

体重との割合で定める重量値を扱った場合の腰部負荷の推定†

小山 冬樹*1, 杜 唐慧子*1, 岩切 一幸*2

重量物の取り扱いにおける最大重量値は、厚生労働省「職場における腰痛予防対策指針」において、男性が体重の40%以下、女性が24%以下に抑えるよう推奨されている。しかし、この体重との割合で定める最大重量値が腰痛予防に有用かは明らかではない。そこで本研究では、この最大重量値の有用性を生体力学的実験により検証した。実験では、男性10名のデータを用いて、体重の40%の重量物を持ち上げる際の腰部椎間板圧縮力をシミュレーションにて算出した。この計算では、解析プログラム上において、体重を50 kg, 70 kg, 90 kgに変化させ、それぞれ20 kg, 28 kg, 36 kgの重量物を持ち上げている状態を再現した。重量物を持ち上げる位置は、頭、胸、腰、膝、脛の高さにおいて、身体から近くまたは遠くの計10区画とした。解析の結果、体重が重くなるほど、腰痛リスクが高まる閾値とされる3400 Nを超える区画が多くなった。また、身体から遠い区画、低い区画および床からの持ち上げ作業では、腰部椎間板圧縮力の増加が著しかった。これらの結果から、現在の指針で推奨されている体重との割合で最大重量値を定める方法では、腰痛を十分に予防できないと示唆される。したがって、最大重量値は体重に依存せず、重量物の取り扱い位置を含めて考慮されるべきと考える。

キーワード: 腰痛予防対策指針, 三次元動作解析, 腰部負荷シミュレーション, 腰部椎間板圧縮力, 持ち上げ作業, 保持作業。

1. はじめに

労働者死傷病報告（休業4日以上）における業務上腰痛は、新型コロナウイルス感染症の罹患を除くと、業務上疾病の約6割を占め¹⁾、またその約4分の1は重量物取り扱い時に発生している²⁾。厚生労働省「職場における腰痛予防対策指針」（以下、厚労省指針という）では、この対策として人力により取り扱う重量を男性が体重の40%以下、女性が体重の24%以下に抑えるよう推奨している³⁾。

一方、国際標準化機構（ISO）⁴⁾、米国労働安全衛生研究所（NIOSH）⁵⁾、英国安全衛生庁（HSE）⁶⁾をはじめとした国外のガイドラインにおける最大重量値は、体重に依存しない重量値が定められている。このように、厚労省指針の体重との割合で定める最大重量値は、世界的に見て稀な方法となっている。また、国外のガイドラインでは、取り扱い位置ごとに推奨する最大重量値が異なっている。

日本人労働者を対象とした疫学調査によれば、厚労省指針において推奨されている重量値以下に取り扱い重量を抑えても、作業者の腰痛リスクは、重量物を取り扱わない作業よりも高くなる結果が得られている⁷⁾。この結果は、厚労省指針が推奨する重量値では、腰痛予防効果が十分に望めないことを示唆する。

そこで本研究では、厚労省指針において推奨されている最大重量値が腰痛予防に有用であることを生体力学的実験により検証した。本実験では、シミュレーションにより体重の40%の重量物を持った時の腰部椎間板圧縮力を算出し、NIOSHにより提唱されている腰痛リスクが高まる閾値とされる3400 Nと比較した⁸⁾。また、シミュレーション上で体重を変化させることにより、腰部椎間板圧縮力に対する体重の影響を検証した。さらに、作業位置も条件に加え、この影響も検証した。

2. 方法

1) 被験者

本実験では、健常な成人男性10名を被験者とした。被験者の平均年齢は40.8歳（標準偏差SD=8.2）、平均身長は169.9 cm（SD=4.9）、平均体重は67.5 kg（SD=12.8）、平均BMIは23.4（SD=4.7）であった。運動経験や筋力は不問とした。

本実験は、労働安全衛生総合研究所研究倫理審査委員会の承認を得て実施された（通知番号：2022N15）。被験者は、事前に研究目的と方法について書面および口頭で説明を受け、同意書を提出した。被験者からデータを収集した期間は、2023年6月から2024年3月までであった。

2) 作業

本実験では、重量物を持ち上げて指定された位置で保持する作業（保持作業）と床から頭の位置まで荷物を持ち上げる作業（持ち上げ作業）の2つの作業を行った。これらの作業は、疲労の影響を避けるため、別日に実施した。

† 本報は、Oyama, Du, Iwakiri (2025) *PLoS One* 20(6): e0327175 の内容を基に再構成したものである。

*1 労働安全衛生総合研究所 人間工学研究グループ

*2 労働安全衛生総合研究所 研究推進・国際センター

連絡先：〒214-8585 神奈川県川崎市多摩区長尾6-21-1

労働安全衛生総合研究所 人間工学研究グループ 小山冬樹

E-mail: oyama@h.jniosh.johas.go.jp

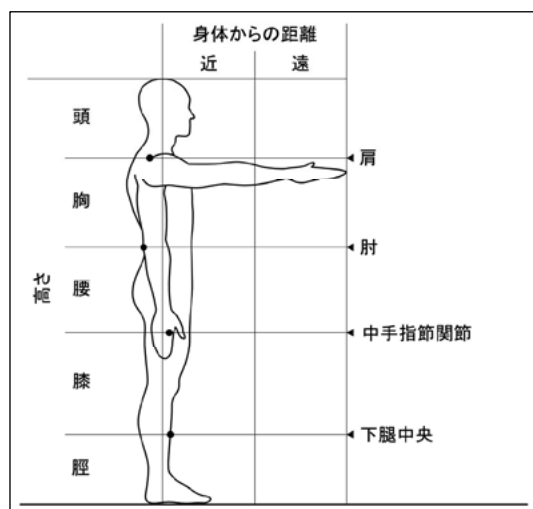


図1 保持作業における荷物保持区画

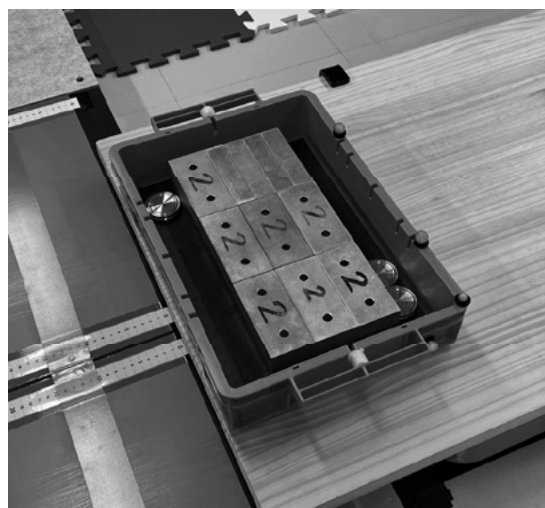


図2 荷物（荷物重量 20 kg の場合）

保持作業は、保持位置に高さを調節した台に置かれた荷物を 3 cm だけ持ち上げ、2 秒間その場で保持するものとした。保持位置の高さ（以下、高さという）は頭、胸、腰、膝、脛の 5 水準、身体からの距離（以下、距離という）は近、遠の 2 水準の計 10 区画とした（図 1）。保持位置の区画は、作業中の手の位置を基準とし、近、遠の区分は腕の長さの半分を基準とした。保持作業での姿勢は、頭、胸、腰の高さでは立位姿勢、膝、脛の高さではしゃがみ姿勢とした。持ち上げ作業は、荷物を床から頭の高さまで可能な範囲で持ち上げるものとした。持ち上げ作業での姿勢は、しゃがみ姿勢および立位姿勢とした。しゃがみ姿勢は、膝を曲げ、できるだけ上半身の角度が変わらないように腰を低くした姿勢とした。

荷物は、幅 40.0 cm、奥行き 28.0 cm、高さ 7.4 cm の取っ手付きコンテナとし、重量は金属製のおもりによって調整した（図 2）。実験で用いた荷物の重量は、被験者が通常業務で取り扱える重量の最大値（以下、取り扱い可能重量という）を基にした。本実験では、取り扱い可

能重量は、被験者の主観的判断に基づき 70% 程度の労力で複数回持ち上げられる重量と定義した。作業動作の記録前には、10 区画の保持位置ごとに取り扱い可能重量を記録した。重量は、3, 5, 8, 10, 13, 15, 18, 20, 23, 25, 28 kg の 11 通りとした。各保持位置での取り扱い可能重量は、保持作業の動作記録時に用いた。また、10 区画の中で最大の重量は、持ち上げ作業の動作記録時に用いた。

3) 三次元動作解析

作業動作の記録は、三次元動作解析により行った。被験者は、伸縮性のある計測スーツを着用し、関節などに赤外線反射マーカを取り付けた。マーカ取り付け位置は Plug-in Gait モデル⁹⁾に基づき、死角になりやすい位置（胸、骨盤前部、手首、足）を補完するための補助マーカも追加した。マーカの取り付け位置は、補助マーカを含め、計 54 か所とした。撮影は、10 台の赤外線カメラ（Vicon Vero, Vicon Motion Systems 社、イギリス）を用いて行い、記録用ソフトウェア（Vicon Nexus 2.16, 同社）により 100 Hz のサンプリングレートで記録した。

4) 腰部負荷の推定

本研究では、腰部負荷を第 5 腰椎 (L5)-第 1 仙椎 (S1) 間の腰部椎間板圧縮力⁸⁾によって評価した。腰部椎間板圧縮力は、三次元動作解析によって得られた動作データに基づくシミュレーションにより推定した。シミュレーションには、筋骨格シミュレーションソフトウェア（AnyBody 7.4, AnyBody Technology 社、デンマーク）を用いた。シミュレーションでは、それぞれの被験者に対して寸法を合わせた人体モデルを各々作成した。各人体モデルの重量は、体重条件の 3 水準で変化させ、それぞれの場合について、作業動作を実現するために必要な筋発揮力と関節にかかる力を計算し、腰部椎間板圧縮力を求めた。

保持作業における解析区間は、保持中に静止した区間のうち 1 秒間とした。持ち上げ作業の解析区間は、荷物が床から離れた瞬間から再び床に置かれた瞬間までとした。腰部椎間板圧縮力は、解析区間内での最大値を用いた。

各人体モデルの体重と荷物の重量は、シミュレーション上で変化させた。体重条件は、軽い体重として 50 kg、平均的な体重として 70 kg、重い体重として 90 kg の 3 水準とした。各水準の値は、日本人の体重分布¹⁰⁾に基づき、日本人成人男性の 90% 以上が軽い体重から重い体重の間に収まるように定めた。荷物の重量は、厚労省指針に基づき体重の 40% としたため、体重 50 kg の場合は 20 kg、体重 70 kg の場合は 28 kg、体重 90 kg の場合は 36 kg となった。本来、逆動力学解析では人体モデルに対する外力をすべて入力する必要がある¹¹⁾。しかし、本実験では、体重等が変化した場合のシミュレーションを行うため、実際の体重で測定した床反力値を使用できなかった。

た. よって, 本実験では, ソフトウェアに内蔵された床反力推定機能を用いてシミュレーションを行った.

5) 統計解析

本研究では, 腰部椎間板圧縮力の安全基準として, NIOSH による 3400 N⁸⁾ を採用した. この値は, 解剖学的, 生体力学的, 疫学的な知見を総合して, 腰痛発生リスクが高まる閾値として提唱されたものである. 国内にはこのような基準は存在しないため, 本研究ではこの閾値を採用した. 解析では, 各体重条件での腰部椎間板圧縮力を標本集団としたときの推定母集団をそれぞれ想定した. この推定母集団において腰部椎間板圧縮力が 3400 N を下回る確率を求め, その確率が 95%以上のとき, 安全基準に収まったと判定した. これは, 推定母集団の 95

パーセンタイル値が 3400 N を下回ることと等価であるため, 結果ではこの値も報告した.

保持作業では, 体重, 高さ, 距離を要因とする三元配置反復測定分散分析を行った. 持ち上げ作業では, 体重を要因とする一元配置反復測定分散分析を行った. 分散分析にあたっては, 等分散性を改善するため, 腰部椎間板圧縮力は log 変換した値を用いた. Mauchly の球面性検定の結果が有意であった場合は, Greenhouse-Geisser のイプシロンによって自由度を補正した. 有意水準は 0.05 未満とした. 効果量の比較のため, 一般化イータ 2 乗 (η^2_G) を求めた. 分散分析にて主効果または交互作用が認められた場合は, 多重比較検定を行った. 多重比較検定では, Bonferroni 補正により, p 値を調整した. 統計解析は R ver. 4.4.1 上で行い, 分散分析には ez_4.4-0 パッケージ, 多重比較検定には emmeans_1.10.6 パッケージを用いた.

3. 結果

実測した取り扱い可能重量は, 保持作業において腰の近くの区画で最大となり, 19.7 kg であった (表 1). 取り扱い可能重量は, 高さが腰から離れるに従って減少した. また, 遠くの位置における取り扱い可能重量は, 近くの位置と比較して, 頭の高さで 16%, その他の高さで 30%~42%減少した. 持ち上げ作業においては, 23.1 kg となった.

表 2 腰部椎間板圧縮力[N] (体重 50 kg, 荷物重量 20 kg)

作業	高さ	近				遠			
		平均	SD	$P(<3400)$	P95	平均	SD	$P(<3400)$	P95
保持	頭	1785	157	1.000	2043	2462	254	1.000	2880
	胸	1900	222	1.000	2265	2515	239	1.000	2908
	腰	1983	246	1.000	2388	2685	325	0.986	3219
	膝	2669	295	0.993	3154	3339	256	0.594	3760 *
	脛	2933	328	0.923	3473 *	3530	313	0.339	4045 *
持ち上げ		3243	440	0.639	3967 *				

被験者 10 名分の平均, 標準偏差 (SD), 3400 N を下回る確率 ($P(<3400)$), 95 パーセンタイル値 (P95).

*印は P95 が 3400 N を上回る条件.

表 3 腰部椎間板圧縮力[N] (体重 70 kg, 荷物重量 28 kg)

作業	高さ	近				遠			
		平均	SD	$P(<3400)$	P95	平均	SD	$P(<3400)$	P95
保持	頭	2497	221	1.000	2860	3445	357	0.450	4033 *
	胸	2657	312	0.991	3171	3519	337	0.362	4073 *
	腰	2772	346	0.965	3342	3756	457	0.218	4507 *
	膝	3735	414	0.209	4416 *	4673	361	0.000	5266 *
	脛	4105	461	0.063	4863 *	4941	440	0.000	5664 *
持ち上げ		4539	616	0.032	5552 *				

表 2 に同じ

表 4 腰部椎間板圧縮力[N] (体重 90 kg, 荷物重量 36 kg)

作業	高さ	近				遠			
		平均	SD	$P(<3400)$	P95	平均	SD	$P(<3400)$	P95
保持	頭	3207	284	0.751	3674 *	4425	460	0.013	5182 *
	胸	3413	402	0.487	4075 *	4521	434	0.005	5234 *
	腰	3561	446	0.359	4294 *	4825	588	0.008	5792 *
	膝	4799	533	0.004	5675 *	6004	464	0.000	6767 *
	脛	5274	592	0.001	6248 *	6348	565	0.000	7278 *
持ち上げ		5832	792	0.001	7135 *				

表 2 に同じ

表 5 分散分析の結果

作業	効果	df_{Effect}	df_{Error}	F	p	η^2_G
保持	体重	1.037	9.336	3434495.615	<0.001**	0.851
	高さ	1.644	14.794	88.096	<0.001**	0.750
	距離	1.000	9.000	204.856	<0.001**	0.634
	体重 × 高さ	2.406	21.651	2.858	0.071	<0.001
	体重 × 距離	1.094	9.844	7.020	0.023*	<0.001
	高さ × 距離	2.199	19.791	9.662	<0.001**	0.058
	体重 × 高さ × 距離	2.361	21.246	0.774	0.493	<0.001
持ち上げ	体重	1.045	9.409	3815990.308	<0.001**	0.767

 df_{Effect} , 効果の補正済み自由度; df_{Error} , 誤差の補正済み自由度; η^2_G , 一般化イータ 2 乗; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$.

シミュレーションにより求めた腰部椎間板圧縮力は、体重を 50 kg とした場合、脛の近い区画、脛と膝の遠い区画での保持作業、および持ち上げ作業においてのみ、3400 N の安全基準に収まらなかった (表 2)。体重を 70 kg とした場合、腰以上の高さの近い区画での保持作業においては 3400 N に収まったが、膝と脛の区画では収まらなかった (表 3)。また、遠い区画での保持作業、持ち上げ作業では、すべて 3400 N に収まらなかった。体重を 90 kg とした場合、すべての区画と作業において 3400 N に収まらなかった (表 4)。

保持作業における腰部椎間板圧縮力に対して、体重、高さ、距離を要因とした三元配置反復測定分散分析を行った結果、体重、高さ、距離の有意な主効果が認められた (表 5)。交互作用については有意な結果が認められたが、その効果量はいずれも主効果と比べて小さかった。多重比較検定の結果、いずれの距離条件下においても、体重が増加するに従って有意に腰部椎間板圧縮力は増加した (すべて $p < 0.001$)。腰部椎間板圧縮力は、高さが増すに従い、減少する傾向が示された。いずれの距離条件下においても、腰、胸、頭の高さにおける値は、脛と膝の高さに比べ、有意に減少した (すべて $p < 0.001$)。近くの距離条件下のみにおいて、膝の高さでの値は脛の高さに比べて有意に減少し ($p = 0.048$)、頭の高さでの値は腰の高さに比べて有意に減少した ($p = 0.027$)。遠くの距離での腰部椎間板圧縮力は、すべての体重条件下

(すべて $p < 0.001$)、すべての高さ条件下 (すべて $p < 0.001$) において、近くの距離に比べて有意に増大した。

持ち上げ作業時の腰部椎間板圧縮力については、体重を要因とした一元配置反復測定分散分析を行った結果、有意な体重の主効果が認められた。多重比較検定では、体重が重いほど腰部椎間板圧縮力が増大する結果となった (すべて $p < 0.001$)。

4. 考察

本研究では、厚労省指針で定めている体重の 40% の最大重量値が腰痛予防に有用かを生体力学的実験により検証した。その結果、推奨された重量値以下であっても、条件によっては過度な腰部負荷が生じる可能性が示され、体重に基づく重量制限の潜在的な問題点が明らかになった。さらに、体重の増加、荷物の保持位置が腰より低い場合および荷物が身体から遠い位置で扱われる場合、腰部負荷が著しく増加することが明らかとなった。

本研究では、体重が腰部負荷に大きく影響する要因であることが示された。推奨される最大重量値が体重の 40% に設定されているため、この影響は体重と荷物の重量の増加が複合的に作用した結果と考えられる。体重および荷物の重量が増加するにつれて、腰部負荷が 3400 N 以内に収まる区画は減少し、体重が重い場合ではすべての区画において過剰な腰部負荷がかかる結果となった。

また本研究では、荷物を扱う位置や動作の有無も腰部負荷に大きく影響することが示された。特に、低い区画や身体から遠い区画で荷物を扱う場合、腰部負荷が大きくなった。これは、荷物の位置と腰部負荷の関係を示した先行研究と一致している^{12) 13)}。また、床からの持ち上げ動作は、身体から近い位置で脛の高さに保持する場合よりも大きな負荷となる傾向があった。これは、持ち上げ動作に伴う運動が椎間板にかかる力を増加させたためと考えられる¹⁴⁾。以上のことより、近くの腰より高い位置での保持において腰部負荷が許容範囲内であっても、腰より低い位置や遠い位置、または持ち上げ動作を伴う場合には、腰部負荷が許容範囲に収まらない可能性があることが分かった。

本研究の結果は、体重との割合に基づいて最大重量値を設定する方法には問題があることを示している。この方法では、体重の重い労働者がより重い荷物を扱うことが許容される。例えば、体重 90 kg の男性労働者は、体重の 40% に相当する 36 kg の荷物を扱うことができるが、この重量は ISO や HSE が男性労働者に対して設定している最大重量値の 25 kg や NIOSH の 23 kg を大きく上回っており、本研究でも過度な腰部負荷が生じることが確認された。体重との割合を引き下げることで腰部負荷を軽減できる可能性はあるが、これでは体重の軽い労働者が取り扱える重量が実用的でないほど低くなる問題が生じる。よって、割合の調整だけでは最大重量値の見直しには不十分である。さらに、体重が増加するにつれて最大重量値が増え、腰部負荷も増大するという根本的な問題は解決されない。

もう一つの厚労省指針の問題点は、荷物を扱う位置や動作の有無といった作業の性質が最大重量値に考慮されていないことである。本研究では、比較的負荷の小さかった軽い体重の場合でも、低く遠い区画で保持したとき、または床から持ち上げたとき、腰部負荷が許容範囲に収まらないことが確認された。したがって、最大重量値を設定する際には、作業位置を考慮する必要がある。また、本研究では検討されなかったが、作業頻度や作業継続時間も腰痛の発症と関連していることから¹⁵⁾、今後のガイドラインではこれらの要素も考慮すべきと考える。

本研究の限界点として、本研究で得られた椎間板圧縮力は、実測値ではなくシミュレーションに基づいて算出されたものである。実測を行うには、椎間板内にセンサーを埋め込むといった侵襲的な手法が必要になるため、シミュレーションに基づく測定が最も現実的である。本研究で使用した筋骨格系シミュレーションソフトウェアは、その精度が検証されており^{16)~18)}、過去の研究でも使用されている^{19)~21)}。

体重の変化は、骨格構造や持ち上げ動作に影響を与える可能性がある。そのため、異なる体重条件に対して同一の動作データを用いてシミュレーションを行うことは、結果の精度を低下させる可能性がある。これは、体重条件に基づくシミュレーションにおける制約の一つである。この課題に対応するため、本研究では身長および体重の

異なる参加者を含めて検討を行った。また、椎間板の強度には個人差があり、3400 N という閾値がすべての人に適用できるとは限らないことが、先行研究において指摘されている⁸⁾。

5. 結論

本研究により、体重との割合に基づいて設定された最大重量値では腰痛予防に十分でないことが示唆され、同手法の問題点が明らかとなった。特に、体重の 40% という重量値では、体重が増加するにつれて腰部負荷も増加し、腰部負荷が許容範囲内に収まらないことが示された。また、低い位置、遠い位置での荷物の取り扱いや持ち上げ動作を伴う作業は、腰部負荷を著しく増加させることが確認され、問題をさらに悪化させる要因となる。腰部負荷をより適切に管理するためには、作業者の体重ではなく、取り扱う重量物の位置に基づいて最大重量値を設定する必要があると考える。

参 考 文 献

- 1) 厚生労働省 (2022) 業務上疾病発生状況等調査 (平成 31 年/令和元年)。
URL : <https://www.mhlw.go.jp/content/11300000/000971252.pdf>. アクセス日 : 2025 年 2 月 1 日。
- 2) 労働安全衛生総合研究所 (2021) 平成 30 年及び令和元年労働者死傷病報告における業務上腰痛の発生状況に関する報告書。
URL : https://www.jniosh.johas.go.jp/publication/doc/houkoku/2021_05/lowerbackpain_h30-r01.pdf. アクセス日 : 2025 年 2 月 1 日。
- 3) 厚生労働省 (2013) . 職場における腰痛予防対策指針。
URL : <https://www.mhlw.go.jp/content/11303000/001376468.pdf>. アクセス日 : 2025 年 2 月 1 日。
- 4) International Organization for Standardization, ISO (2021). ISO 11228-1:2021. Ergonomics — Manual handling—Part 1: Lifting, lowering and carrying, 2nd edition. ISO, Geneva.
- 5) National Institute for Occupational Safety and Health, NIOSH (1994). Applications manual for the revised NIOSH lifting equation. By Waters TR, Ph.D., Putz-Anderson V, Ph.D., Garg A, Ph.D. Cincinnati, OH: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, DHHS (NIOSH) Publication No. 94-110 (Revised 9/2021). doi: 10.26616/NIOSH-PUB94110revised092021.
- 6) Health and Safety Executive, HSE (2020). Manual Handling at Work: A Brief Guide. HSE, United Kingdom.
- 7) Iwakiri K, Sasaki T, Sotoyama M, Du T, Miki K, Oyama F (2023). Effect of relative weight limit set as a body weight percentage on work-related low back pain among

- workers. PLoS One 18(4):e0284465. doi: 10.1371/journal.pone.0284465.
- 8) Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 36(7):749-776. doi: 10.1080/00140139308967940.
- 9) Vicon Motion Systems Ltd. (2023). Plug-in gait reference guide. Available from <https://help.vicon.com/download/attachments/11378719/Plug-in%20Gait%20Reference%20Guide.pdf>. アクセス日: 2025年2月1日.
- 10) 厚生労働省 (2020) 令和元年国民健康・栄養調査報告 第2部 身体状況調査の結果. URL: <https://www.mhlw.go.jp/content/000711007.pdf>. アクセス日: 2025年2月1日.
- 11) Faber H, van Soest AJ, Kistemaker DA (2018). Inverse dynamics of mechanical multibody systems: An improved algorithm that ensures consistency between kinematics and external forces. *PLoS One* 13(9):e0204575. doi: 10.1371/journal.pone.0204575.
- 12) Chaffin DB, Andersson GBJ, Martin BJ (2006). *Occupational Biomechanics*, 4th edition. John Wiley & Sons, New York.
- 13) Weston EB, Aurand AM, Dufour JS, Knapik GG, Marras WS (2020). One versus two-handed lifting and lowering: Lumbar spine loads and recommended one-handed limits protecting the lower back. *Ergonomics* 63(4):505-521. doi: 10.1080/00140139.2020.1727023.
- 14) von Arx M, Liechti M, Connolly L, Bangerter C, Meier ML, Schmid S (2021). From stoop to squat: a comprehensive analysis of lumbar loading among different lifting styles. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 9:769117. doi: 10.3389/fbioe.2021.769117.
- 15) Coenen P, Gouttebarger V, van der Burght ASAM, van Dieën JH, Frings-Dresen MHW, van der Beek AJ, Burdorf A (2014). The effect of lifting during work on low back pain: a health impact assessment based on a meta-analysis. *Occupational and Environmental Medicine* 71(12):871-877. doi:10.1136/oemed-2014-102346.
- 16) Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, Surma E, de Zee M (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system. *Simulation Modelling Practice and Theory* 14(8):1100-1111. doi: 10.1016/j.simpat.2006.09.001.
- 17) Bassani T, Stucovitz E, Qian Z, Briguglio M, Galbusera F (2017). Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4/L5 level. *Journal of Biomechanics* 58:89-96. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.025.
- 18) Daroudi S, Arjmand N, Mohseni M, El-Rich M, Parnianpour M (2024). Evaluation of ground reaction forces and centers of pressure predicted by AnyBody Modeling System during load reaching/handling activities and effects of the prediction errors on model-estimated spinal loads. *Journal of Biomechanics* 164:111974. doi: 10.1016/j.jbiomech.2024.111974.
- 19) Kitagawa K, Nishisako Y, Nagasaki T, Nakano S, Hida M, Okamatsu S, Wada C (2020). Regression equation between required force and lumbar load of caregiver in supporting standing-up motion via computational musculoskeletal simulation. *Pertanika Journal of Science and Technology* 28(S 2):59-70. doi: 10.47836/pjst.28.s2.05.
- 20) Skals S, Bláfoss R, de Zee M, Andersen LL, Andersen MS (2021). Effects of load mass and position on the dynamic loading of the knees, shoulders and lumbar spine during lifting: A musculoskeletal modelling approach. *Applied Ergonomics* 96:103491. doi: 10.1016/j.apergo.2021.103491.
- 21) Dehghan P, Arjmand N (2024). The National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) recommended weight generates different spine loads in load-handling activity performed using stoop, semi-squat and full-squat techniques: a full-body musculoskeletal model study. *Human Factors* 66(5):1387-1398. doi: 10.1177/00187208221141652.