崎敏雄. 精神作業による負担と疲労の評価 2. 11 時間の非規制計算作業負荷実験. 産業医学 1994; 36(1):9-15
- 35) 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美. 心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討. 人間工学 1998; 34(3):107-115
- 36) 山田晋平, 三宅晋司. 長時間暗算の生理指標, 主観指標, 作業成績におよぼす影響. 産業医科大学雑誌 2007; 29(1):27-38

- 37) 曾我知絵, 三宅晋司, 和田親宗. 計算課題遂行における自律神経系指標の変化. 人間工学 2009;45(5):294-302
- 38) Karita K, Nakao M, Nishikitani M et al. Autonomic nervous activity changes in relation to the reporting of subjective symptoms among male workers in an information service company. Int Arch Occup Environ Health 2006; 79(5):441-4
- 39) Borchini R, Bertù L, Ferrario MM et al. Prolonged job strain reduces time-domain heart rate variability on both working and resting days among cardiovascular-susceptible nurses. Int J Occup Med Environ Health. 2015;28(1):42-51
- 40) 厚生労働省. 2009. 雇用の構造に関する実態調査(高年齢者雇用実態調査): 結果の概要
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/itiran/roudou/koyou/keitai/08/index.html>
2016.10.10
- 41) Mary L Buxsein, L Joseph Melton, B Lawrence Rigg et al. Age- and Sex-Specific Differences in the Factor of Risk for Vertebral Fracture: A Population-Based Study Using QCT. JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH 2006; 21(9): 1475-82
- 42) 佐伯覚. 職業性腰痛に対する産業医学的アプローチ. MB Med Reha 2008;98:122-128
- 43) 佐伯覚. リハビリテーションの役割. 総合リハビリテーション 2015;43(6):505-509
- 44) 高野賢一郎. ヘルスプロフェッションとしての理学療法士の可能性-勤労者の健康を守る産業保健分野への関わり. 理学療法学 2012;39:474-476
- 45) 高野賢一郎. 産業保健領域における予防と理学療法. 理学療法学ジャーナル 2013;47:288-294
- 46) 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美. 心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単純作業ストレスの評価手法の検討. 人間工学 1998;34(3):107-115
- 47) T Jia, Y Ogawa, M Miura. Music Attenuated a Decrease in Parasympathetic Nervous System Activity after Exercise. PloS one 2016;11(2)
- 48) M Hasegawa, A Hayano, A Kawaguchi et al. Assessment of autonomic nervous system function in nursing students using an autonomic reflex orthostatic test by heart

- rate spectral analysis. *Biomedical reports* 2015;831-834
- 49) Yuda E, Ogasawara H, Yoshida Y ら. Suppression of vagal cardiac modulation by blue light in healthy subjects. *J Physiol Anthropol* 2016;35(1):24
- 50) Winter DA. *Biomechanics and Motor control of Human Movement* 3rd ed. hoboken, NJ:Wiley, 2004;261-314
- 51) 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範典ら. 日本人高齢者の身体部分慣性特性. *バイオメカニズム* 1996;13:125-139
- 52) 山崎伸寿, 山本真路, 井上剛伸. 移乗介助動作の計測と腰部負荷の評価. *バイオメカニズム* 2001;16:195-205
- 53) 勝平純司, 富田早基, 原口辰也ら. 移乗補助具の使用, 種類, 使用姿位の違いが移乗動作時の腰部負担に与える影響. *人間工学* 2010;46(2):157-165
- 54) Hayashi S, Katsuhira J, Matsudaira K et al. Effect of pelvic forward tilt on low back compressive and shear forces during a manual lifting task. *J Phys Ther Sci* 2016; 28(3):802-806
- 55) AJ Camm. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation* 1996;93:1043-1065
- 56) Akselrod S, Gordon D, Madwed JB et al. Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. *Am J Physiol* 1985; 249(4):H867-H875
- 57) Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S. Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research* 1986;59(2):178-193
- 58) W Hideaki, H Tatsuya, M Shogo et al. Effect of 100 Hz electroacupuncture on salivary immunoglobulin A and the autonomic nervous system. *Acupunct Med* 2015; 33:451-456
- 59) Nakao M, Nomura K, Karita K et al. Relationship between brachial-ankle pulse wave velocity and heart rate variability in young Japanese men. *Hypertens Res.* 2004;27(12):925-31
- 60) Mehta RK, Agnew MJ. Influence of mental workload on muscle endurance, fatigue, and recovery during intermittent static work. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112(8):2891-902
- 61) de Looze MP, Kingma I, Thunnissen W et al. The evaluation of a practical

- biomechanical model estimating lumbar moments in occupational activities. *Ergonomics* 1994;37(9):1495-502
- 62) Buseck M, Schipplein OD, Andersson GB. Influence of dynamic factors and external loads on the moment at the lumbar spine in lifting. *Spine* 1988;13(8):918-21
- 63) van Dieën JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM et al. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clin Biomech* 1999;14(10):685-96
- 64) McGill SM, Norman RW. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine* 1986;11(7):666-678
- 65) 北村拓也, 佐藤成登志. 加齢に伴う体幹筋群の筋厚変化. *理学療法新潟* 2015;18:7-12
- 66) Kingma I, van Dieën JH, de Looze M et al. Asymmetric low back loading in asymmetric lifting movements is not prevented by pelvic twist. *J Biomech* 1998;31(6):527-34
- 67) Marras WS, Davis KG. Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. *Ergonomics* 1998;41(6):817-34
- 68) Marras WS, Granata KP. Spine loading during trunk lateral bending motions. *J Biomech* 1997;30(7):697-703
- 69) Fathallah FA, Marras WS, Parnianpour M. An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. *Spine* 1998;23(6):706-16
- 70) Schipplein OD, Reinsel TE, Andersson GB et al. The influence of initial horizontal weight placement on the loads at the lumbar spine while lifting. *Spine* 1995;20(17):1895-8.
- 71) Davis KG, Marras WS, Waters TR. Reduction of spinal loading through the use of handles. *Ergonomics* 1998;41(8):1155-68
- 72) Brown SW. Attentional resources in timing: interference effects in concurrent temporal and nontemporal working memory tasks. *Percept Psychophys* 1997;59(7):1118-40
- 73) 山田実, 上原稔章. 二重課題条件下での歩行時間は転倒の予測因子となりうる—地域在住高齢者を対象とした前向き研究—. *理学療法科学* 2007;22(4):505-509
- 74) 本田啓太, 松原誠仁. 二重課題条件が歩行時の運動適応反応に及ぼす影響. *理学療法科学* 2015;30(4):599-603
- 75) Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. "Stops walking when talking" as a predictor of falls in elderly people. *Lancet* 1997;349(9052):617
- 76) van Dieën JH, van der Burg P, Raaijmakers TA et al. Effects of repetitive lifting on kinematics: inadequate anticipatory control or adaptive changes?. *J Mot Behav* 1998;30(1):20-32

- 77) Resnick M. Postural changes due to fatigue. *Computers & Industrial Engineering* 1996;31(1-2):491-494
- 78) Fogleman M, Smith JL. The use of biomechanical measures in the investigation of changes in lifting strategies over extended periods. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1995;16(1):57-71
- 79) Hayano J, Taylor JA, Yamada A. Continuous assessment of hemodynamic control by complex demodulation of cardiovascular variability. *Am J Physiol* 1993; 264:H1229-H1238.
- 80) Trafimow JH, Schipplein OD, Novak GJ. The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. *Spine* 1993; 18(3):364-367
- 81) Shannon DC, Carley DW, Benson H. Aging of modulation of heart rate. *Am J Physiol.* 1987;253:H874-H877
- 82) Hrushesky WJ, Fader D, Schmitt O et al. The respiratory sinus arrhythmia: a measure of cardiac age. *Science* 1984; 224:1001-1004
- 83) Berntson GG, Cacioppo JT, Quigley KS. Respiratory sinus arrhythmia: autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology.* 1993;30(2):183-196