

博士論文

作業の現場における作業性腰部負担の 簡易評価法の開発

2015 年

摂南大学大学院
工学研究科 創生工学専攻

田中 優介

目次

第1章	緒論	1
1.1	研究背景	1
1.2	研究方法と目的	1
1.3	本論文の構成	3
第2章	腰部負担	6
2.1	緒言	6
2.2	腰部負担の推定方法	6
2.2.1	二次元人体リンクモデル	6
2.2.2	椎間板	7
2.2.3	椎間板圧迫力の推定	9
2.3	腰痛	13
2.3.1	腰痛の分類	13
2.3.2	椎間板に関する腰痛	16
2.3.3	腰痛発症の危険因子	16
2.3.4	業種と腰痛	17
2.4	椎間板圧迫力の許容限界値	17
2.4.1	椎間板圧迫力と腰痛	17
2.4.2	椎間板圧迫力の推定例	18
2.4.3	NIOSH の許容限界値	20
2.4.4	年齢・性別を考慮した許容限界値	21
2.5	患者報告アウトカム	22
2.6	結言	24
第3章	デジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法	26
3.1	緒言	26
3.2	デジタルヒューマンモデル	27
3.3	デジタルヒューマンモデルの腰痛解析ツール	31
3.4	腰痛解析ツールの妥当性の検証	32
3.5	移乗介助動作への適用	35
3.5.1	作業者に作用する外力	35
3.5.2	移乗介助動作の腰部負担評価例	36
3.6	姿勢設定のばらつき	38
3.7	結言	39

第4章	タブレット PC を用いた腰部負担評価法	40
4.1	緒言	40
4.2	腰痛判定カメラの開発	41
4.2.1	腰痛判定カメラ	41
4.2.2	腰痛判定アプリの開発	42
4.2.3	評価手順	44
4.2.4	評価結果の表示	45
4.2.5	評価結果の妥当性の検証	46
4.2.6	評価例	47
4.3	年齢性別を考慮した腰痛判定機能	49
4.3.1	年齢性別を考慮した椎間板圧迫力の許容限界値	49
4.3.2	年齢性別の入力インタフェース	50
4.3.3	年齢性別を考慮した判定例	51
4.4	姿勢改善アドバイス機能	52
4.4.1	姿勢改善アドバイス機能	52
4.4.2	作業姿勢生成アルゴリズム	52
4.4.3	作業姿勢のアドバイス例	54
4.5	腰痛経験を考慮した腰部負担評価	55
4.5.1	腰痛経験者の腰痛判定基準	55
4.5.2	アンケート調査	56
4.5.3	腰年齢を基にした評価基準の導出	57
4.5.4	腰痛経験を考慮した腰部負担評価例	58
4.6	結言	59
第5章	モーションキャプチャ Kinect を用いた腰部負担評価法	61
5.1	緒言	61
5.2	腰痛アラームシステムの開発	61
5.2.1	腰痛アラームシステム	61
5.2.2	腰痛モニタリング部	63
5.2.3	腰痛警告部	65
5.3	システムの動作検証	66
5.4	結言	68
第6章	結論	70
6.1	デジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法	70
6.2	タブレット PC を用いた腰部負担評価方法	71
6.3	モーションキャプチャ Kinect を用いた腰部負担評価法	73
6.4	まとめ	74

参考文献	76
研究業績	86
謝辞	88
付 録	87
付録 1 患者報告アウトカム	89
付録 1.1 Oswestry Disability Index (ODI)	89
付録 1.2 Japan Low back pain Evaluation Questionnaire (JLEQ)	92
付録 2 腰痛判定カメラのプログラム	97
付録 2.1 椎間板圧迫力推定フローチャート	97
付録 2.2 椎間板圧迫力推定プログラム	98
付録 2.3 椎間板圧迫力評価フローチャート	101
付録 2.4 椎間板圧迫力評価プログラム	102
付録 2.5 アドバイス機能フローチャート	103
付録 2.6 アドバイス機能プログラム	104
付録 2.7 年齢性別を考慮した判定機能フローチャート	107
付録 2.8 年齢性別を考慮した判定機能プログラム	108
付録 2.9 腰痛経験者対応機能プログラム	108
付録 3 腰痛判定カメラ	111
付録 3.1 腰痛判定カメラでの介助作業評価	111
付録 3.2 アドバイス機能の評価例	112
付録 3.3 まとめ	113

第 1 章 緒論

1.1 研究背景

わが国において腰痛の自覚がある有訴者率はほぼ 10 人に 1 人の割合となっており，その割合は肩凝りや頸肩腕障害などの筋骨格系疾病の中で 1 位を占めている[1.1.1]．また，職業別腰痛有訴率では事務職 42～49%，看護職 46～65%，介護職 63%，運輸職 71～74%，清掃職 69% などが高い割合となっている[1.1.2]．製造工場では重量物の挙上や運搬などの重筋作業を伴うことが多く，腰の負担は大きいと推察される．また工場内での長時間の前屈位作業も腰の負担を大きくする要因であると考えられる．運輸業では，荷役の反復作業や貨物車の振動などが腰痛の要因になると考えられる．一方，介護作業にはベッドと車いす間の移乗介助，入浴介助，トイレ介助などがあり，介助者は，時には 50kg 前後の人間を支え，抱き上げながら作業することもあることから，腰への負担は想像以上に大きいと推察される．

以上のことから，作業に関連する腰痛は極めて深刻であり，対策が必要である．これまで腰部負担を推定し評価する研究は多く，モーションキャプチャや床反力計を用いて座標と力の計測を行い，逆動力学における方程式を解くことによって力学的負担を推定するもの，あるいは身体各筋肉の筋電図を測定して直接的に力学的負担を推定するものなどがある．これらはいずれも装置が大掛かりなため，実験室で再現する荷役作業や介助動作などを対象とするしかなく，実際の工場や病室，自宅での動作などを対象としていないことが多い．

1.2 研究方法と目的

本研究では工場や介護現場などの作業の現場において，作業姿勢の腰部負担を簡易に推定・評価できる評価法の開発を目的とする．評価手法として以下の 3 つを提案している．

- ① デジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法
- ② タブレット PC を用いた腰部負担評価法
- ③ モーションキャプチャ Kinect を用いた腰部負担評価法

①のデジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法は，コンピュータ上の仮想人間である 3 次元デジタルヒューマンモデル” Jack” (Siemens 社)を用いて，介助者の介助作業時

の作業姿勢の腰部負担を推定し評価する方法である。具体的には、家庭用ビデオカメラで録画した作業姿勢を基に Jack で姿勢を再現し、腰部負担は Jack の腰痛解析ツールから求められる椎間板圧迫力で評価し、その結果を介助者への姿勢改善指導に利用する。そのときに必要となる介助者の手や肩に作用する外力は実測せずに、予め平均的な基準値を用意しておき、外力の絶対値および手と肩の外力の比をパラメータとして変動させ、アウトプットとしての椎間板圧迫力の変化を見る感度分析を行う[1.2.1].

また、Jack により求められる椎間板圧迫力の妥当性を検証は、Nachemson ら実測値のデータ[1.2.2]と、勝平ら[1.2.3]の移乗介助動作について求めた椎間板圧迫力と比較を行う。移乗介助動作への適用例として、ベッドと車椅子の間の移乗介助動作時の姿勢を取り上げ、介助者の腰部負担評価を行い、腰部に負担がかからない動作はどれなのか、またその動作から負担軽減のためにどのようにすればよいのかを検証する。

次に、②のタブレット PC を用いた腰部負担評価法では、工場や介護現場において作業員や介助者が実際に作業をしている姿勢を評価し、腰痛発症の危険性についてカウンセリングを行うことができる「腰痛判定カメラ」の開発を行う。具体的にはタブレット PC として Apple 社製の iPad2 とソニー社製の Xperia Tablet S を用い、作業の現場における作業姿勢を内蔵カメラで撮影してタッチディスプレイ上に表示し、表示された身体の関節点や端点を順に指でタッチすることにより 2 次元人体リンクモデルを形成する。次に第 4, 第 5 腰椎 (L4/L5) の椎間板まわりの力学的釣合い方程式を解くことによって椎間板圧迫力を推定する。その推定値を米国立労働安全衛生研究所 (NIOSH) の基準値[1.2.4]と照合し腰痛発症の危険性があるか否かを判定することができるアプリを開発する[1.2.5–1.2.6].

また、タブレット PC のディスプレイ上でタッチする精度については、身体各部を順にタッチしてリンクモデルを作成する再現性について検証を行う。さらに、本研究の腰痛判定カメラは、人体の 2 次元リンクモデルを基礎とするため作業員の矢状面 (人体の側方からの面) を撮影しなければ誤差が生じる。撮影方向が左右にずれることでどれだけの誤差が生じるかについて検証を行う。本研究では、腰痛判定カメラの機能として、腰にとって負担の大きい姿勢をどのように改善すればよいかを呈示するアドバイス機能と年齢性別を考慮した判定機能、さらに、腰痛の再発性を考慮した腰痛経験者対応機能をそれぞれ開発する。

アドバイス機能については、姿勢改善の基本方針として、L4/L5 まわりのモーメントを小さくするために、鉛直線と体幹のなす角度（体幹傾斜角）と外力が作用する手と腰の水平距離の2要因を減少させることを考え、タブレット PC 内で椎間板圧迫力を計算後、その値が許容限界値を超えていた場合、上記の2要因についてそれぞれの値を一定間隔で減少させていき、椎間板圧迫力が許容限界値を先に下回った要因に対して、改善するようにアドバイスを画面に表示させる。同時に改善後の作業姿勢をスティックピクチャで表示する。

年齢性別を考慮した判定機能は、予め年齢と性別を入力しておき、腰痛発症の危険性の判定基準として Jäger らが提唱する年齢性別を考慮した許容限界値[1.2.7]と照合して判定するようにする。

腰痛経験者対応機能については、腰痛経験者や慢性腰痛患者の人たちにとって腰痛は再発しやすく、判定基準値は下がるものと考えられることから基準値の下方修正を行う方法を開発する。そのため、事前に腰痛によって日常生活が障害される程度について、RDQ (Roland-Morris Disability Questionnaire) なるアンケート調査を行い、腰痛経験の有無と腰痛の障害の程度を調べる。その結果を先行研究による年齢・性別ごとの障害の程度と比較し、それによって推定された腰の耐性年齢から腰痛経験者に対応した発症基準を導出する[1.2.8]。

最後に③のモーションキャプチャ Kinect を用いた腰部負担評価法については、作業中の動作を連続でモニタリングする方法を確立する。モーションキャプチャ Kinect (Microsoft 社製) は、リアルタイムに全身の主な関節の3次元座標を PC に入力することができる。しかも測定対象の作業者に特別なマークも不要である[1.2.9]。

1.3 本論文の構成

本論文の構成を図 1.1.1 に示す。各章の概要は以下の通りである。

第1章では、研究背景と、作業姿勢の腰部負担を作業の現場で簡易に推定・評価できる評価法の開発を目的として、3つの評価法を提案している。

第2章では、椎間板に作用する圧迫力の推定方法について述べる。また、椎間板と腰痛、業種と腰痛についての関連性について述べ、椎間板圧迫力を推定する意義について述べる。

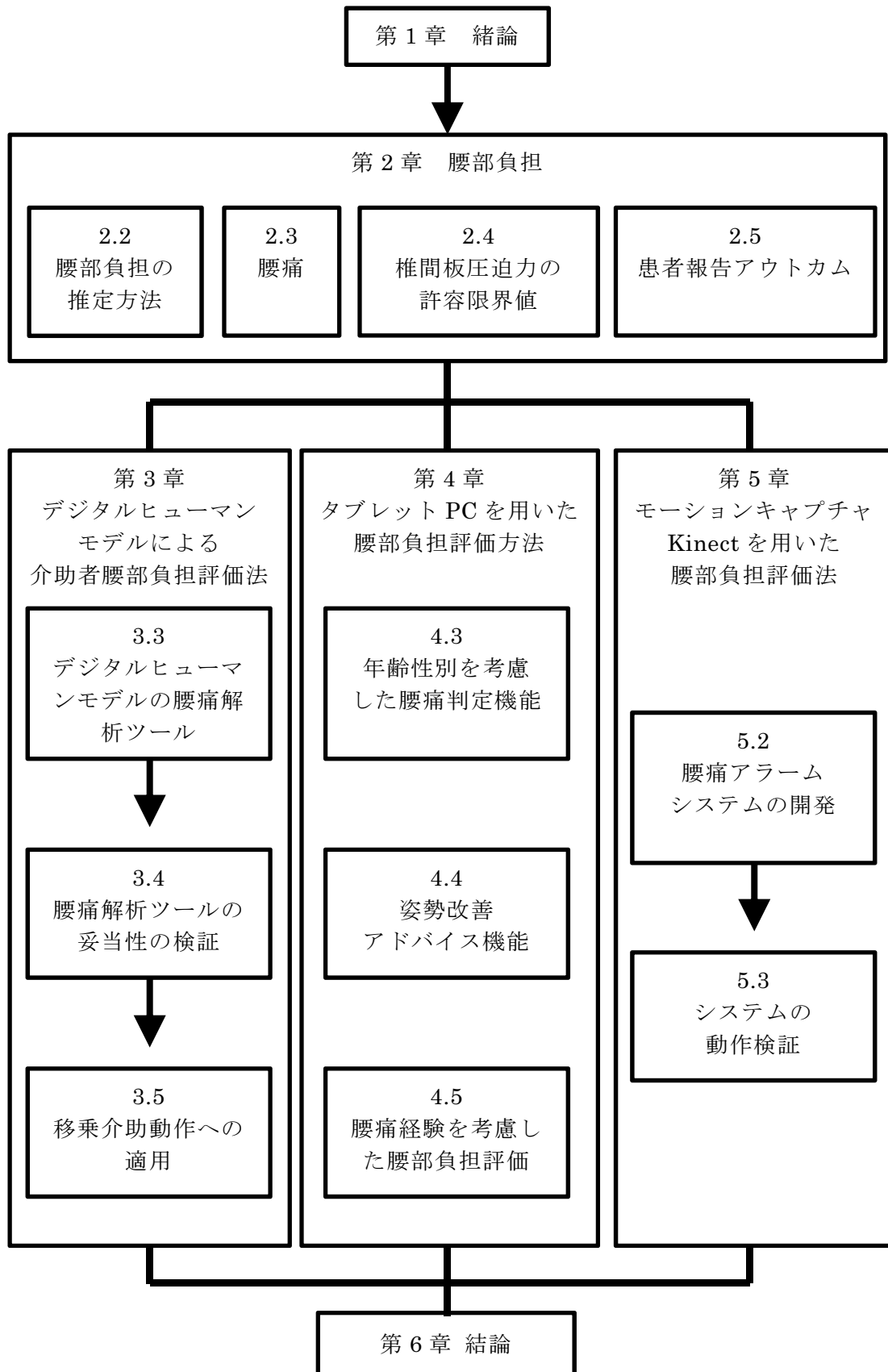


図 1.1.1 本論文の構成フローチャート

第 3 章では、デジタルヒューマンモデル “Jack” についての概要を説明し、Jack が腰痛解析ツールから求められる椎間板圧迫力が妥当な値なのか、介助作業に適応できるかの検証を行う。さらに、実際の介助作業を想定して、ベッドと車椅子の間の移乗介助動作時の姿勢を取り上げ、介助者の腰部負担評価を行い、移乗介助動作の比較を行う。

4 章では、タブレット PC を用いて、工場や介護現場において作業者の姿勢をその場で評価し、腰痛発症の危険性についてカウンセリングを行うことができる「腰痛判定カメラ」を開発し、妥当性、再現性、撮影角度のずれによる誤差について検証する。また、腰痛判定カメラの拡張機能として、アドバイス機能、年齢性別を考慮した基準値、腰痛経験者対応機能を追加する。

第 5 章では、モーションキャプチャ Kinect (Microsoft 社製) を用いて、実際の工場の現場などで、作業者の姿勢を常時モニタリングし、時々刻々の姿勢に基づいて、腰部負担を推定し、腰痛発症の危険があると判断される場合、作業者が携帯するスマートフォンのバイブレータを振動させることによって、作業者自身が危険性を認識することができるシステムを開発する。本システムは、作業姿勢をモニタリングするモーションキャプチャ装置とノートパソコン、および作業者に腰痛発症の危険を警告するスマートフォンから構成される。最後にはシステムの動作検証を行う。

第 6 章では 3 章, 4 章, 5 章で提案した評価法に関する結論とそれらの関連についてまとめ、本研究の結論を述べる。

第2章 腰部負担

2.1 諸言

日常生活や職場における作業において、腰は常に負担がかかっている状態である。重量物の持ち上げや、屈曲やひねりなどの姿勢、一見腰に負担がかかっているようには見えないが座位姿勢であっても、腰には負担がかかっていることがわかっている。この章では腰部負担の推定方法とその許容限界値について述べる。椎間板圧迫力を推定する意義について述べる。

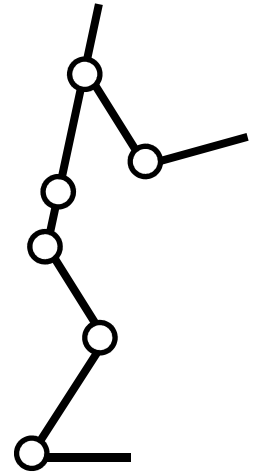


図 2.2.1 剛体リンクモデル

2.2 腰部負担の推定方法[2.2.1]

2.2.1 二次元人体リンクモデル[2.2.2]

作業者の腰部負担を推定する上で、身体各部に作用する力やトルクを考慮することは重要であるが、直接計測することは非常に困難である。そのため、身体をモデル化することにより簡略化し分析を行う。力学解析に用いられるモデルとして剛体リンクモデルがある。剛体リンクモデルは、人間の身体各部を剛体とみなし、関節で接続されたモデルである。このモデルに身体運動と外力を与えれば、身体各部に働く並進力やモーメントが計算でき、関節に作用するトルクなどを求めることができる(図 2.2.1)。

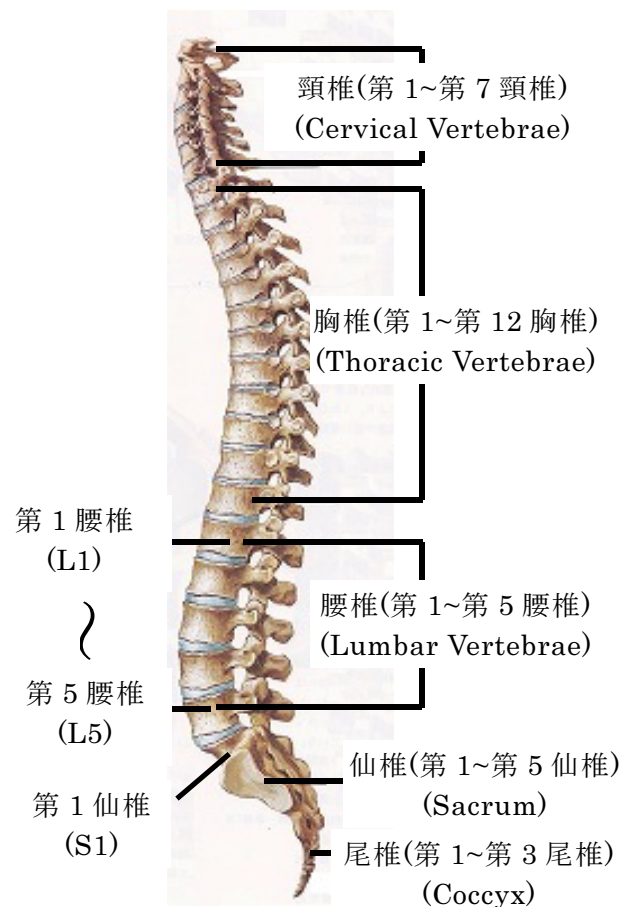


図 2.2.2 脊柱の構成[2.2.4]

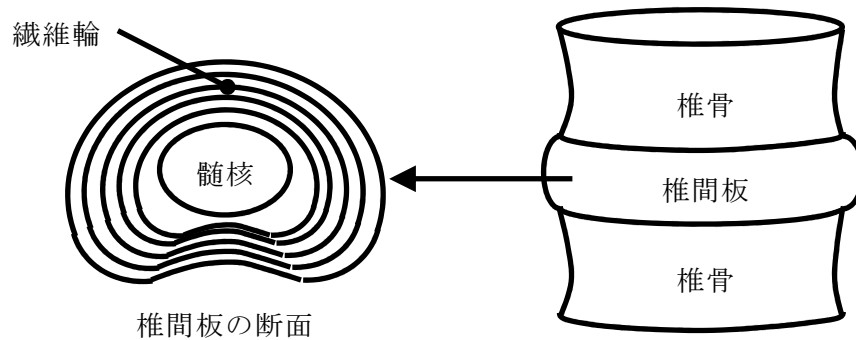


図 2.2.3 椎間板の構成[2.2.6]

2.2.2 椎間板

椎間板は人間の脊柱(図 2.2.2)を構成する頸椎, 胸椎, 腰椎, 仙椎までの, 椎骨と椎骨の間にある 24 個の円形状の線維軟骨である. その構成は周囲の何層にもなる繊維輪と中心部の髄核から成り, 弾性に富んだ構造をしている(図 2.2.3). その役割は椎骨間を結合させ, 脊柱の前後左右の動きを可能にする関節軟骨としての役割がある. また, 椎間板は人間が動くことによって生じる衝撃を吸収し, 脊柱を保護するクッションの役目を果たしている. 各椎間板の呼び方として, 椎間板を挟んでいる上下の椎骨の名称の頭文字と, 何番目の椎骨かを表す数字で表記

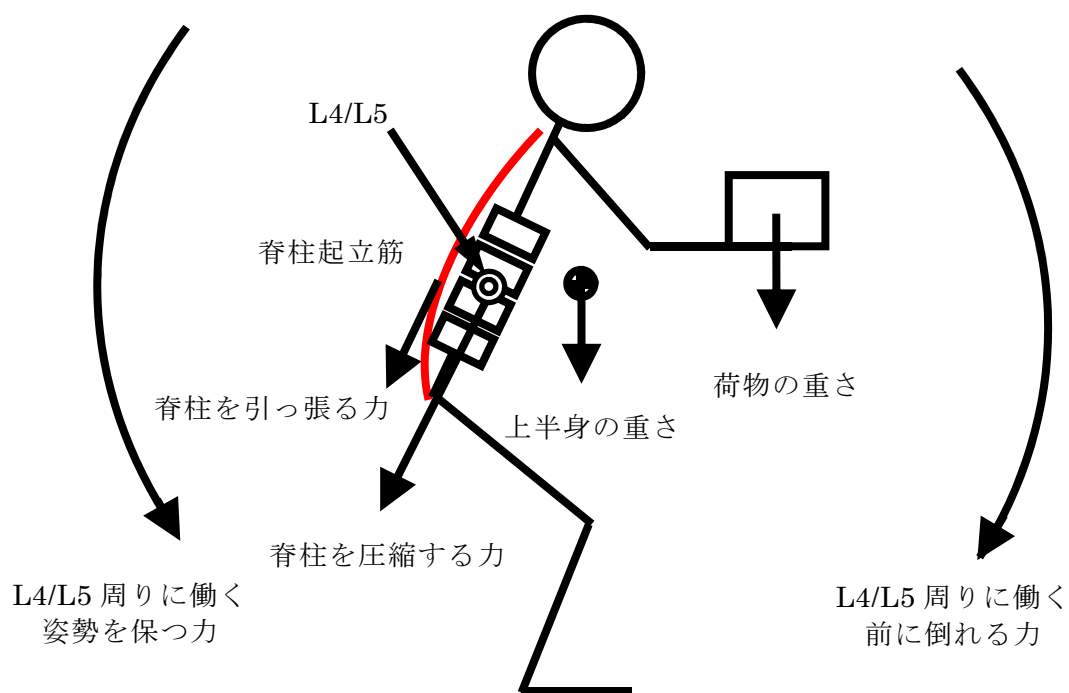


図 2.2.4 椎間板に働く力

する。例として本研究で着目する第 4, 第 5 腰椎の間の椎間板は L4/L5 となる。また, 第 5 腰椎, 第 1 仙椎の間の椎間板は L5/S1 となる。

第 4, 第 5 腰椎の椎間板(L4/L5) は, L5/S1 と共に腰痛発症の原因の一つである椎間板ヘルニアを最

も発症しやすい椎間板であり, 様々な腰部負担に関する研究で取り上げられている [2.2.7-2.2.10]。これは L4/L5 と L5/S1 の二つの椎間板が脊柱にある椎間板で最も下部に位置しているため, 他の椎間板に比べて大きい力を受けていることが原因で損傷しやすいためである。

椎間板に働く力として, 人が図 2.2.4 のような荷物を持つ時の姿勢を取った時, 人体は L4/L5 より上方にある身体の体重や荷物の重さによって, 前に倒れようとするモーメントが L4/L5 まわりに働く。しかし, 人が倒れることなく姿勢を保つことができるのは, 前傾方向に働くモーメントに対し, 反対方向のモーメントが L4/L5 周りに働いているためである。このモーメントを生じさせるのが脊柱起立筋である。脊柱起立筋は人が前傾し回転力が働いた時に, 筋肉を収縮させることにより柱全体を圧縮し, 姿勢を保とうとする力を発揮する。この時, 筋肉の収縮と共に脊柱も圧縮されることで椎間板にも負担がかかり腰痛が発生する原因となる。ここでは姿勢を保つ時に働く筋肉は脊柱起立筋と述べているが, 本来は腕や肩の筋肉も働いている。しかし, 本研究で着目しているのは腰であるため, 取り上げるのはそれに関係がある脊柱起立筋のみとする。

L4/L5 には, それより上方にある上半身の体重がかかっている。体重は重力により L4/L5 に鉛直方向にかかっている。しかし, 脊柱の構造上 L4/L5 は傾いているため, 図 2.2.5 に示すように椎間板にかかる力は L4/L5 に対して垂直に働く圧縮力と, L4/L5 に対して水平方向へずれようと働く剪断力の 2 種類の力が働く。また, 荷物を持った時なども同じように L4/L5 に圧縮力と剪断力がかかる。本研究ではこの圧縮力を椎間板圧迫力と呼ぶ。

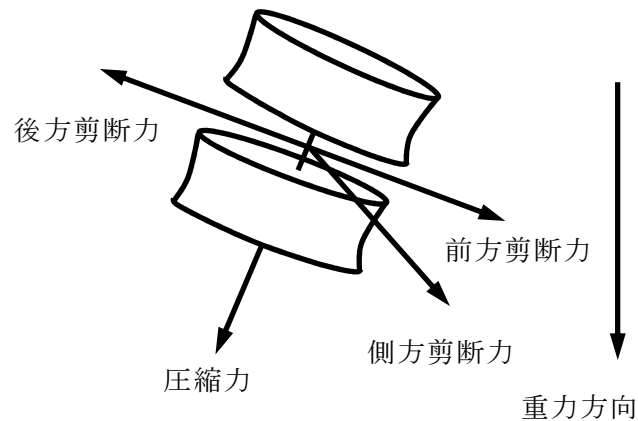


図 2.2.5 椎間板に働く力の種類

2.2.3 椎間板圧迫力の推定[2.2.7-2.2.11]

腰痛が起きるかどうかの判定には、第4、第5腰椎（L4/L5）の椎間板に作用する圧迫力の大きさが取り上げられることが多い[2.2.7-2.2.9]。本研究においても L4/L5 の椎間板圧迫力の大きさに基づいて腰痛発症の判定を行う。本研究では椎間板圧迫力は直接測定することはせず、図 2.2.6 に示す静的な 2 次元人体リンクモデルにおいて力学方程式を解くことによって、その姿勢における瞬間的な椎間板圧迫力 F_C を推定する。脊柱起立筋力 F_M は前傾姿勢時に姿勢維持のために脊柱起立筋が発揮する力である。腹圧 F_A は同図のような姿勢を取った時に、腹部の内圧が上がることによって発生する上半身を持ち上げようとする力である。自重成分 U_W は L4/L5 より上の上半身（頭部、両腕、頭部と両腕を除く胴体）の重量の合計である。外力 L_S は肩に作用する鉛直方向の力である。 L_H は手に作用する鉛直方向の力である。L4/L5 まわりのモーメント $M_{L4/L5}$ は自重成分や外力によって発生するモーメントの合計である。傾斜角 θ は L4/L5 における脊柱の鉛直方向からの傾斜角である。なお、モデルでは脊柱は湾曲せず直線状であると仮定する。 R_H は肩、大転子、膝を結ぶなす角である。人体モデルは矢状面内モデルとし、両腕、両脚は一体とみなす。

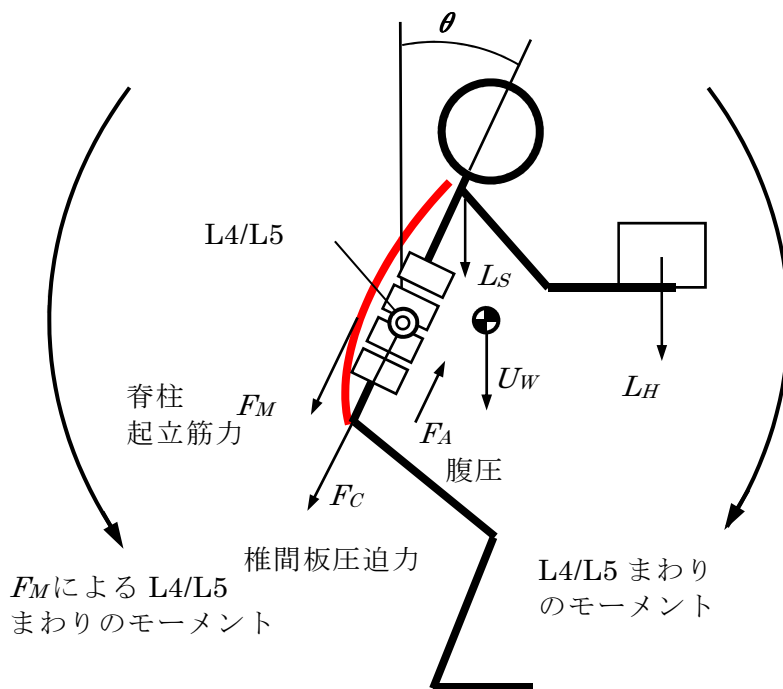


図 2.2.6 椎間板 L4/L5 に作用する力の 2 次元人体リンクモデル

1) 椎間板圧迫力

椎間板圧迫力は、第4・第5腰椎の間（L4/L5と表記）の椎間板に垂直に働く力であり、椎間板圧迫力はL4/L5より上方の自重成分、手や肩などにかかる外力、脊柱起立筋力と腹圧により推定することが可能であり以下の式より求めることができる。

$$F_C = U_W \cos\theta + L \cos\theta + F_M - F_A \quad (1)$$

ここで、

F_C : L4/L5にかかる椎間板圧迫力(N)

U_W : L4/L5より上方の胴体、頭、両腕の重量合計(N)

L : 外力の合計(N)

F_M : 脊柱起立筋力(N)

F_A : 腹圧(N)

θ : L4/L5における脊柱の傾斜角

2) 自重成分

自重成分は人体の各部の自重により、椎間板にかかる圧迫力の成分である。これは対象とする椎間板より上方に位置する人体各部の自重を合計することによって求められる。本研究では自重成分を、頭部、両腕、頭部と両腕を除いたL4/L5より上に位置する胴体の3つに分けて求める。

$$U_W = H_W + B_W + A_W \quad (2)$$

ここで、

U_W : L4/L5より上方の胴体、頭部、両腕の重量合計(N)

H_W : 頭部の重量(N)

B_W : 頭部と両腕を除いたL4/L5より上の胴体の重量(N)

A_W : 両腕の重量(N)

3) 外力成分

外力は人間の身体にかかる外部からの負荷である。本研究では外力を肩と両腕の2か所にかかっているものとして算出する。また、負荷は各部分に鉛直方向にかかっているものとする。これより椎間板に作用する外力 L は次の式で求められる。

$$L = L_S + L_H \quad (3)$$

ここで、

L : 外力の合計(N)

L_S : 肩に作用する外力 (N)

L_H : 手に作用する外力 (N)

4) 腰回りのモーメント

次に脊柱起立筋力を求めるために必要な腰回りのモーメントを導く。このモーメントの推定には床反力から順次上方向に力を計算していく方法と、上肢や体幹に加わる力から下方向に計算していく方法がある。本研究では実際に作業を行っている現場における作業姿勢を対象としているため、床反力計を用いることはしない。そのため腰関節のモーメントの計算には上肢や体幹に加わる力から下方向に計算していく方法を用いる。具体的には L4/L5 より上の上半身の自重と外力によるモーメントより求めることができる。

$$M_{L4/L5} = (H_W \cdot Y) + (B_W \cdot B) + (A_W \cdot N) + (L_H \cdot H) + (L_S \cdot J) \quad (4)$$

ここで、

$M_{L4/L5}$: L5/L4 まわりのモーメントの合計(N)

H_W : 頭部の重量(N)

B_W : 頭部と両腕を除いた L5/L4 より上の胴体の重量(N)

A_W : 両腕の重量(N)

L_H : 肩に作用する外力 (N)

L_S : 手に作用する外力 (N)

Y : L4/L5 から H_W の重心までの水平距離(m)

B : L4/L5 から B_W の重心までの水平距離(m)

N : L4/L5 から A_W の重心までの水平距離(m)

H : L4/L5 から L_H の重心までの水平距離(m)

J : L4/L5 から L_S までの水平距離(m)

5) 腹圧

腹圧 (F_A) は人間が傾いた時に発生する自重成分や腰回りモーメント成分とは逆方向に働く力である。腹圧は Chaffin[2.2.10]の推定式(5)で求める。腹圧のモーメントアーム(D)は Morris[2.2.11]の推定式(6)から求める。腹圧モーメントは(5)(6)の積で求める。また、腹圧 F_A は Chaffin[2.2.10]から式(5)(6)によって求められるが、腰痛が発生するような F_C に比べて極めて小さいため、本研究における実際の計算では 0 として扱う。

$$F_A = 0.0001 \cdot \{42.64 - 0.3564 \cdot (180 - R_H)\} \cdot M_{L4/L5}^{1.8} \cdot 13.6 \cdot g \cdot 0.0465 \quad (5)$$

$$D = 0.067 + 0.082 \cdot \sin(180 - R_H) \quad (6)$$

F_A : 腹圧(N)

D : 腹圧による L5/L4 まわりのモーメントアーム(m)

R_H : 肩一大転子一膝のなす角(度)

6) 脊柱起立筋力

脊柱起立筋力は、人体が前方へ傾いた時、姿勢維持のために人体を後方へ引っ張ろうと脊柱起立筋が収縮することによって発生する力である。人体が静止しているとき L4/L5 を中心として、人体の自重や外力によって前方に倒れようとするモーメントと脊柱起立筋力による後方へのモ

ーメントは釣り合う．すなわち次の式が成り立つ． E は脊柱起立筋の後屈モーメントアームである． D は L4/L5 まわりに働く腹圧のモーメントアームである．

$$F_M \cdot E = M_{L4/L5} - F_A \cdot D \quad (7)$$

ここで、

F_M : 脊柱起立筋力(N)

$E = 0.05$: 脊柱起立筋のモーメントアーム(m)

$M_{L4/L5}$: L5/L4 まわりのモーメントの合計(N)

F_A : 腹圧(N)

D : 腹圧による L5/L4 まわりのモーメントアーム(m)

また、 E は脊柱起立筋のモーメントアームである．右辺第 2 項の腹圧によるモーメントは人体の後方に支える向きに作用するため、 $M_{L4/L5}$ に対してマイナスの成分となる．

2.3 腰痛

2.3.1 腰痛の分類[2.3.1－2.3.8]

腰痛は日本人にとって身近な疾患であり、厚生労働省（厚生統計協会，2004）の国民生活基礎調査[2.3.1]によると有訴者の症状は腰痛が男性で 1 位，女性は肩こりに次いで 2 位であり(図 2.3.1)，国民の 10 人に 1 人が腰痛を訴えていることからわかるように腰痛患者は非常に多く，糖尿病や花粉症等と言った国民病と言われる疾患の一つである．また，日常的に呼ばれている腰痛とは，腰部周辺の痛みや張りなどの不快感を覚える状態を指す．その範囲は一般的に最下端の肋骨から臀溝の間の領域とされ，発症期間によって，急性腰痛，亜急性腰痛，慢性腰痛に分けることができる．腰痛が続いた期間が 4 週間未満であれば急性腰痛，4 週間以上 3 ヶ月未満であれば亜急性腰痛，3 ヶ月以上であれば慢性腰痛と定義することができる[2.3.2]．

また，図 2.3.2 に示すように腰痛を分類できる．まず，腰痛は「特異的腰痛」と「非特異的腰痛」の 2 つに大きく分けられる[2.3.3]．特異的腰痛は，腰椎椎間板ヘルニアや腰部脊柱管狭窄症など，診断や検査で腰痛の原因が特定できる腰痛であり，腰痛患者の約 15%がこの特異的腰痛とされている．特異的腰痛の発症原因の内訳は，腰椎椎間板ヘルニアと腰部脊柱管狭窄症

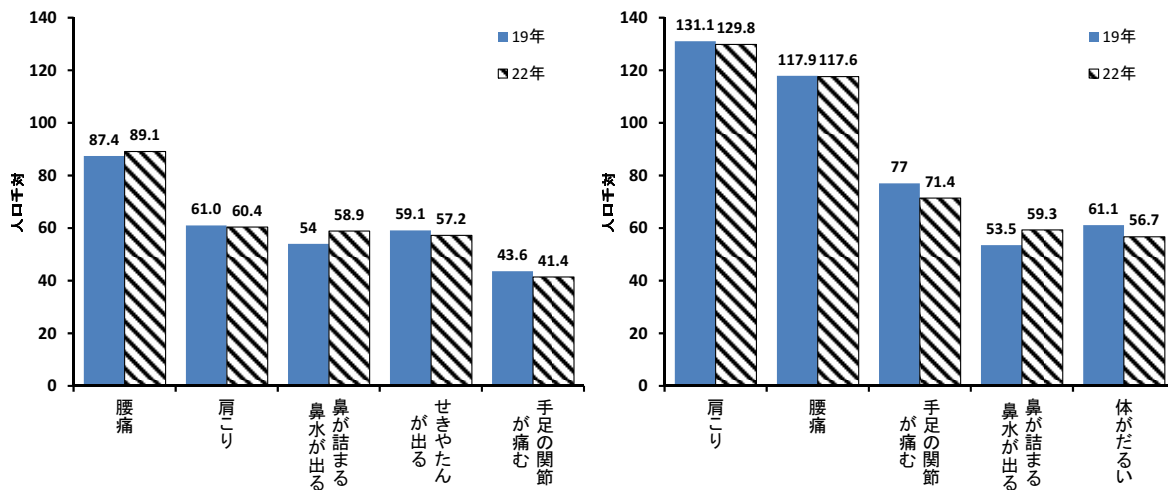


図 2.3.1 性別にみた有訴者率の上位 5 症状
(平成 22 年国民生活基礎調査 自覚症状の状況)[2.3.1]

がそれぞれ 4~5%，骨粗鬆症による圧迫骨折が約 4%，細菌の背骨への感染から起こる感染性脊椎炎や，癌の脊椎への転移など重篤な病気が約 1%，尿路結石や解離性大動脈瘤などの背骨以外の病気が 1%未満である．特異的腰痛はさらに図 2.3.2 に示すように脊椎由来，神経由来，内臓由来，血管由来，心因性由来の 5 つに発症原因別に分けることができる[2.3.2]．

脊柱由来の腰痛疾患として，腰椎椎間板ヘルニア，腰部脊柱管狭窄，腰椎分離症・すべり症等が挙げられる．腰椎椎間板ヘルニアは，加齢や外力の影響により，椎間板が脊柱の神経根を圧迫することにより，腰部，背部，または下肢に痛みが生じる疾患である．腰椎椎間板ヘルニアは，椎間板の線維輪が損傷しその個所から髄核が突出することにより神経を圧迫するものと，椎間板そのものが変位し神経を圧迫するものがあり，2~3 週間痛みが続き下肢の痺れが生じる

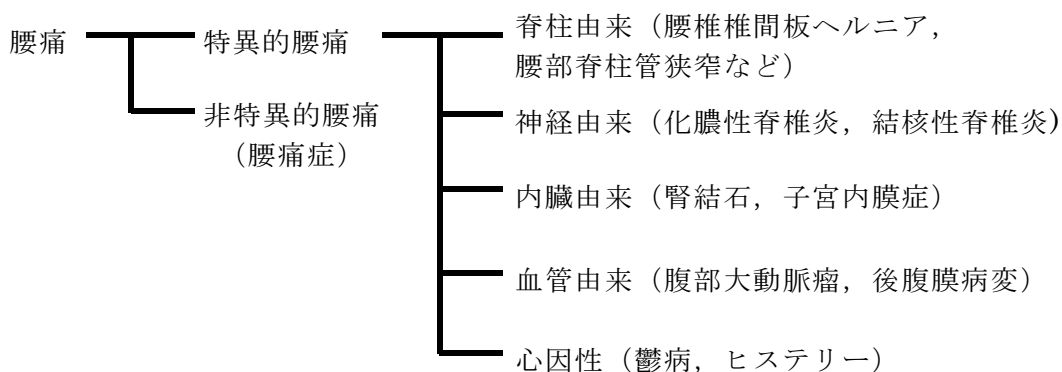


図 2.3.2 腰痛の発症原因の分類[2.3.2]

場合もある。腰部脊柱管狭窄症とは、脊柱の変形や黄色靭帯骨化症などの影響で脊柱管が狭くなり、その結果神経を圧迫してしまい、腰から下肢にかけて痛みと痺れが生じる疾患である。腰椎分離症・分離すべり症は、椎骨の後方部にある椎弓の上・下関節突起の間の骨が絶たれた状態が腰椎分離症であり、その結果、上・下の椎骨にすべりが生じたものをすべり症と呼ぶ。腰椎分離症・分離すべり症は症状が出ない場合もあるが、症状が出る場合は神経圧迫等が原因により腰部、下肢に痛みや痺れが生じる[2.3.4－2.3.8]。

心因性由来は、筋筋膜性腰痛などのように過度なストレスが身体的な負担増加につながり、腰痛を引き起こす場合と、ストレスが身体的な負担増加にはならないものの、ストレスが原因で脳が「腰が痛い」と錯覚してしまい、身体的には健康であっても腰部に痛みを感じてしまう場合もある。

次に、非特異的腰痛は、検査などを受けても原因が特定できない腰痛である。いわゆる「腰痛症」と呼ばれる腰痛は非特異的腰痛を指す名称であり、腰痛の約 85%がこの非特異的腰痛とされている。非特異的腰痛の多くは椎間板や椎骨などの脊柱部、腰部周辺の筋肉のどこかに痛みがあるにもかかわらず、それを断言できる診断や検査方法がないため、原因を明確にすることができない。しかし、特異的腰痛であれ、非特異的腰痛であれ、椎間板や椎骨などの脊柱部に作用する負荷が、脊柱部そのものや周辺の筋肉へ影響を与える。

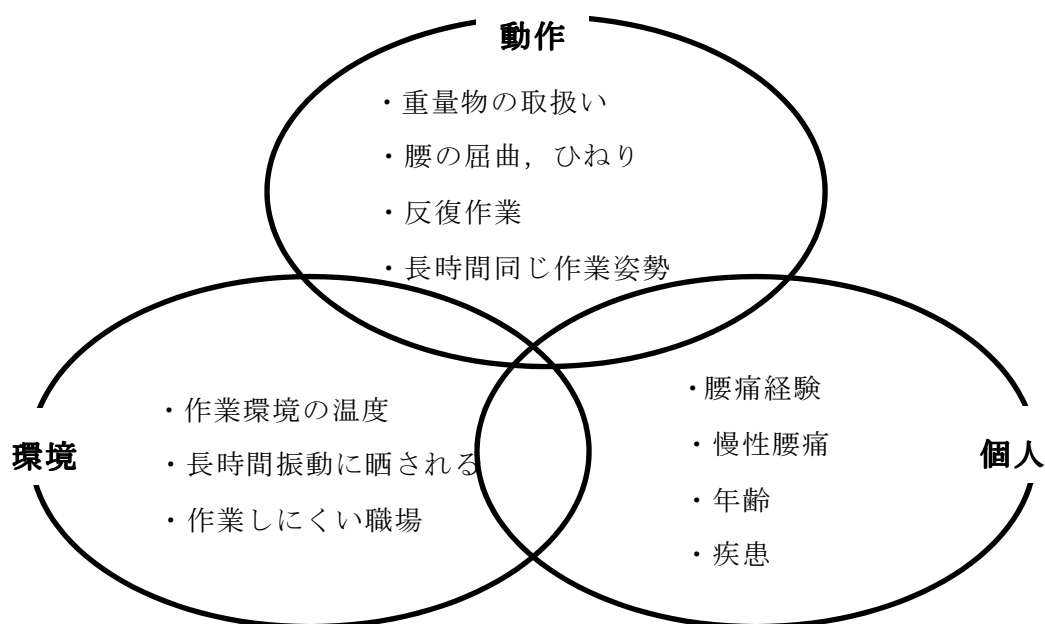


図 2.3.3 腰痛発症の危険因子[2.3.17]

2.3.2 椎間板に関する腰痛[2.3.9－2.3.16]

椎間板と腰痛との関係は多くの先行研究において散見される。それら先行研究では、屈曲姿勢や重量物持ち上げ時などにおける椎間板内圧の上昇、椎間板線維輪の損傷が椎間板外層の感覚神経を刺激し、腰痛が生じると考えられている。椎間板線維輪に損傷があれば髄核が突出して椎間板ヘルニアが発生する可能性もある。さらには線維輪の損傷部から肉芽細胞が侵入し、肥満細胞が浸潤することにより炎症物質が放出され痛みが生じる。屈曲姿勢においては、腰背筋群の筋内圧上昇とともに筋血流が減少することにより痛みが生じる可能性もあると考えられる。

椎間板は無血管であり、栄養供給は周囲の抹消血管から拡散された栄養により状態を維持している。拡散は姿勢変化により引き起こされ、椎間板内圧の変化により促進されることから、長時間の座位姿勢など姿勢や椎間板内圧の変化が起りにくい状態が続くと、椎間板への栄養供給が低下し、椎間板の変性が進行すると報告されている。変性した椎間板は血管新生、髄鞘化されていない神経や手腕細胞の増加がみられる。大西らと高橋ら[2.3.15－2.3.16]の研究によれば変性した椎間板内に新たな神経が入り込み、腰痛の発症や慢性化の原因となると報告している。

2.3.3 腰痛発症の危険因子[2.2.4－2.2.5]

腰痛の発症は様々な危険因子が関連しており、腰痛の発症、再発、悪化の防止または予防を行うにあたり危険因子の排除もしくは軽減する必要がある。腰痛が発症する可能性がある危険因子は図 2.3.3 に示すように、動作、環境、個人の3つに分けることがで

表 2.3.1 腰痛多発作業 [2.3.17]

-
1. 重量物取扱い作業
 - ・ 荷役、鉄筋工
 2. 重症心身障害児施設等の介護作業
 - ・ 介護業務、看護業務
 3. 腰部に過度の負担のかかる作業
 - ・ 組立作業、サービス作業
 4. 腰部に過度の負担のかかる腰掛け・座作業
 - ・ 一般事務、OA器具操作、窓口業務、コンベアー作業、電話交換手
 5. 長時間の車両運転等の作業
 - ・ 長距離トラック運転、車両系建設機械運転
(平成6年通達で3, 4, 5 が追加された)
-
- 平成6年労働省通達 —

きる[2.2.4-2.2.5]. 腰痛はこれらの危険因子が複数関連して発症する. 例えば慢性腰痛持ちの作業者が作業しにくい職場で重量物を持ち上げた時に腰痛が発症した場合, 動作・環境・個人の3つの因子すべてが腰痛発症に関連してくる. 本研究では主に動作における腰の屈曲と, 個人の年齢と腰痛経験に関する危険因子に着目し, 危険因子の排除もしくは軽減を目指す

2.3.4 業種と腰痛[2.3.17-2.3.24]

日本における職場の腰痛調査では腰痛の有訴者率は40~50%, 腰痛の経験は70~80%であり, 職業別腰痛有訴率では事務職42~49%, 看護職46~65%, 介護職63%, 技能職39%, 保安職42%, 運輸職71~74%, 清掃職69%, 建築職29%であると報告されている. 腰痛発症の危険因子として, 厚生労働省の「職場における腰痛予防対策指針」において表2.3.1に示すように重筋作業や, 屈曲姿勢での作業, 長時間の座位姿勢などが身体への負担を大きく, 腰痛発症の危険因子として考えられている. 先述した職業別有訴者率においても, その値が大きかった介護職, 運輸職, 清掃職は同表の腰痛多発作業を複数含む作業であるため, 腰痛有訴率も大きくなったと考えられる.

2.4 椎間板圧迫力の許容限界値

2.4.1 椎間板圧迫力と腰痛[2.3.9-2.3.16]

2.3.2節で述べたように, 椎間板と腰痛は密接に関係しており, 屈曲姿勢や重量物持ち上げ時などにおける椎間板内圧の上昇, 椎間板線維輪の損傷が椎間板外層の感覚神経を刺激し, 腰痛が生じると考えられている. 椎間板線維輪に損傷があれば髄核が突出して椎間板ヘルニアが発生する可能性もある. また, 椎間板への栄養供給が低下し, 変性した椎間板には血管新生, 髄鞘化されていない神経や手腕細胞の増加がみられ, 椎間板内に新たな神経が入り込み, 腰痛の発症や慢性化の原因となると報告されている. このように, 椎間板内圧が椎間板性腰痛に深くかかわっている.

本研究では, 椎間板内圧を椎間板圧迫力として扱い, 椎間板圧迫力を腰痛判定の指標として用いる.

2.4.2 椎間板圧迫力の推定例

前節で述べたように、任意の作業姿勢において腰痛が発生する危険性があるかどうかを評価するために、本研究では椎間板圧迫力に着目する。本節では、椎間板圧迫力が実際にどの程度の値を取りうるのかを事例を用いて示す。ここでは、2.2.4節で述べた椎間板圧迫力の推定方法に基づいて、図 2.4.1 に示すように中腰で荷物を持った時の静的な姿勢の椎間板圧迫力を推定する。作業者のパラメータは以下のように想定する。

身長=170(cm)

体重=60(kg)

重力加速度 $g=9.8 \text{ (m/s}^2\text{)}$

身体各部の質量比=0.069 : 0.31 : 0.098 (頭部 : 胴体 : 両腕)

頭部の重量 $H_W = 60(\text{kg}) \times 0.069 \times g = 40.572(\text{N})$

頭部と両腕を除いた胴体の重量 $B_W = 60(\text{kg}) \times 0.31 \times g = 182.28(\text{N})$

両腕の重量 $A_W = 60(\text{kg}) \times 0.098 \times g = 57.624(\text{N})$

取扱い物の重量 $L_H = 30(\text{kg}) \times g = 294.0(\text{N})$

肩に作用する外力 $L_S = 0(\text{N})$

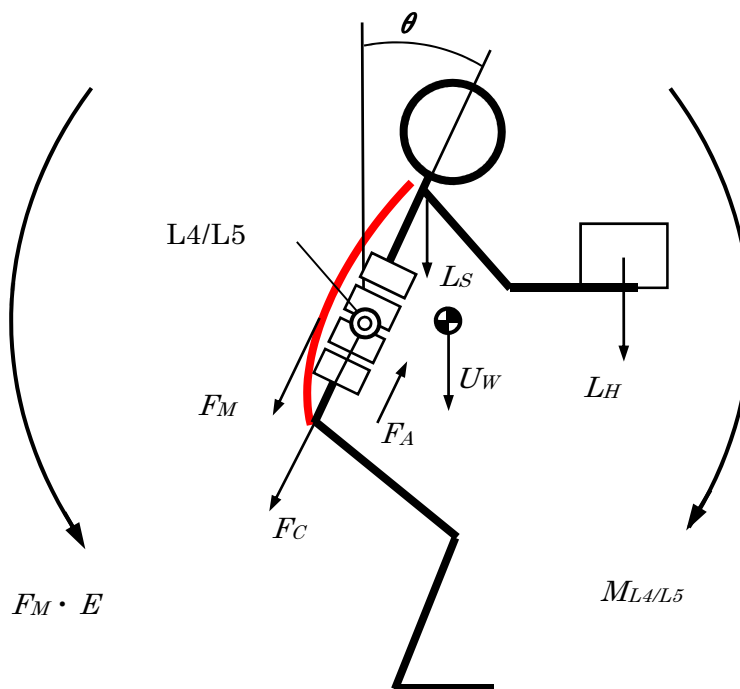


図 2.4.1 荷物の保持姿勢と物理量の記号

L4/L5 から H_W の重心までの水平距離 $Y=0.48(\text{m})$

L4/L5 から B_W の重心までの水平距離 $B=0.14(\text{m})$

L4/L5 から A_W の重心までの水平距離 $N=0.44(\text{m})$

L4/L5 から L_H の重心までの水平距離 $H=0.7(\text{m})$

L4/L5 から L_S までの水平距離 $J=0.29(\text{m})$

L4/L5 における脊柱の傾斜角 $\theta = 30^\circ$)

肩－大転子－膝のなす角 $R_H=110^\circ$)

脊柱起立筋のモーメントアーム $E=0.05(\text{m})$

自重成分 (U_W) の計算

$$U_W = H_W + B_W + A_W$$

$$U_W = 40.572 + 182.28 + 57.624 = 243.0 \text{ (N)}$$

外力 (L) の計算

$$L = L_H + L_S$$

$$L = 30 \times g + 0 \times g = 294.0 \text{ (N)}$$

L4/L5 周りのモーメント計算

$$M_{L4/L5} = (H_W \cdot Y) + (B_W \cdot B) + (A_W \cdot N) + (L_H \cdot H) + (L_S \cdot J)$$

$$\begin{aligned} M_{L4/L5} &= (40.572 \times 0.48) + (182.28 \times 0.14) + (57.624 \times 0.44) + (294.0 \times 0.7) + (0 \times 0.29) \\ &= 276.15 \text{ (N)} \end{aligned}$$

脊柱起立筋力 (F_M) の計算

$$F_M \cdot E = M_{L4/L5} - F_A \cdot D$$

ここで、 $F_A \times D$ は腹圧モーメントである。しかし、2.2.3 節の 5) で記述したが、腹圧は F_C に比べて極めて小さいため、本研究における実際の計算では 0 として扱う。

$$F_M \times 0.05 = 276.15 - 0$$

$$F_M = 276.15 / 0.05$$

$$F_M = 5523 \text{ (N)}$$

椎間板圧迫力 (F_C) の計算

$$F_C = U_w \cos\theta + L \cos\theta + F_M - F_A$$

$$F_C = 243.0 \cos 30 + 294.0 \cos 30 + 5523 - 0 = 5605.8 \text{ (N)}$$

以上の結果、L4/L5 に作用する椎間板圧迫力は 5605.8N となる。ここで設定した取扱い物の重量は 30kg であり、通常の作業では扱わない値であるが、重機や舞台スピーカなどを扱う作業ではありうる値である。また、介護作業において高齢者を抱き上げる際には、それ以上の値が想定される。脊柱傾斜角は 30° としたが、作業姿勢によっては 90° を超える場合も想定される。以上のことから、作業姿勢における椎間板圧迫力は、1000N のオーダーで、最大は 6000N を超えることもある。

2.4.3 NIOSH の許容限界値[2.4.1]

前節で推定した椎間板圧迫力において腰痛発症の恐れがあるか否かは、椎間板に力を加えた時に、どの程度で壊れるかを示す、椎間板許容限界値を判定基準として用いる。本研究では、米国立労働安全衛生研究所 (NIOSH) が

27 の脊柱標本から定めた許容限界値 [2.4.1] を採用した。表 2.4.1 に示すように、NIOSH は、椎間板圧迫力が 3400N 未満では、腰痛発症の可能性がほとんどないと定義している。3400N 以上では、一部の作業者に腰痛発症の可能性があり、6400N 以上では、ほとんどの作業者に腰痛発症の可能性があると定めている。

表 2.4.1 NIOSH の椎間板許容限界値[2.4.1]

椎間板圧迫力の許容限界値	腰痛発症の可能性
6400 N 以上	ほとんどの作業者が腰痛発生の危険性がある
3400 N 以上	一部の作業者が腰痛発症の可能性がある
3400 N 未満	腰痛発症の可能性はほとんどない

2.4.4 年齢・性別を考慮した許容限界値

椎間板圧迫力の許容限界値については諸説があるが、Jäger らは椎間板圧迫力の許容限界値は年齢静別によって異なるとし、606 個の脊柱標本を対象に許容限界値を推定している[2.4.2]. 図 2.4.2 は Jäger らによる、性別ごとの年齢と

表 2.4.2 年齢性別による限界値[2.4.3]

年齢	男	女
20	6000 N	4400 N
30	5000 N	3800 N
40	4100 N	3200 N
50	3200 N	2500 N
60~	2300 N	1800 N

許容限界値の分布と回帰直線を求めた図である. 同図によれば、男性の許容限界値は 25 歳が 5500N, 35 歳が 4400N, 45 歳が 3600N, 55 歳が 2600N, 女性の許容限界値は 25 歳が 4100N, 35 歳が 3500N, 45 歳が 2900N, 55 歳が 2300N である. また、Jäger の後の研究[2.4.3]では、778 個の脊柱標本を対象に許容限界値求めている (表 2.4.2). 本研究において、年齢性別を考慮した許容限界値は、後述する 4.3 節以降の椎間板圧迫力の判定基準として用いる.

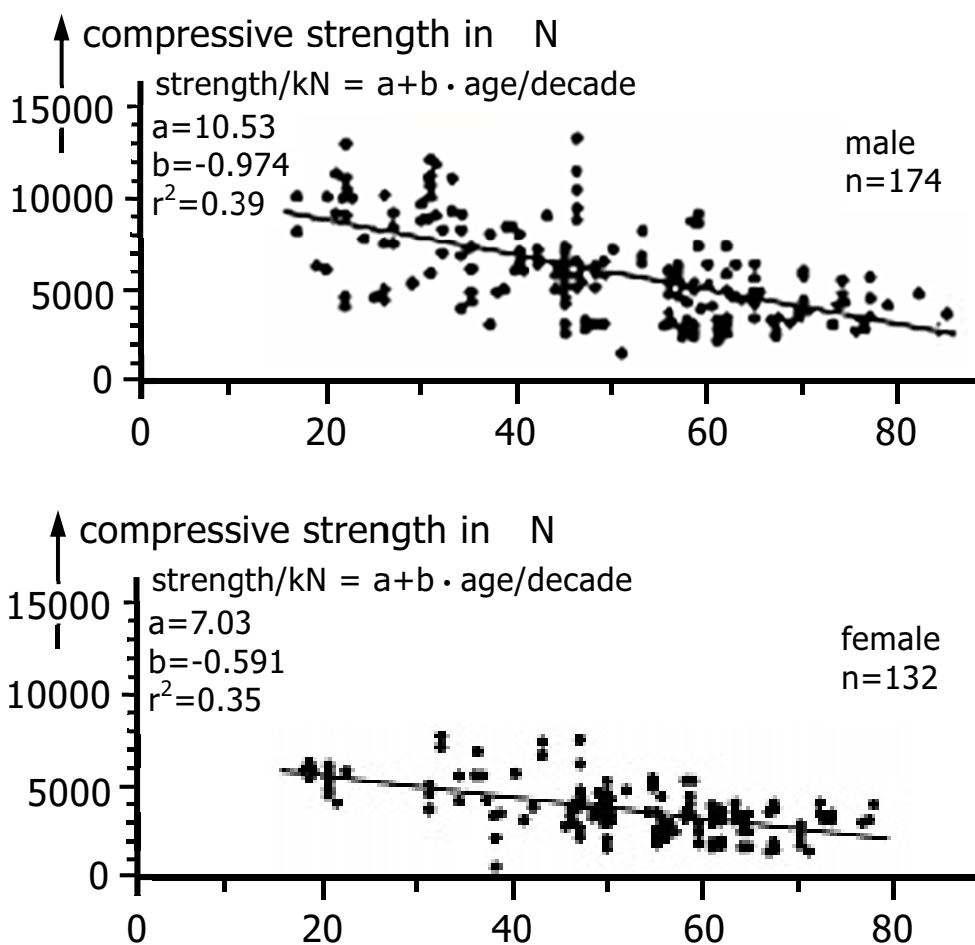


図 2.4.2 性別ごとの年齢と限界値の回帰直線[2.4.2]

2.5 患者報告アウトカム(Patient Reported Outcomes : PRO)

2.5.1 Roland-Morris Disability Questionnaire (RDQ) [2.5.1]

Roland-Morris Disability Questionnaire (以下 RDQ) は, 1983 年にイギリスの Martin Roland と Richard Morris によって作成され[2.5.2], 世界的にも数十カ国語の翻訳版が作成され, 広く臨床研究に使用されおり[2.5.3], 患者および被検者が, 自身の健康状態および症状に関して, 自ら質問または質問票に回答する Patient reported Outcomes (PRO) 指標として位置づけられている評価方法の一つである(図 2.5.1). RDQ 日本語版は, 2003 年に日本語版作成委員会により作成された[2.5.4-2.5.6], 2004 年にマニュアルが刊行されている[2.5.7].

1	腰痛のため, 大半の時間, 家にいる	はい	いいえ
2	腰痛を和らげるために, 何回も姿勢を変える	はい	いいえ
3	腰痛のため, いつもよりゆっくり歩く	はい	いいえ
4	腰痛のため, ふだんしている家の仕事を全くしていない	はい	いいえ
5	腰痛のため, 手すりを使って階段を上る	はい	いいえ
6	腰痛のため, いつもより横になって休むことが多い	はい	いいえ
7	腰痛のため, 何かにつかまらないうと, 安楽椅子(体を預けて楽に座れる椅子, 深く腰掛けた姿勢)から立ち上がれない	はい	いいえ
8	腰痛のため, 人に何かしてもらおうよう頼むことがある	はい	いいえ
9	腰痛のため, 服を着るのにいつもより時間がかかる	はい	いいえ
10	腰痛のため, 短時間しか立たないようにしている	はい	いいえ
11	腰痛のため, 腰を曲げたりひざまじたりしないようにしている	はい	いいえ
12	腰痛のため, 椅子からなかなか立ち上がれない	はい	いいえ
13	ほとんどいつも腰が痛い	はい	いいえ
14	腰痛のため, 寝返りがうちににくい	はい	いいえ
15	腰痛のため, あまり食欲がない	はい	いいえ
16	腰痛のため, 靴下やストッキングをはくとき苦勞する	はい	いいえ
17	腰痛のため, 短い距離しか歩かないようにしている	はい	いいえ
18	腰痛のため, あまりよく眠れない(痛みのために睡眠薬を飲んでいる場合は「はい」を選択して下さい)	はい	いいえ
19	腰痛のため, 服を着るのを誰かに手伝ってもらおう	はい	いいえ
20	腰痛のため, 一日の大半を, 座って過ごす	はい	いいえ
21	腰痛のため, 家の仕事をするとき力仕事をしないようにしている	はい	いいえ
22	腰痛のため, いつもより人に対していらいらしたり腹が立ったりする	はい	いいえ
23	腰痛のため, いつもよりゆっくり階段を上る	はい	いいえ
24	腰痛のため, 大半の時間, ベッド(布団)の中にいる	はい	いいえ

RDQ 日本語版 ©2002, 2004 RDQ 日本語版作成委員会 All rights reserved.

図 2.5.1 RDQ 質問票[2.5.1]

RDQ は、腰痛によって日常生活が障害される程度を評価する尺度であり、「立つ」、「歩く」、「仕事をする」などの日常の生活行動が腰痛のために障害されるか否かを尋ねる 24 項目に、「今日」の状態を「はい」、「いいえ」で回答してもらい、「はい」と回答した項目の数を加算して RDQ 得点とする。高得点であるほど日常生活の障害の度合いが大きいとされる。

特徴として、質問が 24 項目であり選択肢は「はい」と「いいえ」の二択であることから平均回答時間は 5 分以内であり、RDQ 得点も「はい」の回答数であることから簡易に評価できる。また、日本整形外科学会プロジェクト委員会の委嘱によって実施された全国調査において、2966 人のデータから、腰痛有訴者の有無・年齢・性別による基準値が示されているため、回答から得られる RDQ 得点がどのような意味を持つのかを推定することができる。しかし、精神的な測定を行うには精神面に関する項目が 24 項目中 1 項目と少ないため、精神面に関して測定するには適していない。

RDQ 日本語版は、十分な計量心理学的特徴を持つことが示されている[2.5.7]。信頼性、つまり「同じものを測っているかどうか」という性質については、2つの指標によって検証された。繰り返し測定した際の再現性を表す係数は 0.92、内的整合性信頼性を表すクロンバックの α 係数は 0.85 であった。これらの信頼性を推定する係数は、質問紙尺度においては 0.8 以上であれば十分な特性を持つと判断される。RDQ の妥当性、つまり「測りたいものを測っているか」という性質については、他の基準となる指標との関連性（基準関連妥当性）が検証された。基準として、包括的健康関連 QOL 尺度 SF-36、患者の疼痛評価（Visual analog scale : VAS）、患者の全般評価（VAS）、医師の全般評価を測定した。RDQ 得点は、SF-36 の 8 つの下位尺度中、“身体機能”、“体の痛み”、“日常役割機能”と高い相関を示した。また、SF-36 以外の指標では、患者の全般評価の VAS と最も相関が高かった。RDQ が、単に疼痛の程度を測定するのではなく生活のさまざまな側面への影響を測定する尺度であることを考えると、妥当な結果であると言える。先行研究にて調査結果から [2.5.8]、日本人の表 2.4.2 年齢性別による限界値[2.4.3] 年齢性別ごとの基準となる RDQ 値(表 2.5.1, 表 2.5.2)が出ていることから、本研究において後述する 4 章 4.5 節のアンケート調査にこの RDQ を用いる。その他にも ODI や JLEQ などの PRO はあるが、本研究では扱わないため、その説明は付録とする。

表 2.5.1 全回答者の年齢性別ごとの RDQ 得点[2.5.8]

		平均値	標準偏差	中央値	25%	75%	n
男性	20 歳代	0.98	2.46	0.00	0.00	1.00	169
	30 歳代	1.44	3.30	0.00	0.00	1.00	202
	40 歳代	0.91	2.69	0.00	0.00	0.00	241
	50 歳代	1.39	3.21	0.00	0.00	1.00	275
	60 歳代	2.06	4.22	0.00	0.00	2.00	311
	70 歳代	2.30	4.29	0.00	0.00	3.00	196
女性	20 歳代	0.94	2.60	0.00	0.00	0.00	184
	30 歳代	0.87	2.08	0.00	0.00	1.00	255
	40 歳代	1.38	3.43	0.00	0.00	1.00	259
	50 歳代	1.54	3.31	0.00	0.00	2.00	341
	60 歳代	1.82	3.80	0.00	0.00	1.25	306
	70 歳代	4.05	5.79	0.00	0.00	7.00	227

表 2.5.2 腰痛有訴者の年齢性別ごとの RDQ 得点[2.5.8]

		平均値	標準偏差	中央値	25%	75%	n
男性	20 歳代	2.12	3.19	1.00	0.00	3.00	49
	30 歳代	3.72	4.82	1.50	0.00	5.00	60
	40 歳代	2.10	3.40	1.00	0.00	3.00	69
	50 歳代	2.77	4.03	1.00	0.00	4.00	86
	60 歳代	5.27	5.88	3.00	1.00	7.50	89
	70 歳代	5.83	5.24	4.50	1.00	9.00	54
女性	20 歳代	2.39	3.33	1.00	0.00	3.00	41
	30 歳代	2.05	2.86	1.00	0.00	3.00	86
	40 歳代	3.62	5.05	2.00	0.00	4.50	85
	50 歳代	3.30	4.13	2.00	2.00	5.00	103
	60 歳代	4.82	5.08	3.00	0.00	8.00	87
	70 歳代	7.90	6.39	7.00	2.00	13.00	97

2.6 結言

本章では、腰部負担の推定方法とその許容限界値について述べ、また、腰痛に関して、椎間板と腰痛について、また業種と腰痛について説明した。本章の内容まとめると以下のようなになる。

(1) 椎間板に関する概要と、そこに作用する力についてまとめ、椎間板圧迫力の推定

方法を述べた。本研究では、静的な 2 次元人体リンクモデルにおける L4/L5 椎間板に作用する圧迫力を推定する。

- (2) 腰痛について基本的な概要を述べ、椎間板と腰痛についての関連性と業種と腰痛についてまとめ、椎間板圧迫力を推定する意義について述べた。
- (3) 中腰で荷物を持った姿勢を想定して、実際に椎間板圧迫力の推定を行った。まあ、推定した椎間板圧迫力に腰痛発症の可能性があるかどうかについて、NIOSH の許容限界値と Jäger らの許容限界値についてまとめた。本研究では、4.3 節以降の椎間板圧迫力の判定基準として用いる。
- (4) 腰痛の評価方法とし、腰痛によって日常生活が障害される程度を評価する尺度である RDQ についてまとめた。

第3章 デジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法 [3.1.1]

3.1 緒言

2011年10月末時点で、わが国の要介護者数は520万人を超え[3.1.2]、2025年には632万人になると推計されている[3.1.3]。それに対して介護をする側の介護職員数は2025年度には233万人ほど必要になると見積もられているが[3.1.4]、実際の介護職員数は170万人と推計されており[3.1.3]、63万人が不足する計算となる。さらに、介護職員の年間の離職率は21.6%であり、全産業の平均15.4%に比べて高く、離職者の勤続年数は約8割が3年未満であると報告されている。

一方、介護者の腰痛発症状況を取り上げている岩切らの文献[3.1.5]のデータを総合すると、社会福祉施設における介護職員657名の調査時の腰痛有訴率は68.3%で、過去1ヶ月の腰痛有訴率は78.5%と極めて高く、腰痛は介護者にとって深刻な問題となっている。

これらのことから介護作業における腰痛対策は急務であり、これまでも多面的に取り組まれてきている。例えば、岩切ら[3.1.5]は介助作業では、入浴介助、オムツ交換、排泄介助、移乗介助が、腰痛を引き起こす主な要因とし、その中でも移乗介助は、食事、排泄、入浴などに伴って比較的頻繁に行われ、また被介助者を抱え上げるといった過度の腰部負担を生じさせることから、特に負担の大きな作業であると報告している。

これまでも介助者の腰部負担に関する研究は多く、モーションキャプチャや床反力計を用いて座標と力の計測を行い、逆動力学における方程式を解くことによって力学的負担を推定するもの[3.1.6][3.1.7]、あるいは身体各筋肉の筋電図を測定して直接的に力学的負担を推定するもの[3.1.8]などがある。これらはいずれも装置が大掛かりとなり、実験室で再現する介助動作を対象としていて、実際の病室や自宅での動作を対象としていないことが多い。

この章ではコンピュータ上の仮想人間であるデジタルヒューマンモデル”Jack”(Siemens社)[3.1.9]を用いて、介護現場で実際に介助作業を行う人の腰部負担を評価し、腰痛発症の危険性があるか否かを判定するとともに、姿勢改善策を指導することのできる簡便な方法を確立することを目的とする。具体的には、ベッドと車椅子の間の移乗介助動作時の姿勢を取り上げ、介助者および被介助者の姿勢の計測について細部の座標計測は行わず、家庭用ビデオカメラで

録画した姿勢を基に Jack で再現し，腰部負担は Jack の腰痛解析ツール（Low Back Compression Analysis Toolkit）から求められる椎間板圧迫力で評価し，その結果を介助者への姿勢改善指導に利用することとする。そのときに必要となる介助者の手や肩に作用する外力は実測せずに，予め平均的な基準値を用意しておき，外力の絶対値および手と肩の外力の比をパラメータとして変動させ，アウトプットとしての椎間板圧迫力の変化を見る感度分析を行う。

本研究では，種々の測定器を用いて介助作業中の椎間板圧迫力を精度よく求めるのではなく，精度はよくなくても狭い病室や自宅の部屋での介助作業を評価し腰痛発症の予防を指導できる方法を確立することを目指す。

3.2 デジタルヒューマンモデル

デジタルヒューマンモデルとは，コンピュータ内で動かすことができる仮想人間であり，人間と同じ骨格構造や，人体物理学，運動力学，および力学的挙動を模擬できるように構成され

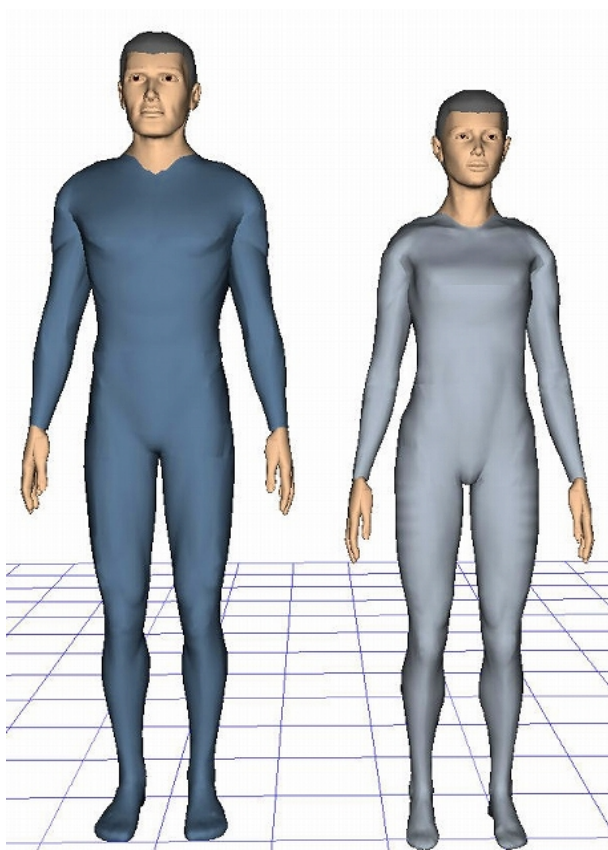


図 3.2.1 デジタルヒューマンモデル
(左：男性モデル Jack，右：女性モデル Jill)

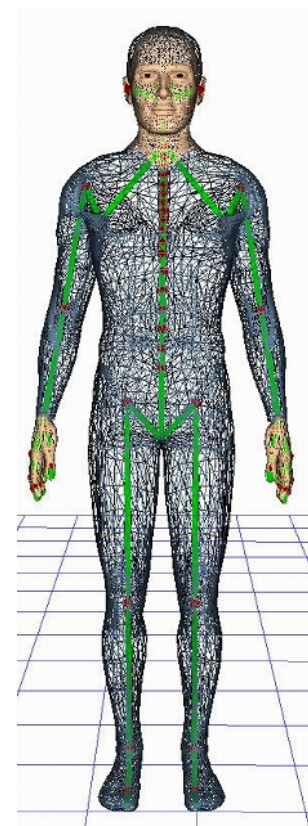


図 3.2.2 Jack の
ワイヤーフレームモデル

た人体モデルである。また、CAD 等で設計された製品や仮想環境と組み合わせることによって人間適合性や親和性など様々な人間工学的解析や評価をコンピュータ内で仮想的に行うことができる。最近では住宅設備や福祉機器などの設計において、さまざまな体形のユーザとの幾何学的適合性評価によく用いられている[3.2.1–3.2.4]。図 3.2.1 は本研究で用いる Jack と呼ばれるデジタルヒューマンモデルである。Jack はアメリカのペンシルバニア大学の Norman I.Badler 教授のグループによって開発され、現在は Siemens PLM Software Inc.[3.2.5]によって開発および販売が行われている。図 3.2.2 は人体モデルをワイヤフレームで表現し、モデルの中にある骨格構造が見えるようにしたものである。デジタルヒューマンモデルでは基本的に関節の位置と、角度によって姿勢が決定されているため、このような骨格構造を持っている Jack の場合は、関節数 68、セグメント（関節間の分節）数 69、関節の自由度総数 135 からなり、手指 1 本 1 本から 17 脊椎までモデル化されている。

特徴としては、目的とする作業姿勢が容易に作成可能である。拘束条件を上手く利用し複雑な人体モデルを操る。また、作業者が最も痛みやすいとされている、腰の負荷に焦点を絞った解析機能がある。基本的な姿勢であれば、マウスの操作だけで簡単に作成できる。

Jack の機能について以下に記述する[3.2.6]。

- ・身体寸法／体型の生成
- ・姿勢の操作／変更（逆運動学）
- ・関節稼働域表示
- ・リーチゾーン（到達域）表示
- ・視野表示
- ・動作シミュレーション／アニメーション
- ・身体の部分的拘束
- ・力学的負荷
- ・人間工学的評価（代謝、疲労など）
- ・基本姿勢／基本動作の自動生成
- ・干渉チェック
- ・モーションキャプチャ入力

身体各部の形状や寸法は、実際の身体寸法計測と統計データに基づいて推定され、逐一寸法を指定しなくても任意の体型のモデルが瞬時に生成できる。図 3.2.3 はアメリカ人の男女の 95 パーセントイルモデルと 50 パーセントイルモデル, 5 パーセントイルモデルである。人体モデルは以下のデータベースを基に作成, スケーリングされる[3.2.7].

- ANSUR88
- NHANES(National Health and Nutrition Examination Survey 1990)
- CDN_LF_97(Canadian Land Forces 1997)
- NA_Auto(North American automotive working population)

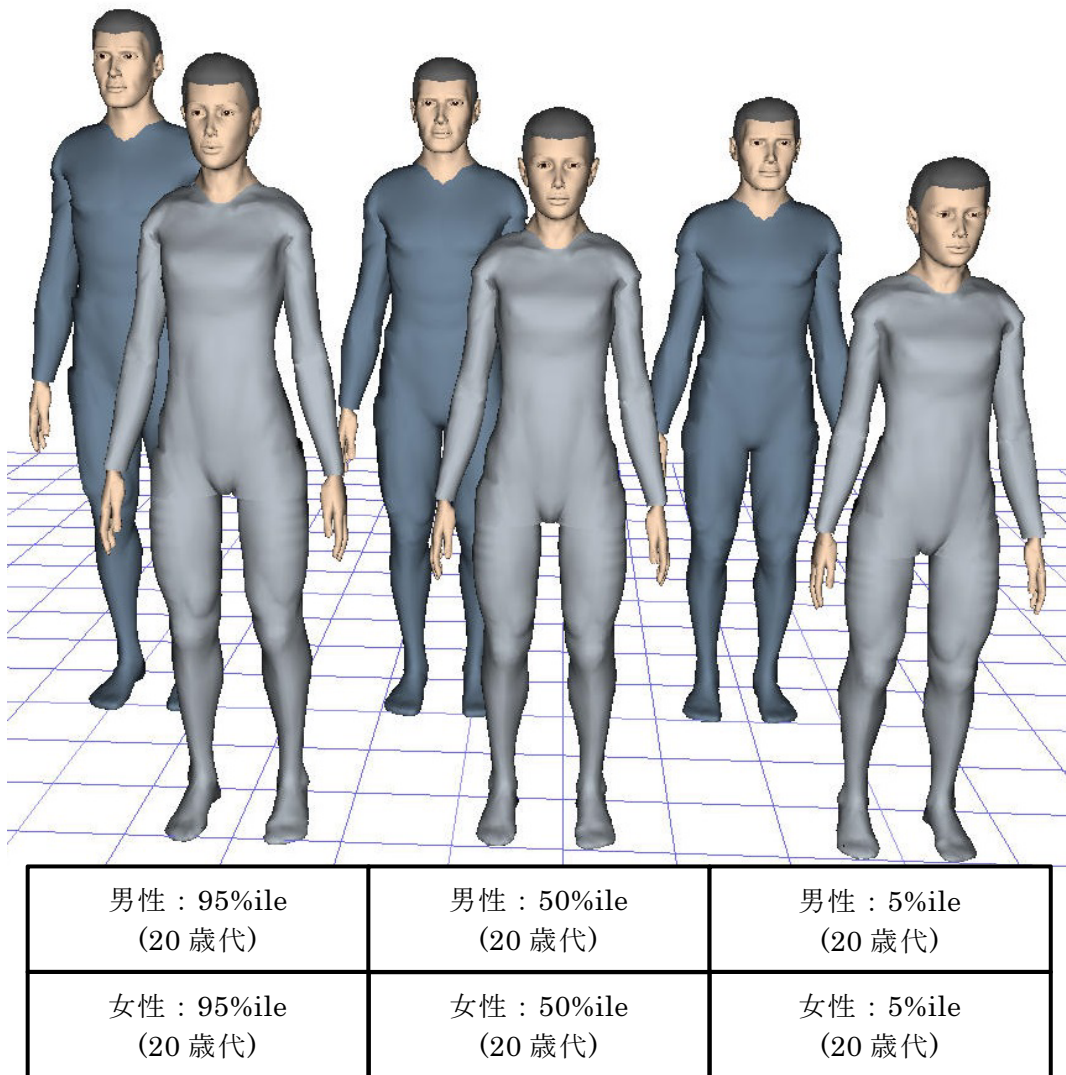


図 3.2.3 各種体形の生成例

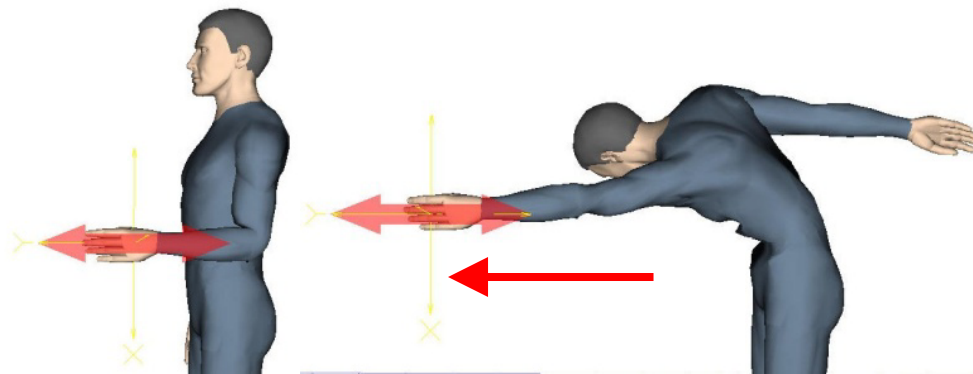


図 3.2.4 マウสดラッグによる姿勢変更

・ CHINESE(GB1 0000-88, 1989)

また、日本人の人体寸法データベースについて、社団法人人間生活工学研究センター(HQL)の「人体寸法データベース」とのリンクも可能である[3.2.7].

モデルの機能の中で姿勢の操作・変更は、基本的に関節の位置と角度を指定することによって行うが、ひとつずつ関節を操作して目的の全身姿勢を生成するのは手間がかかり操作者の負担が大きい。そこで逆運動力学の問題を解くことによってこうした負担を軽減し、図 3.2.4 のようにマウス等でモデルの手先や足先を選択し、目的の位置へ移動するだけで自然な姿勢が生成できるようになっている。

その他の機能として、逆運動力学の問題を解くことにより、身体各部の力学的負荷を求めることができる。さらに、姿勢の自動生成、干渉チェック、モーショキャプチャとの連動が可能である。

また、Jack には表 3.2.1 に示すような作業に関する人間工学的な評価を行うことができる作業評価ツールが備わっている。それにより Jack で作業姿勢生成と、その姿勢に関する人間工学的評価をリアルタイムで評価することができ、本章では腰痛解析ツールを用いて評価を行う。

表 3.2.1 Jack の評価ツール一覧

・ 疲労解析	・ NIOSH持上評価
・ Force Solver	・ Ovako式作業評価
・ 腰痛解析	・ 標準作業時間
・ 許容取扱重量	・ Rapid Upper Limb Assessment
・ 代謝エネルギー消費率	・ 静的許容負荷予測

3.3 デジタルヒューマンモデルの腰痛解析ツール

本章で用いる Jack には各関節に作用する力やトルクの推定，椎間板圧迫力の推定，代謝や疲労を評価する人間工学的評価などの機能が備わっており [3.3.1–3.3.4]，本研究では腰痛解析ツールを用いる．図 3.3.1 に腰痛解析ツールのインタフェースを示す．

前節で述べたように Jack の姿勢は，逆運動学手法による手足の位置決めや各関節角度の変更などすべてマウス操作で容易に設定できるようになっている．また，身長，体重を入力することによってそれに合わせて体形が変更される．図には手にかかる重さの追加や肩に作用する外力の矢印を示している．ここで，重さの追加は鉛直下方のみに作用させ，外力は任意の方向に作用させることができる．初期の Jack では外力を手にしにしか作用させることができなかったが，Ver5.1 から身体のはぼ任意の位置に作用させるができるようになった．外力の作用点もマウスで指定することができる．

外力を設定したあと，腰痛解析ツールを用いると，L4/L5(第4・第5腰椎)の椎間板に作用する圧迫力が求められる．その値が NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health, 米国国立労働安全衛生研究所) の定めている椎間板圧迫力の許容限界である 3400N

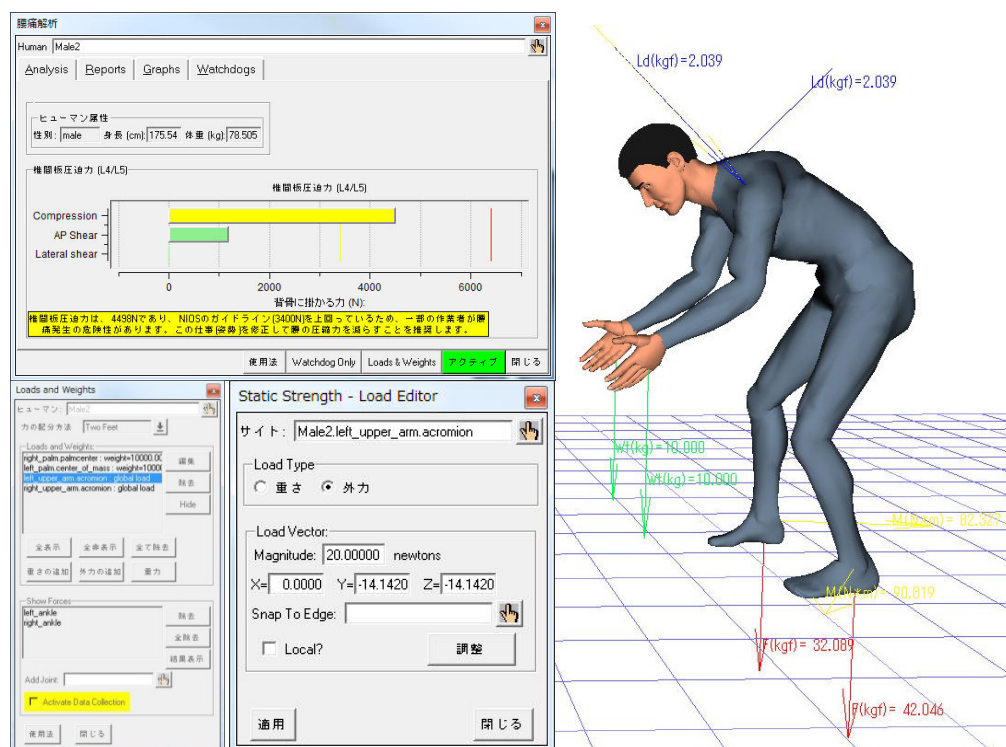


図 3.3.1 デジタルヒューマン Jack(Ver6.1)と腰部圧迫解析機能

を超えると一部の作業者に腰痛発症の危険性があると判定され、さらに 6400N を超えると、ほとんどの作業者に腰痛発症の危険性があると判定される。















3.4 腰痛解析ツールの妥当性の検証

これまでに、車いすやベッドに関わる介護動作の腰部負担を、Jack を用いて求めた奥本ら [3.4.1][3.4.2]の研究があるが、研究時期から判断して外力の作用は手だけを対象としたと思われる。また求められた値の妥当性に関する検証は行っていない。本研究では Jack により求められる椎間板圧迫力の妥当性を検証するため、Grandjean がまとめた Nachemson らのデータ [3.4.3]と比較を行った。まず、同文献 [3.4.3]に示されている人間のスケッチ図をそれぞれ Jack で再現し、腰痛解析ツールを用いてそれぞれの椎間板圧迫力を求めた。Jack のパラメータは身長と体重をそれぞれア

メリカ人男性の 50 パーセント
 タイル値の 175.4cm, 78.5kg
 とした。Nachemson らの値
 は身長、体重は不明であるが、
 先行研究との比較は相対値で
 行うため問題ないと考えられ
 る。荷物の重量は 10kg と設
 定する。再現した姿勢とその
 時の椎間板圧迫力を表 3.4.1
 に示す。

次に、図 3.4.1 に各姿勢に
 おける先行研究と Jack によ
 る椎間板圧迫力を示す。Jack
 では先の圧迫力の値は立位姿
 勢における値（540N）を

表 3.4.1 Jack による各姿勢の再現と腰部圧迫力

姿勢	Jackの 椎間板圧迫力 (N)	Jackによる 再現姿勢	先行研究 の姿勢
仰臥位	291		
立位	540		
座位	747		
座位(前傾)	1106		
立位荷物 (両脇荷物)	1477		
立位荷物 (荷物開脚)	2258		
立位荷物 (荷物閉脚)	2558		

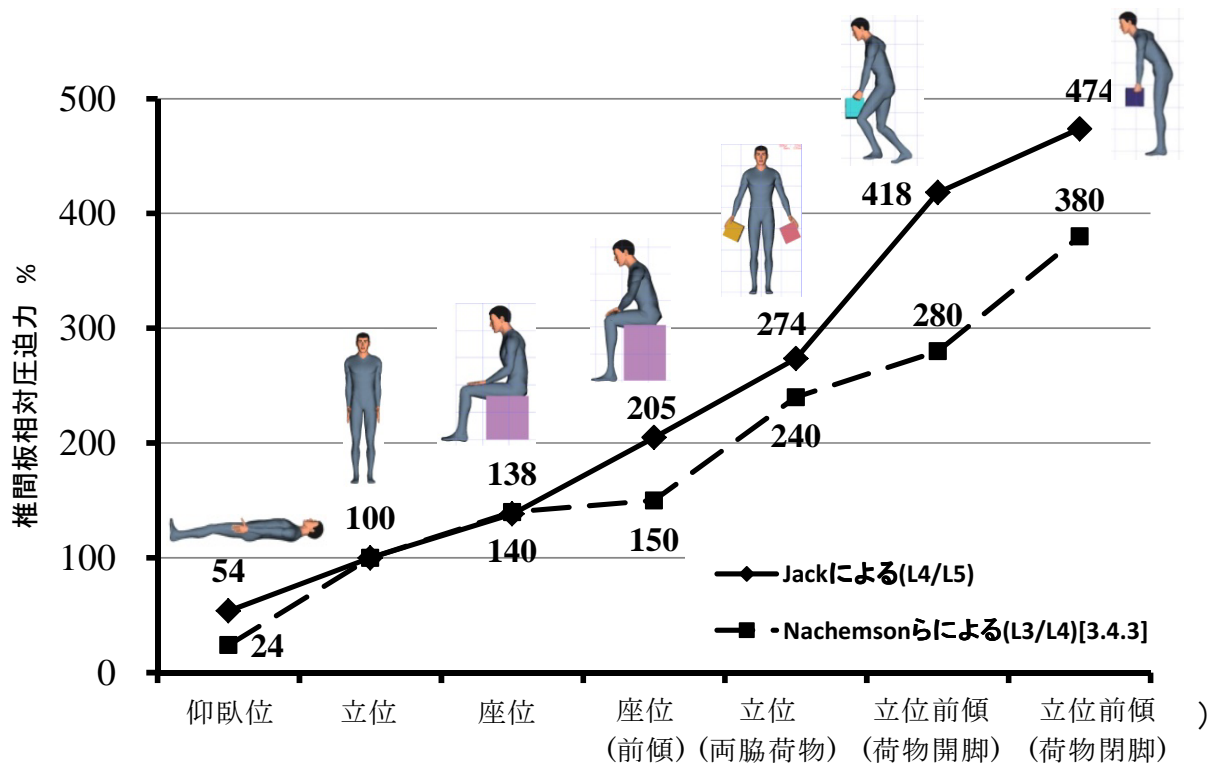


図 3.4.1 各姿勢における椎間板圧迫力

100%として相対値で表示している。Nachemson らの値は L3/L4 における実測値から求めた相対値であるが、図から Jack による値はそれらと近い値を示していることがわかる。腰の前傾角度が大きいところでやや差があるのは、Jack の椎間板の位置 (L4/L5) が Grandjean らの位置 (L3/L4) より下方に位置すること、文献[3.4.3]の姿勢を正確に再現できないことなどが原因であると考えられる。

次に勝平ら[3.4.4] が移乗介助動作について求めた椎間板圧迫力と比較を行った。勝平らは被介助者をベッドから車いすへ移乗する動作を取り上げ、移乗姿勢の違いや移乗補助具の有無などについて腰部負担の違いを検討している。図 3.4.2 に勝平らの移乗介助動作の例とそれを Jack で再現した例を示す。Jack では、わかりやすいように介助者を女性のモデルで、被介助者を男性のモデルで再現している。

勝平らは赤外線カメラ 12 台を含む三次元分析装置と 4 台の床反力計を用いて、赤外線反射マーカーの三次元座標位置と介助者の下肢に生じる床反力を測定し、外力と自重およびモーメントの釣り合い式から椎間板圧迫力および椎間板剪断力を求めている。図 3.4.2 に示した姿勢における介助者の床反力および椎間板圧迫力は、文献[3.4.4] から読み取ることができそれぞれ

83.1kg, 5361N とした。Jack 側の介助者および被介助者の身長, 体重は勝平らの平均値に合わせて, それぞれ 171.3cm, 59.8kg, および 172cm, 58kg とした。介助者に作用する外力は床反力 83.1kg から介助者の体重 59.8kg を除いたものであるから, 23.3kg (体重比 39%) となる。

本研究ではこの外力は介助者の肩と手に作用しているものと仮定する。ただし, 肩と手の力の配分比は先の文献[3.4.4] から読み取ることができない。また, 実際の介助作業中の配分比は不明であり, 時々刻々と変化する。本研究では, 肩と手の配分比を 1:9 から 9:1 まで変化させ, そのときの椎間板圧迫力の変化を検討することとする。さらに両肩, 両手は 50%ずつ作用するものと仮定する。

図 3.4.2 に示した移乗介助動作の椎間板圧迫力を Jack により求めた結果を図 3.4.3 に示す。椎間板圧迫力は肩と手の配分比によって 3805N~6376N まで変化することがわかる。ここで腰の負担を小さくするには被介助者をできるだけ肩で支えるようにすればよいことがわかる。しかし, いずれも NIOSH の下方許容限界 3400N を超えており, 一部の作業者に腰痛発症の危険性がある動作であるということが示されている。図には実測データに基づいた勝平ら[3.4.4] の値 (5361N) を記入している。この値は肩と手の配分比が 5:5 と 4:6 の間にあることがわ

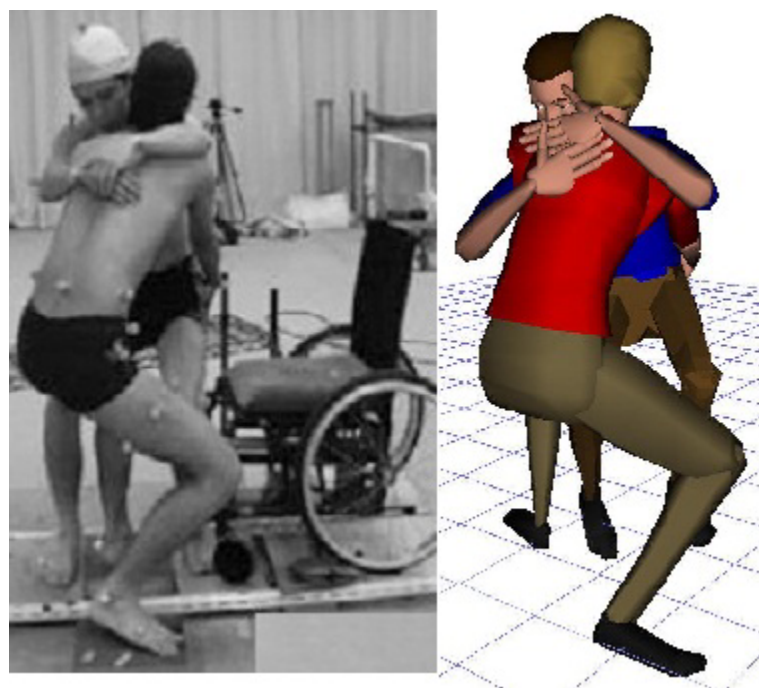


図 3.4.2 移乗介助動作の例 (先行研究[3.4.4]) と Jack)

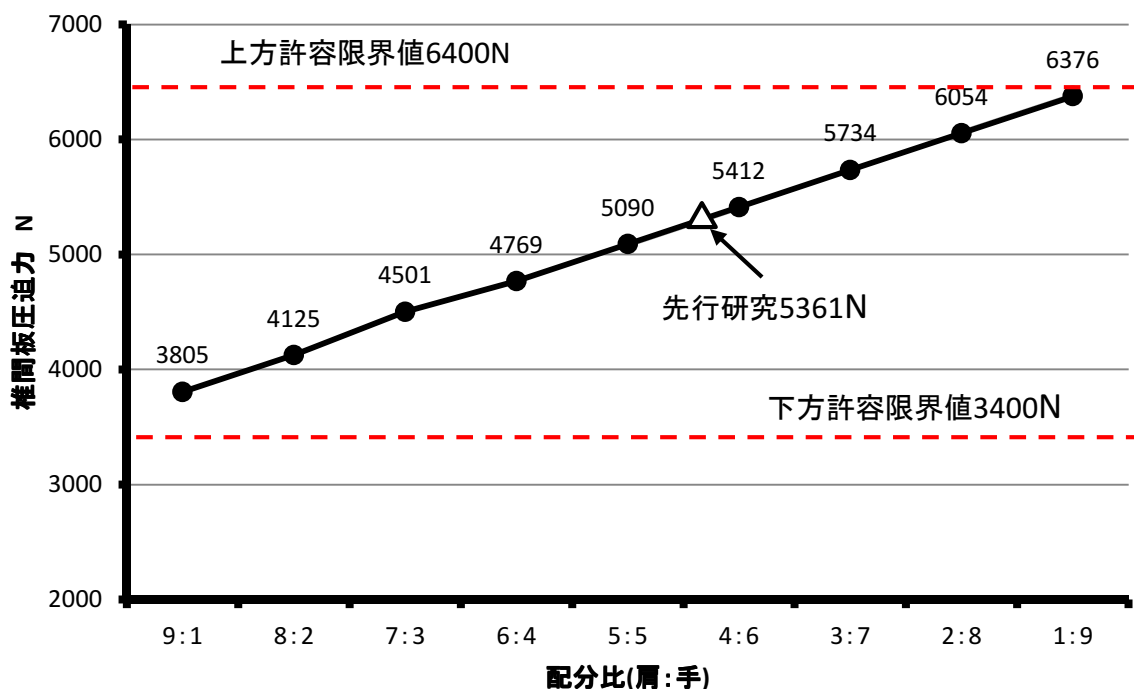


図 3.4.3 Jack による移乗介助動作の椎間板圧迫力

かる。

以上から、Jack により移乗介助動作における椎間板圧迫力が推定可能であると言える。外力の配分比がわからないため、現実に作用している力を精度よく求めることはできないが、肩と手の配分比によって変化する様子は把握でき、腰痛の危険性があるかどうか、また腰の負担を小さくするためにはどうすべきかといった指針は得られる。

3.5 移乗介助動作への適用

3.5.1 作業者に作用する外力

前節の先行研究との比較において、介助者に作用する外力は床反力から導いたが、本研究では実際の作業の現場において床反力の測定は行わない。そのため、介助作業中に介助者に作用する外力の想定される範囲を導く。まず 3 人の協力者に介助者と被介助者の役割を担わせ、6 通りの組み合わせについて介助作業中の床反力を測定した。

3 人の協力者の性別、身長、体重は、A (男性, 168cm, 57kg), B (男性, 180cm, 70kg), C (女性, 159cm, 51kg) であった。ここで、被介助者の要介護の程度を「全介助」と「半介助」の 2 通りを設定した。全介助は自力で立位を維持できない程度、半介助は自力で立位を維持できる程度とした。被介助者役は全介助の場合、下肢の力を抜き自力では立たないようにし

た．一方，半介助の場合は，自力で立つようにした．

全介助および半介助のそれぞれについて介助者が被介助者をベッドから車いすに移乗させる実験を行った結果，介助者側の床反力の最大値は，全介助の場合，被介助者の体重の $69.5 \pm 7.3\%$ ，半介助の場合 $31.4 \pm 5.7\%$ だけ増加した．すなわち，介助者に最大でそれだけの外力が作用したことになる．本研究では，介助者に作用する外力として，想定される範囲を全介助から半介助の範囲とし，測定結果を参考に被介助者の体重の 70% から 30% の範囲とする．

3.5.2 移乗介助動作の腰部負担評価例

本研究で確立した方法により，実際の移乗介助動作の腰部負担評価を行った．ここでは介助者が被介助者をベッドから車いすへ移乗介助する以下の 2 通りの動作を取り上げた．

(1) 腰だけの前後屈とひねりによる移乗介助動作（以下，「腰のみ」と略記する．）

(2) 腰は伸ばした状態で体全体の上下移動，回転による移乗介助動作（以下，「体全体」と略記する．）

図 3.5.1 に介助動作のビデオ画像の一部とそれらを Jack で再現した例を示す．(a)～(f)は腰のみの動作，(g)～(l)は体全体の動作を示している．腰のみの条件(1)は先行研究[3.4.2]を参考とし，介助者が腰を前屈しつつ，被介助者を引き上げ尻がベッドから浮くまで持ち上げる．持ち上がった腰をひねって車椅子に向け方向転換し，被介助者をゆっくり下ろす．この動作の特徴は介助者の足の位置は固定で，腰だけを使っている点にある．

次に体全体の(2)は介助者が被介助者に体を寄せるようにして体に密着させ，その場で起立し[3.4.2]被介助者を立たせる．その後，体全体を車椅子の方向に回転し，向き直ったら足を前後に開き，腰は曲げずに膝を曲げながらゆっくり下ろす．特徴は全体を通し，介助者と被介助者は常に密着しており，腰は曲げない点にある．図 3.5.1 において各動作で腰部負担が最大となる(b)腰のみ 2 と(h)体全体 2 の動作について腰部負担を求めた結果を図 3.5.2 に示す．

ここで介助者と被介助者の身長，体重は同じであるとし，それぞれ 158.2cm，50kg として Jack に入力している．図は各動作において被介助者が全介助の場合と半介助の場合について示している．



(a) 腰のみ 1



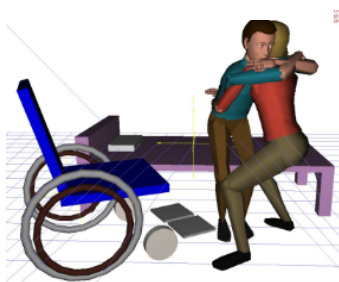
(b) 腰のみ 2



(c) 腰のみ 3



(d) 腰のみ 1 (Jack)



(e) 腰のみ 2 (Jack)



(f) 腰のみ 3 (Jack)



(g) 体全体 1



(h) 体全体 2



(i) 体全体 3



(j) 体全体 1 (Jack)



(k) 体全体 2 (Jack)



(l) 体全体 3 (Jack)

図 3.5.1 移乗介助動作のビデオ画像と Jack による再現

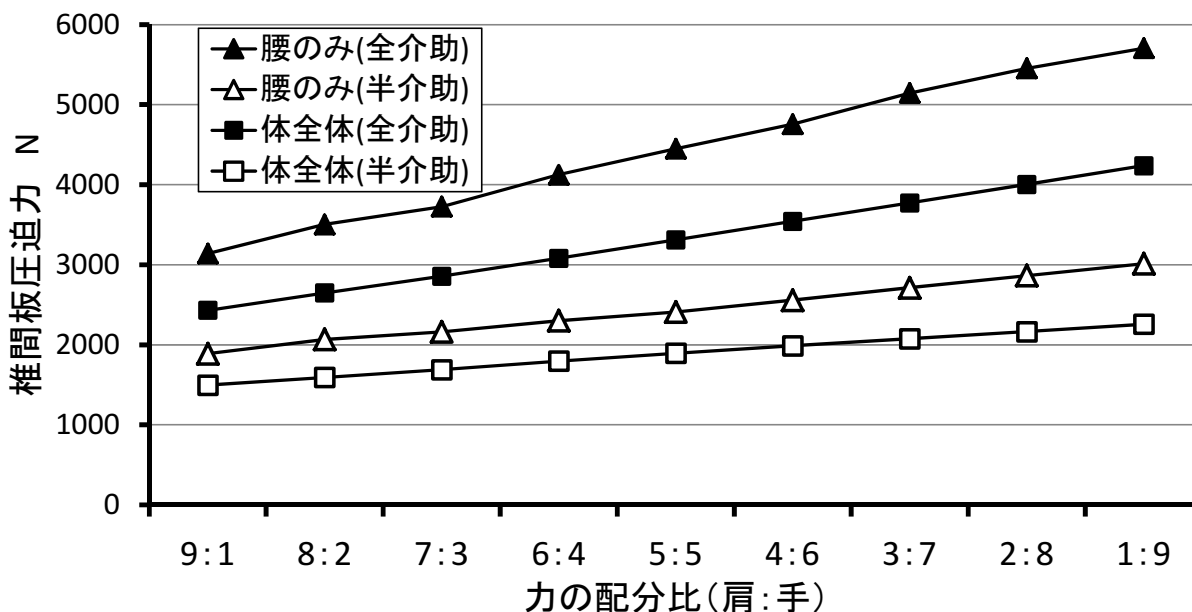


図 3.5.2 Jack による腰部負担の比較

図から腰のみの全介助のケースが最も負担が大きいことがわかる。またそのケースでは肩と手の配分比のほとんどの場合について、NIOSH の下方許容限界 3400N を超えており、一部の作業者に腰痛発症の危険性がある動作であるということが示されている。体全体の場合でも全介助のケースでは、手の方に負荷をかけると許容限界を超えることがわかる。半介助の場合はいずれの姿勢でも許容限界を下回っており、腰痛の危険性がないことがわかる。以上から全介助の場合、体全体で介助する方法をとり、できるだけ被介助者を肩で支えるようにすることが、腰部負担を小さくすることに効果があるといった指針が得られる。

3.6 姿勢設定のばらつき

Jack ではマウスを用いて容易に姿勢を再現できるようになっており、習熟したオペレータであれば介助者と被介助者の 2 人分の姿勢を再現するのに 3 分間あれば十分である。なお、習熟するには 1 日の練習時間を 2 時間として約 1 週間を要する。

ここで習熟したオペレータを対象として、Jack の姿勢設定のばらつきを検討した。姿勢設定の基になるビデオ画像は、介助者と被介助者の姿勢が判別できる方向から撮影するものとする。介助者の身長、体重をそれぞれ 170cm, 60kg とし、肩および手に作用する外力をそれぞれ 12kg,

8kg として、Jack の姿勢を初期状態の直立姿勢から先の図 3.5.1 (b)の姿勢を設定して椎間板圧迫力を求めた。以上を 10 回繰り返した結果、椎間板圧迫力は $3137 \pm 138.5\text{N}$ となり、最大誤差は 10%未満に収まった。この結果から姿勢の設定誤差により腰痛判定の結果が大きく異なることはないと考えられる。

3.7 結言

この章では市販のデジタルヒューマン Jack を用いて、介護現場で実際に介助作業を行う人の腰部負担を評価し、腰痛発症の危険性があるか否かを判定するとともに、姿勢改善策を指導することのできる簡便な方法を確立した。Jack ではマウスを用いて容易に姿勢を再現できるようになっており、習熟した人であれば介助者と被介助者の 2 人分の姿勢を再現するのに 3 分間あれば十分である。本研究の方法を用いれば、再現した介助姿勢をもとに、腰の角度や手の位置などをインタラクティブに修正しながら、またリアルタイムに修正される腰部負担の大きさを見ながら、姿勢改善策を指導することができる。

なお本研究では、Jack のモデルに日本人の身長と体重を入力して用いたが、Jack はアメリカ人を模したモデルであり上半身の体重が若干大きくなることを考慮すれば、体格の細部について日本人の平均的体格に設定することが望ましいといえる。

第4章 タブレット PC を用いた腰部負担評価方法

4.1 緒言

わが国において腰痛の自覚がある有訴者率はほぼ 10 人に 1 人の割合となっており，その割合は肩凝りや頸肩腕障害などの疾患の中で 1 位を占めている[4.1.1]．また，これまで腰痛を患った経験については，機械，組立，溶接，運搬など製造業 6 社の 5,846 人中，男性の 69.3%，女性の 60.9%が腰痛の経験があると報告されている[4.1.2]．中小企業の製造工場においては，男性の 70%以上が腰痛経験者であるとの報告がある[4.1.3]．同様に運輸業でも腰痛経験者は多く，運転業務従事者で 69%の人が腰痛経験を訴えている[4.1.4]．

他方，介護職では介助者の腰痛発症状況を取り上げている岩切らの文献[4.1.5]のデータを総合すると，社会福祉施設における介護職員 657 名の調査時の腰痛有訴率は 68.3%で，過去 1 ヶ月の腰痛有訴率は 78.5%と極めて高く，腰痛は介助者にとって深刻な問題となっている．また，ホームヘルパーについては 113 人中，61.1%が腰痛を抱えているという報告もある[4.1.6]．

製造工場では重量物の挙上や運搬などの重筋作業を伴うことが多く，腰の負担は大きいと推察される．また工場内での長時間の前屈位作業も腰の負担を大きくする要因であると考えられる．運輸業では，荷役の反復作業や貨物車の振動などが腰痛の要因になると考えられる．一方，介護作業にはベッドと車いす間の移乗介助，入浴介助，トイレ介助などがあり，介助者は，50kg 前後の人間を支え，持ち上げながら作業することから，腰への負担は想像以上に大きいと推察される．

以上のことから，作業に関連する腰痛は極めて深刻であり，対策が必要であることは言うまでもなく，これまでも多面的に取り組まれてきている[4.1.7]．これまで腰部負担を推定し評価する研究は多く，モーションキャプチャや床反力計を用いて座標と力の計測を行い，逆動力学における方程式を解くことによって力学的負担を推定するもの[4.1.8–4.1.10]，あるいは身体各筋肉の筋電図を測定して直接的に力学的負担を推定するもの[4.1.11–4.1.12]などがある．これらはいずれも装置が大掛かりとなり，実験室で再現する荷役作業や介助動作などを対象とするしかなく，実際の工場や病室，自宅での動作を対象としていないことが多い．

この章では工場や介護現場において作業員や介助者が実際に作業をしている姿勢を評価し，

腰痛発症の危険性についてカウンセリングを行うことができるツールの開発を目的とする。具体的にはモバイル性に富むタブレット PC として Apple 社製の iPad2 とソニー社製の Xperia Tablet S を用い、現場の作業姿勢を内蔵カメラで撮影してタッチディスプレイ上に表示し、表示された身体の関節点や端点を順に指でタッチすることにより 2 次元人体リンクモデルを形成する。次に第 4, 第 5 腰椎 (L4/L5) の椎間板まわりの力学的釣合い方程式を解くことによって椎間板圧迫力を推定する。その推定値を米国立労働安全衛生研究所 (NIOSH) の基準値と照合し腰痛発症の危険性があるか否かを判定する。以上のようにタブレット PC の内蔵カメラを使用して、腰痛判定までを行うアプリを独自で開発する。本研究ではこのような開発ツールを「腰痛判定カメラ」と呼ぶ。このカメラを用いることによって現場作業者の姿勢に関して改善指導を容易に行うことができる。

現在、タブレット PC やスマートフォンは広く応用されつつあり、学生とのリアルタイムの相互交信によって進める形式の教育に応用する例[4.1.13–4.1.15]、手術中において 3D-CG による肺動静脈の構造の確認[4.1.16]や自宅療養する糖尿病患者への療養指導[4.1.17]などの医療に応用する例、商品カタログを iPad で閲覧できるようにするなどの経営に応用する例[4.1.18]などがある。しかしながらタブレット PC をボディメカニクスによる腰痛評価に用いた例は見当たらない。

4.2 腰痛判定カメラの開発 [4.2.1]

4.2.1 腰痛判定カメラ

本研究では、作業の現場の作業姿勢に対して腰痛発症の危険性があるかどうかを判定するための腰痛判定カメラを開発する。そのためにタブレット PC とその内蔵カメラを用いて作業姿勢の取り込みと人体リンクモデルの入力、ならびに椎間板圧迫力の計算を行うアプリを独自に開発した。本研究ではタブレット PC として、iPad2 (Apple 社製) と Xperia Tablet S (Sony 社製) の 2 種類を取り上げた。ここではまず、iPad2 を用いた場合を示す。iPad2 は、1024×768 ピクセルのマルチタッチディスプレイおよび解像度が 92 万画素相当のカメラを搭載している。本体サイズは、高さ 241.2、幅 185.7、厚み 8.8mm、重量 613g であり、工場や介護などの作業の現場に持ち込んで操作するのに問題のないサイズ、重量であると考えられる。

本研究で開発する腰痛判定カメラの使用イメージを図 4.2.1 に示す。図は荷物を両手で持ち



図 4.2.1 開発する腰痛判定カメラの使用イメージ

上げようとしている作業者（評価対象者）の腰痛判定を行う様子を示している。評価者は腰痛判定カメラ（タブレット PC）を持ち、ディスプレイに映る作業者の姿勢を見ながら、作業者の側方に立って、作業者の全身がディスプレイに納まるようにカメラのシャッターを切る。作業者の姿勢は静止画像となってディスプレイ上に表示される。次いでディスプレイ上の身体各部をタッチしてリンクモデルを形成し、作業者の身長、体重、外力（ここでは荷物の重量）などの必要パラメータを入力すると、その作業姿勢における椎間板圧迫力が推定され、腰痛判定結果が数値と色および警告文で表示される。その結果を作業者に説明しカウンセリングする。例えば、先の作業姿勢において腰痛発症の危険性はどうか、また、荷物の重さを軽くしたり、作業姿勢を改善したりすれば腰痛の可能性はどうかといったことなどを、タブレット PC のディスプレイに表示しながら説明を行う。作業現場においてこのようなカウンセリングを行うことによって、作業者は現状の姿勢の問題点が理解でき、改善策を体得することができる。

4.2.2 腰痛判定アプリの開発

本研究の腰痛判定アプリはタブレット PC に内蔵のカメラから作業姿勢の取り込みとディスプレイへの表示、人体および外力のパラメータ入力、ディスプレイ上の身体各部のタッチとリンクモデルの作成、椎間板圧迫力の計算、およびそれらのユーザインタフェースの作成からな

る。それらはまず Adobe 社製の統合開発環境 Flash Builder 4.5 を用いてパソコン上で開発した。プログラミング言語としては Java 言語に似たオブジェクト指向言語である ActionScript を用いた。

Flash Builder を用いた開発では、画像やラベルといった画面を構成する各コンポーネントを、マウスを用いて画面にドラッグアンドドロップすることにより、主にアプリのユーザインタフェースをデザインする。図 4.2.2 にディスプレイ上のユーザインタフェースのデザインを示す。画面中央には姿勢表示ならびにリンクモデル作成領域を設ける。画面の最上部には各種操作のアイコン領域を設ける。カメラアイコンはカメラ機能を ON にするもので、実際にはそれを指でタッチすることによってカメラを ON にする。フォルダアイコンはタブレット PC の画像アルバムを開き、これまでに撮影してきた画像を参照することができる。Reset アイコンはそれまでに作成したリンクモデルを削除し、初期状態に戻すためのものである。パラメータ入力アイコンは人体の身長・体重および人体に作用する外力を入力（編集）するモードに切り替えるためのものである。その他、腰痛判定カメラの操作手順を示すガイドのアイコンも配置

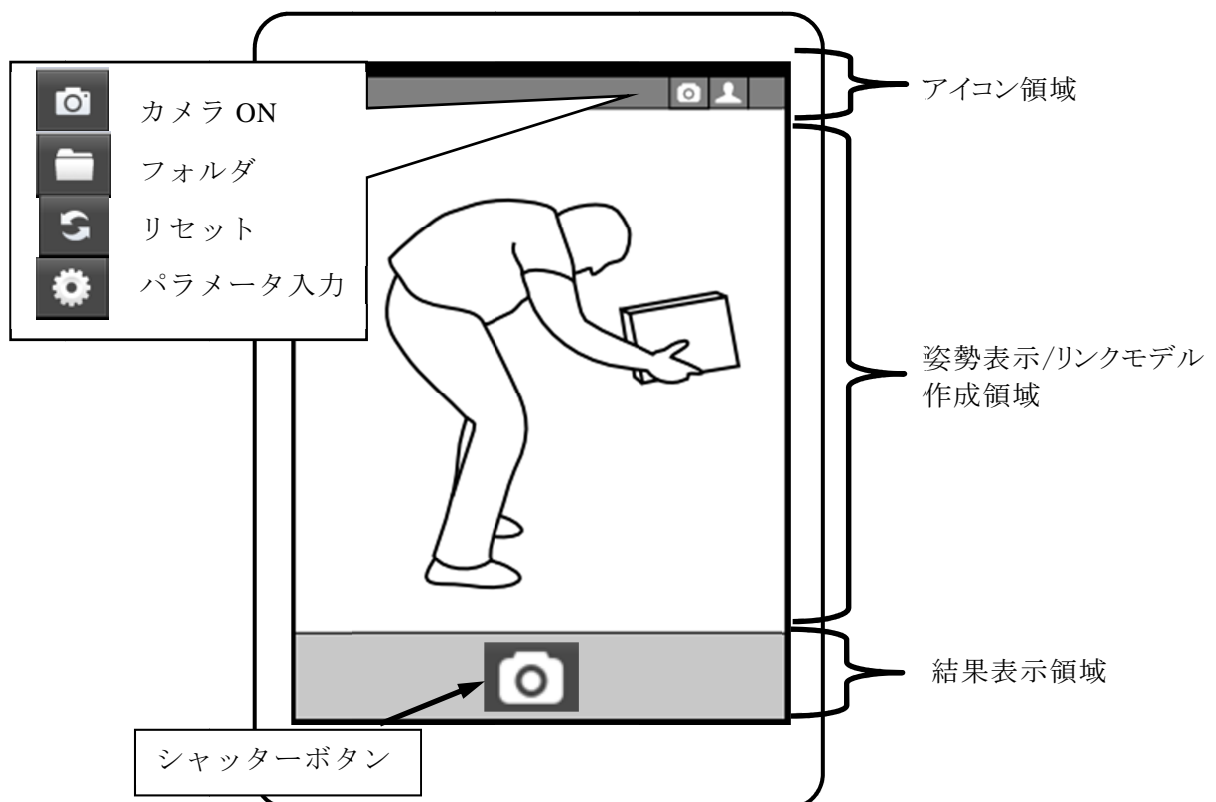


図 4.2.2 画面構成

する。さらに画面の最下部には結果表示領域を設ける。ここに椎間板圧迫力の値と警告文を表示する。また、シャッターボタンを配置し、それをタッチすることによって、カメラからの入力映像が静止画像となってディスプレイに表示される。

4.2.3 評価手順

腰痛判定カメラのアプリ用アイコンをタッチし、腰痛判定アプリを起動する。腰痛判定カメラは以下の手順で操作する。図 4.2.2 に示した画面上部のアイコン領域に配置されている人型アイコンをタッチして、身長、体重、外力のパラメータ入力編集画面を開く。図 4.2.3 に入力画面を示す。ここでパラメータ入力編集画面のテキストボックスをタッチすると、画面下部にタブレット PC のアプリキーボードが表示されるので、数字キーをタッチすることによって、椎間板圧迫力の算出に必要な評価対象者の体重(kg)、身長(cm)および手や肩にかかる力(Kg)を入力する。荷役作業では手で支える荷物や肩で支える荷物の重量を入力する。介護作業では、介護される人の体重と自立の程度に合わせて外力の大きさを想定する。手と肩で支えるときは、まず 50%ずつに配分して腰痛判定を行い、次に配分比が変化した場合についてそれぞれ腰痛判定を行いながらカウンセリングするようにする。



図 4.2.3 パラメータ入力画面

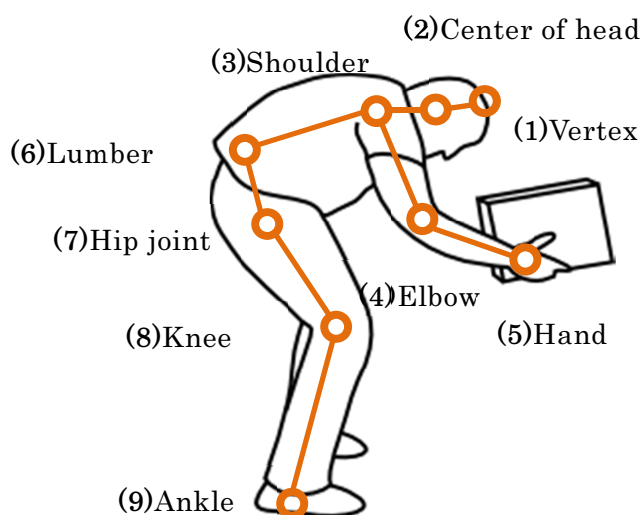





図 4.2.4 人体リンクモデル

表 4.2.1 腰痛判定基準

危険度	圧迫力の許容値	マーク	警告文
赤信号	6400N以上		ほとんどの作業者が腰痛発生の危険性があります
黄信号	3400N以上		一部の作業者が腰痛発生の可能性がありますが
緑信号	3400N未満		腰痛発生の可能性はほとんどありません

画面上部のアイコン領域に配置されているカメラアイコンをタッチすることにより、タブレット PC のカメラ撮影機能が ON になる。タブレット PC のディスプレイにカメラからの映像がリアルタイムに表示されるので、評価対象者の全身が映るように、タブレット PC の角度や対象者までの距離を調整する。このとき、人体の矢状面内モデルに合わせて、対象者の側方から撮影するようにする。対象者がディスプレイにうまく納まれば、画面下部に表示されたカメラアイコンをタッチすることによりシャッターが切られ、その瞬間の静止画像がディスプレイに表示される。

評価者は、評価対象者の姿勢を基に図 4.2.4 に示すリンクモデルを作成する。評価対象者の頭頂点、頭部の重心、肩、肘、手、腰、膝、踵の順に指でタッチしていく。このとき、画面には身体各部をタッチする順番を示すガイドがテキストとして表示される。タッチした部分には同図に示すように円形のマークが描画される。評価者がガイドに従って身体各部を順にタッチしていくと、それらを結ぶように直線が描画され、図に示すような人体リンクモデルが形成される。

4.2.4 評価結果の表示

腰痛判定結果は、図 4.2.5 に示すように、画面下部の結果表示領域に図示される。判定結果では、表 4.2.1 に示すように、腰痛発症の危険度が高い方から、赤信号(3重丸)、黄信号(2重丸)、緑信号(1重丸)の3段階に分類し、危険度を表すマークを画面の人体リンクモデルの腰の位置に描画する。また、算出された椎間板圧迫力の値と警告文が結果表示領域に表示される。なお、表 4.2.1 の判定基準は NIOSH が定めた椎間板圧迫力の許容限界[4.2.2]に基づいている。

4.2.5 評価結果の妥当性の検証

本研究の腰痛判定カメラを用いて求められる椎間板圧迫力の値が妥当であるかどうかを検証するため、市販のデジタルヒューマンモデル Jack (Siemens) [4.2.3],[4.2.4]で求められる椎間板圧迫力と比較を行った。Jack は 3次元 CG によって表現される人体モデルで、L4/L5 の椎間板圧迫力を推定できるようになっている。まず Jack により荷役姿勢を再現し、荷物の重量を 10kg と設定する。Jack の身長と体重はそれぞれ 175.8cm, 78.5kg (デフォルト値) とした。このときに推定された椎間板圧迫力は 3477N であった。次に本研究で開発した腰痛判定カメラを用いて Jack の姿勢を側方から撮影し、リンクモデルを形成した結果を図 4.2.6 に示す。ここでの身長、体重、ならびに荷物の重量は Jack の場合と同値とした。その結果、椎間板圧迫力は 3817N となり、Jack の場合の値と近い値となることがわかった。

次に本研究の腰痛判定カメラでは、タブレット PC のディスプレイ上で身体各部を順にタッチしてリンクモデルを作成するが、その再現性の検証を行った。同じ作業姿勢 (身長 170cm, 体重 60kg, 荷物 10kg) に対して、5 人 (22~58 歳, 男性) の操作者がリンクモデルの作成を



図 4.2.5 腰痛判定結果

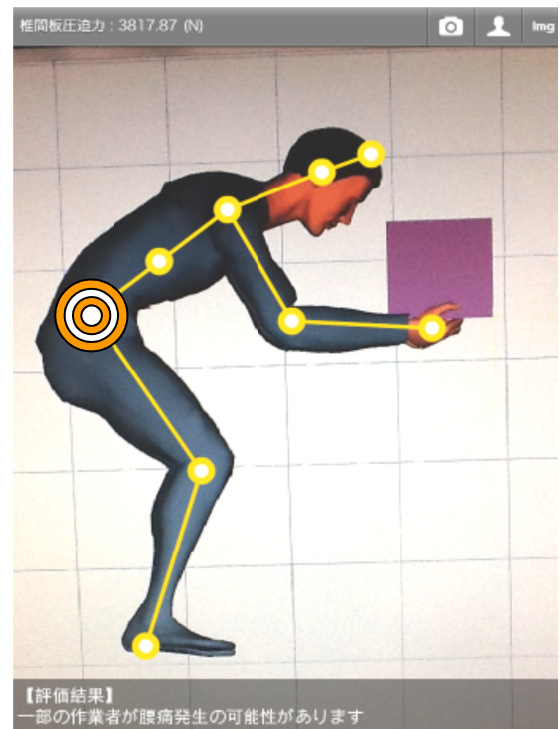


図 4.2.6 デジタルヒューマン Jack による再現性の検証

10 回ずつ繰り返し、その都度、椎間板圧迫力を記録した。操作者 5 人それぞれについて平均値と標準偏差を求めて、それらの平均値を求めた結果、平均値は 2773.1N、標準偏差は 49.1N となった。また、図 4.2.7 に操作者 A の椎間板圧迫力を 100%とした時の各操作者の相対値を示す。同図から $\pm 5\%$ の範囲内で推

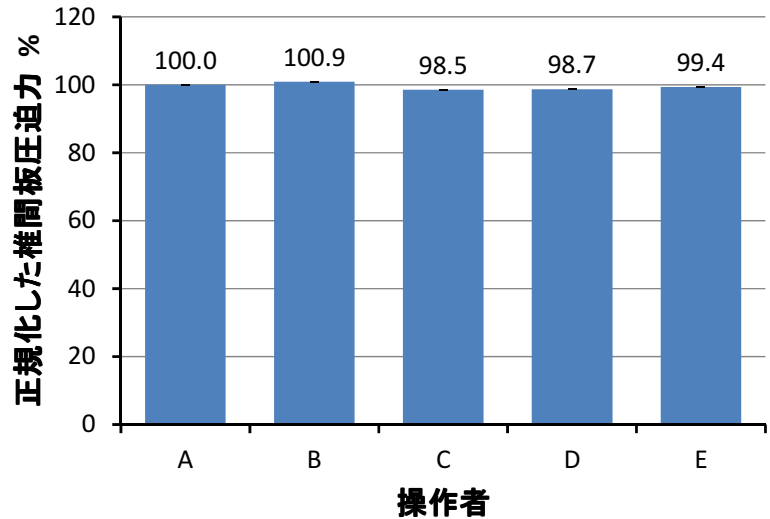


図 4.2.7 再現性の検証結果

定していることがわかる。以上から、リンクモデルを作成するときの再現性は十分に高いと判断できる。

次に、腰痛判定カメラは評価対象者を矢状面から撮影する必要がある。しかし、人間を完全に真横から撮影すること不可能であり、矢状面から傾いて撮影してしまう。そこで、腰痛判定カメラの左右の傾きで、椎間板圧迫力が矢状面に比べどれだけ誤差が生じるのか検証を行う。作業姿勢（身長 170cm、体重 60kg、荷物 10kg）に対して矢状面を 0° とした時、左右に $\pm 30^\circ$ まで 10° ずつ図 4.2.8 に示すように評価者が回転し、各角度における評価対象者の姿勢を撮影し、その時の椎間板圧迫力を推定する。結果、図 4.2.9 に示すように $\pm 30^\circ$ の範囲内であれば、椎間板圧迫力は矢状面に比べ 10%以内の誤差で推定することがわかった。

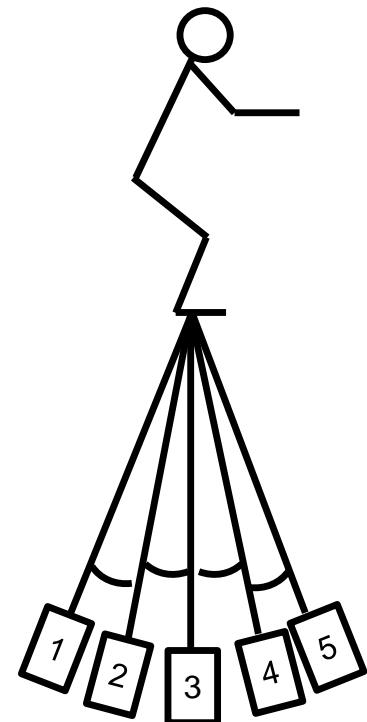


図 4.2.8 撮影方向

4.2.6 評価例

本研究で開発した腰痛判定カメラを用いた評価例を図 4.2.10 に示す。評価対象者の身長は 180cm、体重は 70kg とする。手

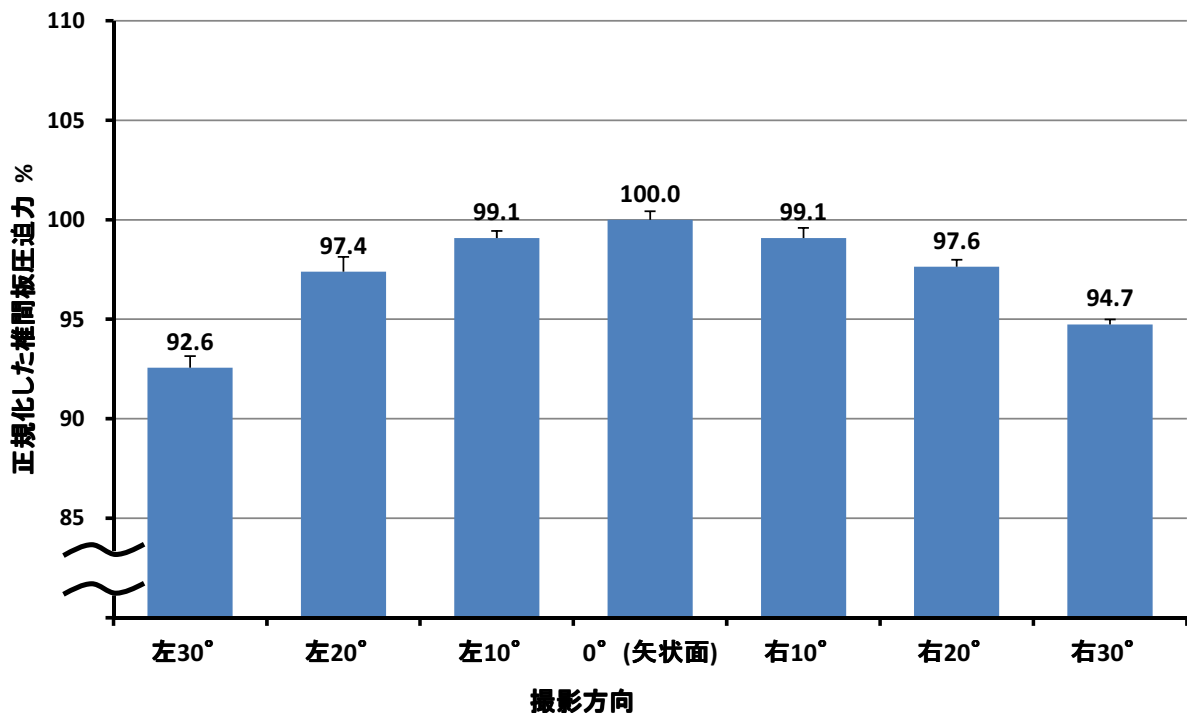
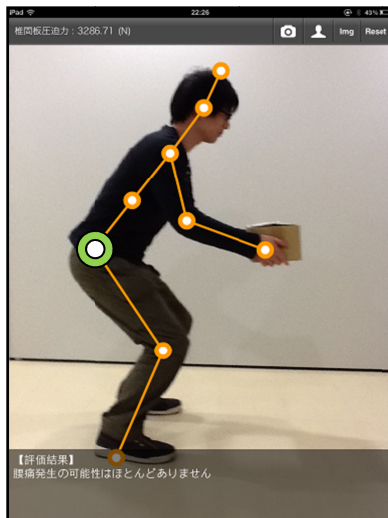


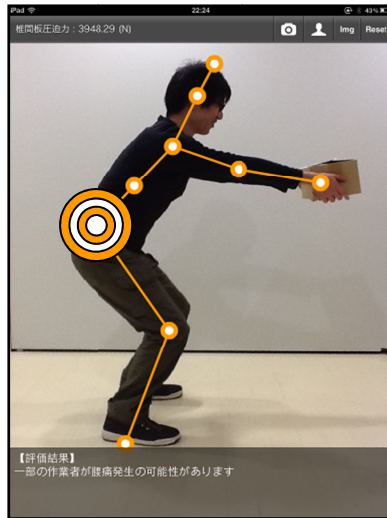
図 4.2.9 腰痛判定カメラの左右の椎間板圧迫力

にかかる負荷（荷物の重量）を，10kg および 20kg の 2 通りを想定する．図 4.2.10 (a)に示すような，中腰で肘をやや屈曲させた姿勢において，荷物の重量が 10kg の場合，椎間板圧迫力は 3287N となり，表 4.2.1 に示した判定基準の 3400N を超えないことから，腰痛発症の危険度は緑信号と判定された．次に，荷物の重量は同様に 10kg とし，同図(b)に示すような肘を伸ばした姿勢では椎間板圧迫力は 3948N となり，3400N を超えることから腰痛発症の危険度は黄信号と判定された．これは，荷物が体幹から離れることにより，モーメントアームが長くなるためと考えられる．もし，肘の屈曲を大きくし荷物を体幹に引き寄せると同図(a)のように椎間板圧迫力は 3287 にまで下がる．さらに図 4.2.10 (a)の姿勢のまま荷物の重量が倍の 20kg にまで増えた場合，同図(c)に示すように椎間板圧迫力は 4336N となり，判定基準の 3400N を超えることから，腰痛発症の危険度は黄信号と判定された．荷物を体幹に引き寄せているとはいえ，このように荷物の重量が増えることによっても椎間板圧迫力は増加する．この場合は，重量を半分にして 2 回に分けて持ち上げることが推奨される．



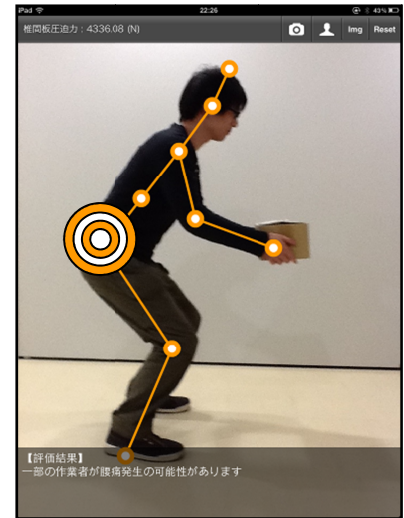
(a) 危険度: 緑信号

荷物重量: 10kg



(b) 危険度: 黄信号

荷物重量: 10kg



(c) 危険度: 黄信号

荷物重量: 20kg

図 4.2.10 腰痛判定例

4.3 年齢性別を考慮した腰痛判定機能 [4.3.1]

4.3.1 年齢性別を考慮した椎間板圧迫力の許容限界値

本研究では、椎間板圧迫力の許容限界値を腰痛判定の判定基準として用いる。2.4.4 節で述べたように椎間板圧迫力の許容限界値については諸説がある[4.2.2],[4.3.2]。Jäger ら[4.3.2]によるとそれは年齢性別によって異なり、表 4.3.1（第 2 章の表 2.4.2 の再掲）に示すように、50 歳代では男性は 3200N、女性は 2500N となり、60 歳以上では男性は 2300N、女性は 1800N にまで下がる。腰痛判定カメラは評価対象者の年齢性別の違いを踏まえたうえでカウンセリングする必要がある。よって、腰痛発症の危険性の判定基準として、Jäger らが提唱する年齢性別を考慮した許容限界値

を用い、4.2 節で述べた腰痛判定カメラの機能を拡張する。

表 4.3.1 年齢性別による腰痛判定基準

年齢	Jägerの基準値		NIOSHの基準値
	警告 男	警告 女	危険 男&女
20	6000 N	4400 N	6400 N
30	5000 N	3800 N	6400 N
40	4100 N	3200 N	6400 N
50	3200 N	2500 N	6400 N
60~	2300 N	1800 N	6400 N

4.3.2 年齢性別の入力インターフェース

本節以降では、アプリ開発上、著作権について制約のない Android OS で開発するため、Xperia Tablet S（Sony 社製）を用いる。Xperia Tablet S は、1280×800 ピクセルのマルチタッチディスプレイおよび解像度が 100 万画素相当のカメラを搭載している。本体サイズは、高さ 239.8、幅 174.4、厚み 8.8mm、重量 570g である。

図 4.3.1 に年齢性別の入力インターフェースのデザインを示す。画面最上部のパラメータ入力アイコンをタッチすることで表示されるパラメータ入力領域に、年齢と性別を入力できるようにした。入力方法は、パラメータ入力領域部のテキストボックスをタッチすると、図 4.3.1 に示すように画面下部にソフトウェアキーボードが表示されるので、数字キーをタッチすることによって、椎間板圧迫力の許容限界値を決定するのに必要な評価対象者の年齢を入力することができる。また、性別はパラメータ入力領域のラジオボタンをタッチすることにより選択できる。

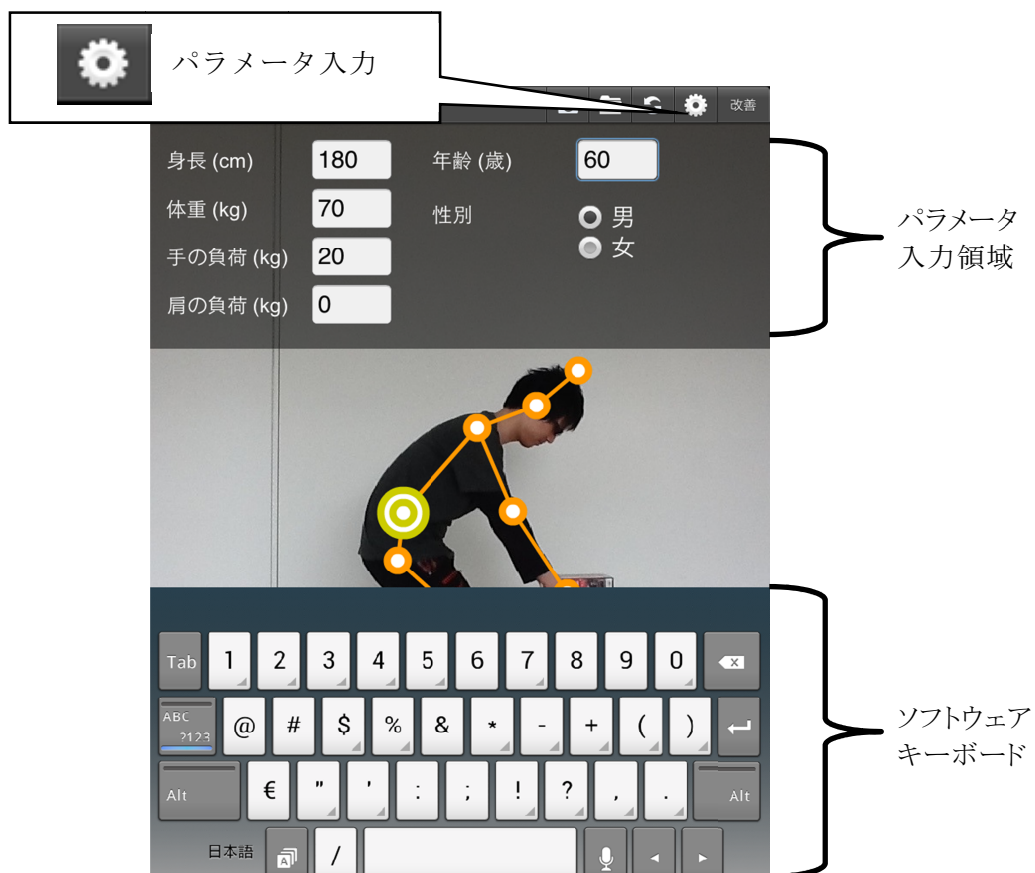


図 4.3.1 パラメータ入力画面

4.3.3 年齢性別を考慮した判定例

図 4.3.2 に年齢性別を考慮した評価例を示す。評価対象者の身長は 180cm、体重は 70kg とする。手にかかる負荷（荷物の重量）を 20kg と想定する。図 4.3.2(a)に 40 歳男性が荷物を持っている姿勢を示す。この場合の判定は、緑信号と判定されているが、同じ条件で年齢を 60 歳とすると評価結果は黄信号に変わり、一部の作業者に腰痛発症の可能性があるとは判定される（図 4.3.2 (b)）。また、図 4.3.2 (a)と同じ条件で性別を女性とする場合でも評価結果は黄信号に変わり、一部の作業者に腰痛発症の可能性があるとは判定される（図 4.3.2 (c)）。

これにより、年齢性別を考慮して判定を行うことができるようになり、より個人に合わせてカウンセリングができるようになった。

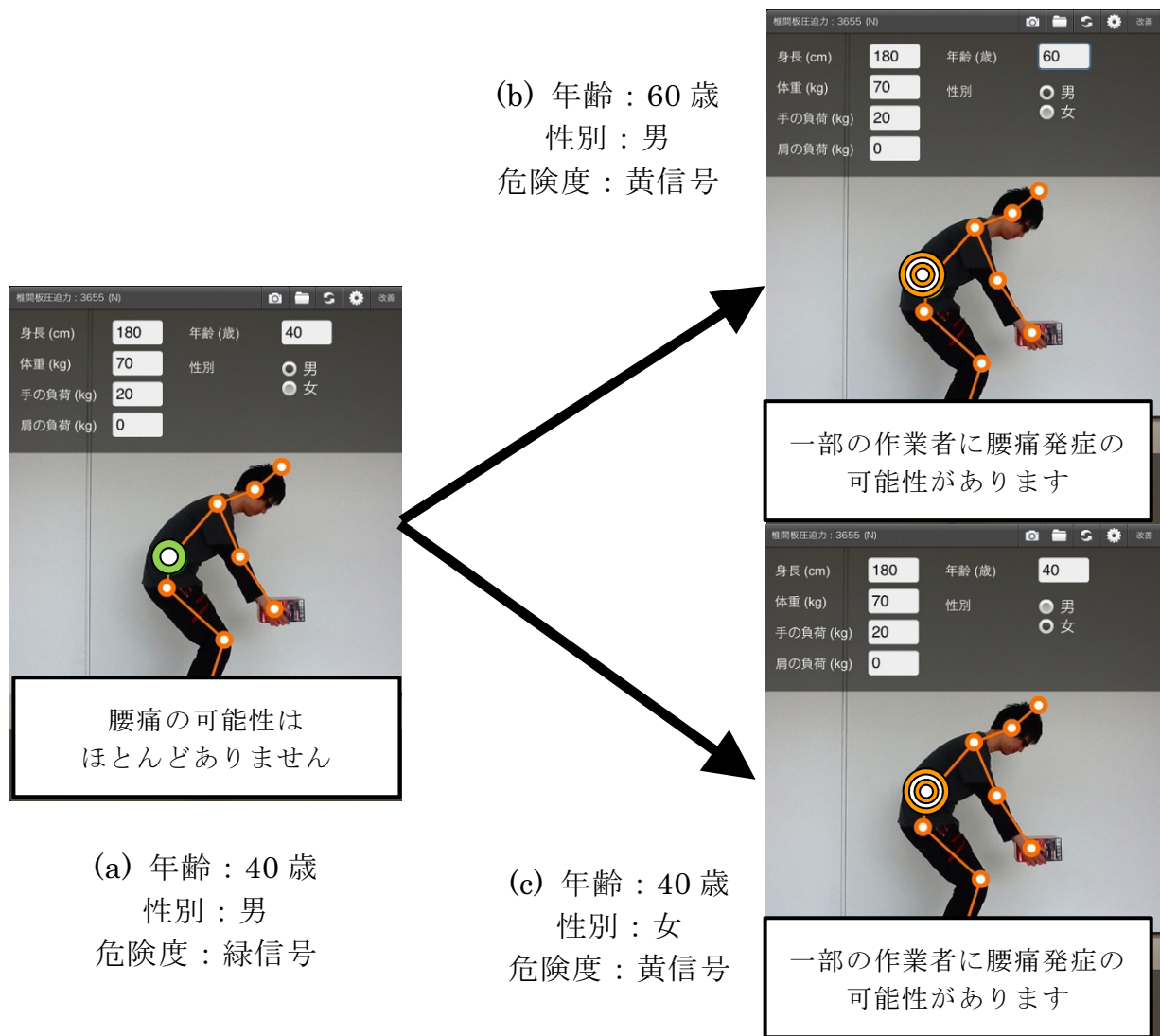


図 4.3.2 腰痛判定例

4.4 姿勢改善アドバイス機能 [4.4.1－4.4.2]

4.4.1 姿勢改善アドバイス機能

これまでの腰痛判定カメラでは腰痛判定結果が数値と色および警告文で表示され、その結果を作業者に説明しカウンセリングする。しかし、表示される数値と色および警告文だけでは、カウンセリング時において、具体的にどの部分を改善すればよいか等の判断をするのに専門的な知識を要する場合がある。そのため、本研究では先の腰痛判定カメラの拡張機能として、負担軽減のためのアドバイス機能を新たに開発した。これにより、専門的な知識が無くとも、どこの部分をどのように改善すればよいか等の判断ができ、カウンセリングをより簡便に行うことができるようになる。

4.4.2 作業姿勢生成アルゴリズム

姿勢改善の基本方針として、L4/L5 まわりのモーメントを小さくすること、すなわち、腰まわりの前屈方向のモーメントを減少させるために、次の2要因を減少させることを考える。

- ①鉛直線と体幹のなす角度（図 4.4.1 (a)）
- ②外力が作用する手と腰の水平距離（図 4.4.1 (b)）

ここで、作業環境および作業内容を変えずに腰の負担のみを軽減することを考え、外力が作

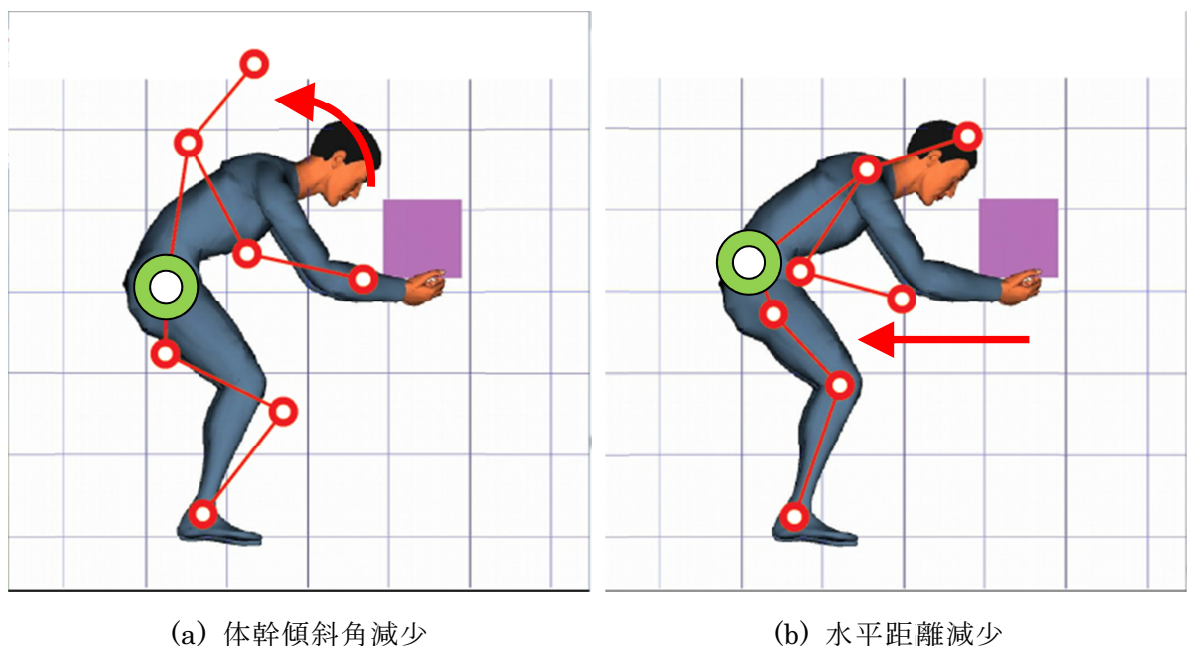


図 4.4.1 姿勢改善の基本方針

表 4.4.1 アドバイス機能のアルゴリズムを説明する表

年齢：50 歳，性別：男 基準値：3200N

(荷物の重さ=20kg, *=基準値を超えた値)

体幹傾斜角 水平距離	0	10	20	30
0	522	1266	1971	2615
1	1236	1980	2684	* 3407
2	1950	2693	* 3398	* 4043
3	2664	3129	* 4111	* 4756
4	* 3378	* 4121	* 4825	* 5470

用する手の鉛直高さは変更しないこととする。

具体的には、タブレット PC 内で椎間板圧迫力を計算後、その値が、椎間板圧迫力の許容限界値を超えていた場合、体幹傾斜角と腰から荷物までの水平距離の要素についてそれぞれの値を減少させていき、各条件での椎間板圧迫力を表 4.4.1 のように求める。ここでは、荷物の重さを 20kg にしている。体幹傾斜角は、直立時を 0° とし、鉛直線と体幹のなす角度を 10 度ずつにわけ、水平距離は、腰の位置を 0、腰から腕をまっすぐ水平前方に伸ばした手までの水平距離を 4 とし、0 から 4 までの 5 段階にわけ、その後、評価した姿勢の条件に最も近い条件を出発点とし、各要素を減少させていき、それぞれの条件における計算結果が許容限界値を下回るかどうかを調べていく。その結果、出発点から最も早く許容限界値を下回った要素に対し、改善するようにアドバイスを画面に表示させる。以上の計算を、評価姿勢またはパラメータが変更されるたびに行う。

表 4.4.1 を例に挙げると、現在の対象姿勢は体幹傾斜角が 30°、水平距離が 3 段階目であり、椎間板圧迫力は 4756N となっている。また、性別は男性、年齢は 50 歳のため、表 4.3.1 から判定基準は 3200N となり、この値を下回る姿勢を求める。体幹傾斜角は起点から 2 段階減少させると椎間板圧迫力は 3129N となり基準値を下回る。一方、水平方向は起点から 3 段階下げると椎間板圧迫力は 2615N となり基準値を下回る。これらから、水平距離を減少させるよ

り，体幹傾斜角を減少させる方がより少ない段階数で基準値を下回ることがわかる．このことから，姿勢改善のアドバイスは体幹傾斜角の減少を優先させるように表示される．

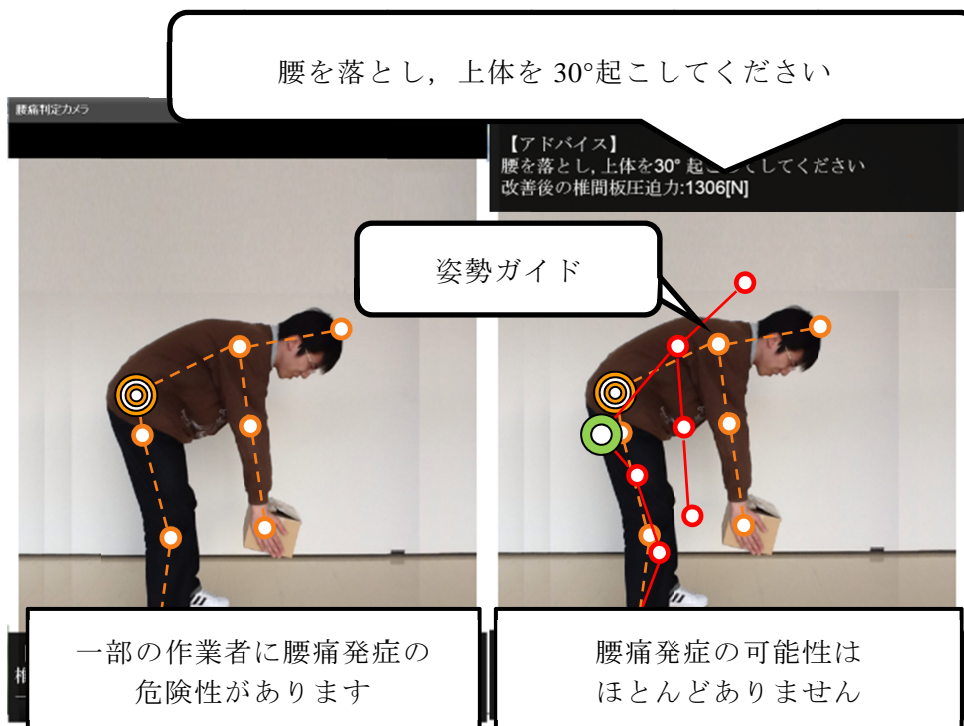
4.4.3 作業姿勢のアドバイス例

本節におけるアドバイス機能についても Xperia Tablet S (Sony 社製) を用いて開発する．図 4.4.2 にユーザインタフェースのデザインを示す．評価結果が赤信号(3重丸)もしくは黄信号(2重丸)の場合，画面最上部の改善アイコンをタッチすると，姿勢改善のアドバイスと推奨姿勢を画面に表示させることができる．

図 4.4.3 にアドバイス機能の評価例を示す．評価対象者の身長は 170cm，体重は 60kg とする．手にかかる負荷（荷物の重量）を 20kg と想定する．図 4.4.3 (a)に示すような，腰を曲げ



図 4.4.2 改善アイコンの追加



(a) 初期画面

(b) アドバイス表示

図 4.4.3 作業姿勢改善指導例

て荷物を持っている姿勢では基準値を超え、「一部の作業者に腰痛発症の危険性があります」と警告が表示される。そのような警告が表示されたとき、改善ボタンを押すと、図 4.4.3 (b)に示すように「腰を落とし、上体を 30° 起こしてください」といったアドバイスが表示される。同時に、腰痛発症の危険がなくなる姿勢（姿勢ガイド）がスティックピクチャで表示され、姿勢ガイドのような姿勢であれば「腰痛発症の可能性はほとんどありません」と表示される。同時に腰部の危険度マークは緑信号に変わる。したがって評価者はこの姿勢ガイドのように指導すればよいことになる。

以上により、具体的に姿勢をどのように改善すればよいかといった指針が示されるため、評価者に専門的な知識がなくてもカウンセリングが行えるようになった。また、専門知識のない作業者同士の利用も可能となった。

4.5 腰痛経験を考慮した腰部負担評価 [4.5.1]

4.5.1 腰痛経験者の腰痛判定基準

これまで用いてきた腰痛判定基準を表 4.5.1 に示す。これらは健常者を対象とする基準であるが、腰痛経験者や慢性腰痛患者の人たちにとって腰痛は再発しやすく [4.5.2-4.5.3]、基準値は下がるものと考えられる。そのことを本研究では、加齢によって腰部の筋力や柔軟性、骨密度の低下などから腰部負担への耐性が低くなり、基準値が下がることに相当すると考える。さらに、腰部負担に対する腰の耐性年齢を「腰年齢」と定義し、腰痛経験者は腰年齢が低下することに相当すると仮定する。

これらのことを踏まえて本節では、腰痛判定カメラの機能拡張として、腰痛経験者対応機能の追加を目的とする。具体的には、事前に腰痛によって日常生活が障害される程度について、RDQ なるアンケート調査を行い、腰痛経験の有無と、腰痛の障害の程度を調べる。その結果を先行研究による

表 4.5.1 年齢性別による腰痛判定基準(表 4.3.1 の再掲)

年齢	Jägerの基準値		NIOSHの基準値
	警告		危険 男&女
	男	女	
20	6000 N	4400 N	6400 N
30	5000 N	3800 N	6400 N
40	4100 N	3200 N	6400 N
50	3200 N	2500 N	6400 N
60~	2300 N	1800 N	6400 N

年齢・性別ごとの障害の程度と比較し、それによって推定された腰の耐性年齢から腰痛経験者に対応した発症基準を導出し、腰痛判定基準を腰痛経験者のために下方修正することにより、腰痛判定カメラが腰痛経験者にも適用できるようにする。

4.5.2 アンケート調査[4.5.4]

腰痛経験の有無と、腰痛の障害の程度を調べるために、Roland-Morris Disability Questionnaire（以下、RDQ）を用いたアンケート調査を行った。RDQは、腰痛によって日常生活が障害される程度を評価する尺度であり、「立つ」、「歩く」、「仕事をする」などの日常生活行動が腰痛のために障害されるか否かを尋ねる24項目に、「今日」の状態を「はい」、「いいえ」で回答してもらい、「はい」と回答した項目の数を加算してRDQ得点とする[4.5.4]。本研究では腰痛経験を明確に抽出するため、「今日」の状態を「腰痛発症時」の状態に置き換えて回答してもらった。

アンケートは48名の成年（男性32名、女性16名）から回答を得た。年齢は22～70歳（平均40.7歳）で主に学生、清掃業務従事者であった。RDQ得点が0または1点の回答者は13名であった。本研究では、RDQ得点が0または1点の人は腰痛経験者または慢性腰痛患者とはせず、腰痛判定基準の修正対象者から外すこととした。一方、RDQ得点が2点以上の人は35名であり、腰痛経験者または慢性腰痛患者として腰痛判定基準の修正対象者とした。35名

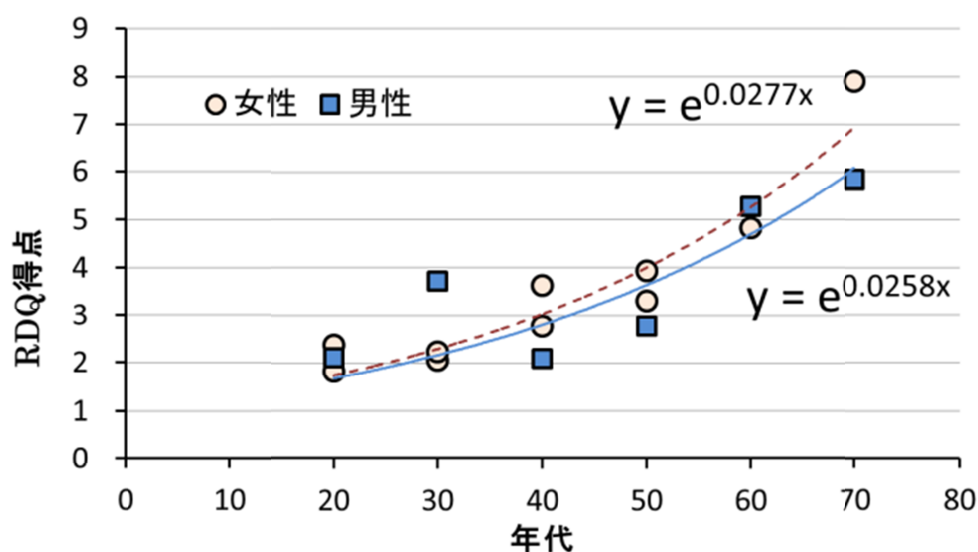


図 4.5.1 RDQ 得点と年代の関係

のうち男性 21 人の RDQ 得点の平均は 7.38 ± 4.21 点，女性 14 人の平均は 8.64 ± 4.22 点であった。

4.5.3 腰年齢を基にした評価基準の導出

先行研究[4.5.5-4.5.6]において，性別による年代ごとの RDQ 得点の平均値が報告されており，それらをグラフにして図 4.5.1 に示す。グラフでは男女別に指数関数による近似曲線も示している。図から腰痛による障害を示す RDQ 得点が歳とともに指数関数的に大きくなることわかる。逆に図は個人の RDQ 得点からその得点に相当する平均的な年齢（腰年齢）を推定するために利用できる。具体的には，グラフの近似曲線の数式より，女性の腰年齢は(1)式，男性の腰年齢は(2)式が得られる。先の 35 名について推定した腰年齢の平均値は 71.9 歳，実年齢との差の平均は 27.7 歳であった。

$$\text{女性の腰年齢} = \frac{\log_e \text{RDQ 得点}}{0.0277} \quad (1)$$

$$\text{男性の腰年齢} = \frac{\log_e \text{RDQ 得点}}{0.0258} \quad (2)$$

次に，RDQ 得点を基に腰痛経験者のための発症基準の導出手順を図 4.5.2 に示す。RDQ 得点は，腰痛判定カメラを使用する対象となる作業員に対して，事前にアンケート調査を行っておき，予めデータベース化しておく。そして，作業の現場において腰痛判定する際に作業員の RDQ 得点をデータベースから読み込む。それが 1 点以下であれば基準の修正は行わない。それが 2 点以上であれば，RDQ 得点から先の指数関数により腰年齢を算出する。この腰年齢が

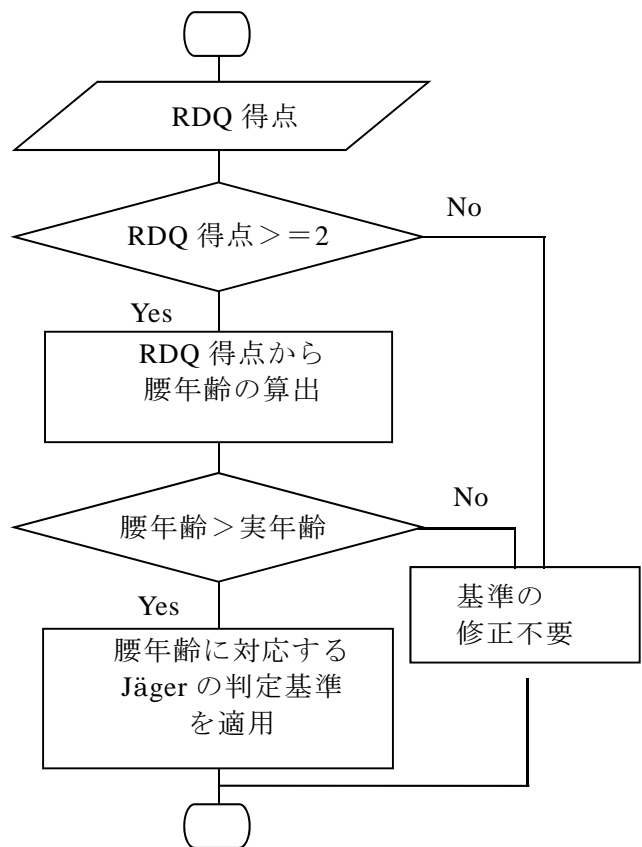


図 4.5.2 腰痛発症基準の修正方法

実年齢以下であれば基準の修正は行わない。なお、このケースは 35 名中、女性 3 名が該当した。次いで腰年齢が高ければそれに対応する Jäger の判定基準を用いて判定する。

4.5.4 腰痛経験を考慮した腰部負担評価例

図 4.5.3 に腰痛経験を考慮した腰部負担評価の入力画面と結果画面を示す。入力画面は画面上部に表示され、新たに ID 番号の入力項目を追加した。ID 番号は予め用意してある RDQ 得点のデータベースから、個人の RDQ 得点を読み込むための番号である。結果画面は画面下に表示され、新たに ID 番号に対応した RDQ 得点、腰年齢、個人の名前が表示される。

本節で提案した腰痛発症基準導出方法を考慮し、修正した腰痛判定カメラで腰痛経験者を評価した例を図 4.5.4 に示す。評価対象者の身長は 170cm、体重は 60kg、年齢は 35 歳、性別は男性、手にかかる負荷（荷物の重量）を 20kg、評価する作業姿勢は中腰姿勢、RDQ 得点は 4 点の腰痛経験者である。椎間板圧迫力は 5267N と推定され、従来の腰痛判定カメラでは実年齢に対応した 5000N が基準値のため、評価は「腰痛発症の可能性はほとんどありません」と判定された。一方、修正した腰痛判定カメラでは、RDQ 得点より腰年齢は(3)式より 53 歳と算出され、腰年齢に対応した基準値である 3200N で腰痛判定を行う。結果、実年齢に比べ値を 1800N 下げて評価するため、「一部の作業者に腰痛発症の危険性があります」と判定された。

$$\text{腰年齢} = \frac{\log_e 4}{0.0258} = 53 \quad (3)$$

以上本節では、作業姿勢を対象とした腰痛判定カメラにおいて、これまで健常者を対象としていた判定基準を、腰痛経験者も



図 4.5.3 入力画面と結果画面

RDQ 得点 : 4 点
椎間板圧迫力 : 3223 N

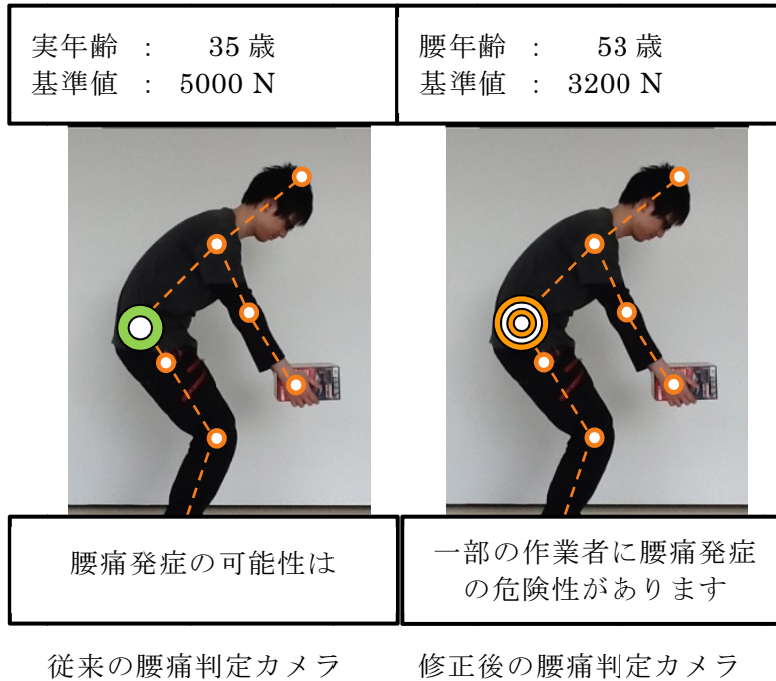


図 4.5.4 腰痛経験者への対応例

対象とできるように RDQ 得点により判定基準を修正する方法を提案した。この結果、腰痛経験者または慢性腰痛患者にとって、より低い椎間板圧迫力で警告を発することが可能となり、腰痛判定カメラが慢性腰痛患者の腰痛再発防止に有用であると考えられる。

4.6 結言

タブレット PC を用いた腰部負担評価方法として、工場や介護現場において作業員や介助者が実際に作業をしている姿勢を評価し、腰痛発症の危険性についてカウンセリングを行うことができる「腰痛判定カメラ」の開発をした。この方法により、モーションキャプチャや床反力計、筋電計などの大掛かりの装置を用いず、腰痛判定カメラだけでよいため、作業現場に持ち込んで容易に腰部負担の評価が可能となる。

また、腰痛判定カメラの機能として、腰にとって負担の大きい姿勢をどのように改善すればよいかを呈示するアドバイス機能と年齢性別を考慮した判定機能、さらに、腰痛の再発性を考慮した腰痛経験者対応機能をそれぞれ開発した。

アドバイス機能は、具体的に姿勢をどのように改善すればよいかといった指針が示されるため、評価

者に専門的な知識がなくてもカウンセリングが行えるようになった。また、専門知識のない作業者同士の利用も可能となった。

年齢性別を考慮した腰痛判定機能は、腰痛経験者または慢性腰痛患者にとって、より低い椎間板圧迫力で警告を発することが可能となり、腰痛判定カメラが慢性腰痛患者の腰痛再発防止に有用であると考えられる。

腰痛判定カメラは、操作が簡単で、結果の表示がわかり易いため、カウンセラーのような専門家がいなくても、作業者同士が互いに評価しあって、作業改善につなげることができる。また、同一作業者の履歴を残すことによって、時間的な経過を追うことが可能となり、一度だけの指導ではなく、長期にわたって腰痛予防の指導を行えることが期待される。

第5章 モーションキャプチャ Kinect を用いた腰部負担評価法[5.1.1]

5.1 緒言

第4章で述べた腰痛判定カメラでは、姿勢撮影および2次元人体リンクモデルの形成といった操作が必要なため、作業中の継続した作業姿勢評価には適さない。作業中に腰痛の危険性を常にモニタリングし、危険が生じたときに作業者に警告することができれば、腰痛防止のより高い効果が期待される。

この章では、工場の現場における作業者の腰痛防止を目的として、Kinectを用いた腰痛アラームシステムを開発する。

具体的には、実際の工場の現場に容易に持ち込めるモーションキャプチャ Kinect (Microsoft社製) によって、作業者の姿勢を常時モニタリングする。時々刻々の姿勢に基づいて、腰部負担を推定し、腰痛発症の危険があると判断される場合、作業者が携帯するスマートフォンのバイブレータを振動させることによって、作業者自身が危険性を認識することができるシステムを開発する。

5.2 腰痛アラームシステムの開発

5.2.1 腰痛アラームシステム

本研究で開発した腰痛アラームシステムの構成を図5.2.1に示す。本システムは、作業姿勢をモニタリングするモーションキャプチャ装置とノートパソコン、および作業者に腰痛発症の危険を警告するスマートフォンから構成される。

モーションキャプチャ装置として、同図中に示す Kinect センサ (以下、Kinect) (Microsoft社製) を用いる。Kinect の解像度 (色) 640×480, 解像度 (深度) は 320×240, サンプリングレートは 30fps である。Kinect を同図中に示すスタンド (MR-KN1/サンワサプライ製) に取り付け、床面から 63 cm の高さに設置する。Kinect と作業者の距離は Kinect の視野内に作業者の全身が収まるように決定する。本研究で行った実験では身長 180cm の作業者の場合、距離は 250cm となった。Kinect は USB ケーブルでノートパソコンと接続され、ノートパソコンに

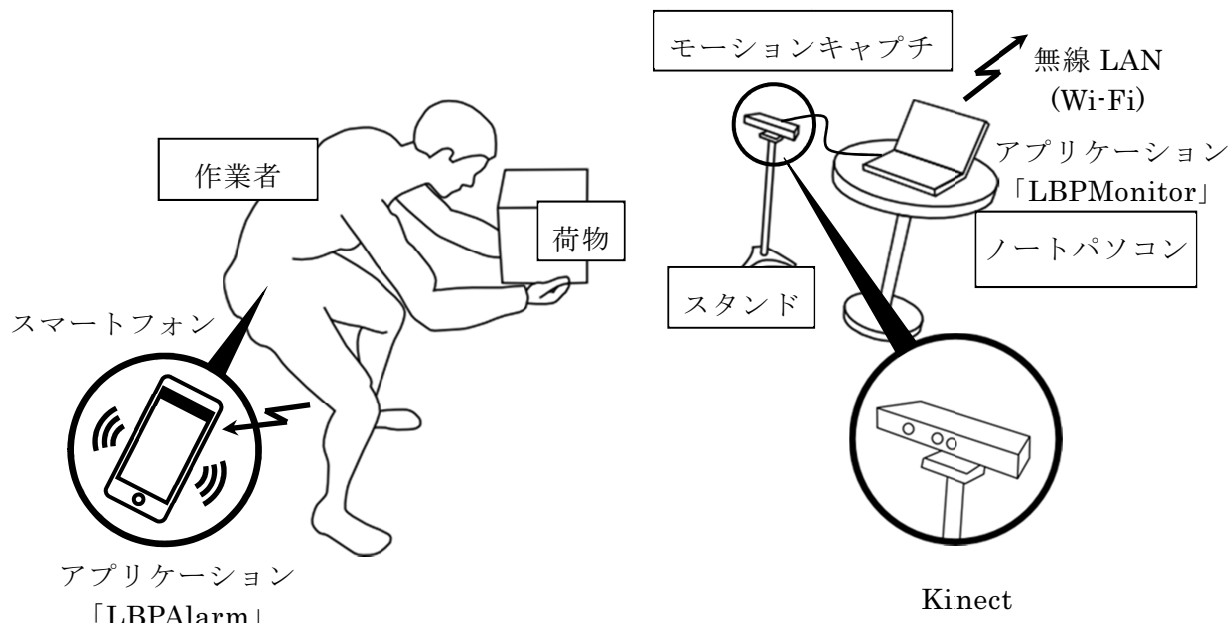


図 5.2.1 腰痛アラームシステム全体図

は本研究で独自に開発した「LBPMonitor (腰痛モニタ)」と名付けたアプリケーションをインストールする。LBPMonitor は作業者の姿勢をリアルタイムにモニタリングし、Kinect が測定した作業者の姿勢を基にして椎間板圧迫力を推定し、その値が許容限界値を超えた場合に、作業者が携帯しているスマートフォンへ無線 LAN を介して警告信号を送る。

作業者に腰痛の危険を警告するスマートフォンには、同じく本研究で開発した「LBPAalarm (腰痛警告)」と名付けたアプリケーションをインストールする。LBPAalarm は、LBPMonitor が発信した警告信号を受信すると、スマートフォンのバイブレータを振動させる。作業者はバイブレータの振動によって、現在の姿勢に腰痛発症の危険があることを知る。iPhone 5 (Apple 社製 / iOS バージョンは 6) をスマートフォンとして採用した。

ここで、ノートパソコンで動作する LBPMonitor は、統合開発環境 Visual Studio 2012 for Windows Desktop (Microsoft 社製) 上でプログラミング言語 C# を用いて製作した。また、Kinect for Windows SDK (バージョン 1.6 / Microsoft 社製) を用いて Kinect が測定した姿勢データを取得する。一方、スマートフォンで動作する LBPAalarm は、統合開発環境 Titanium Studio (Appcelerator 社製) を用いてパソコン上で開発する。Titanium Studio は、プログラミング言語 JavaScript を使い、iOS (iPhone や iPad の基本ソフト) に限らず、Android や Windows Phone といった複数のプラットフォームに対応するアプリケーションを開発することができる。開発したアプリケーションは、Titanium Studio でビルド作業を行うことにより iOS で実行可能なファイル形式 (拡張子が ipa) に変換され、iTunes (iPhone 上のアプリケー

ションや音楽ファイルを管理するソフトウェア) を用いて, USB ケーブルを介して iPhone 5 へインストールする.

5.2.2 腰痛モニタリング部

ノートパソコン上で動作する LBPMonitor は, 接続された Kinect から作業中の作業者の姿勢をリアルタイムに読み込んで, 以下に示す手順で椎間板圧迫力を求め, 腰痛発症の危険がある場合, スマートフォンへ警告信号を送る.

Kinect は図 5.2.2 に示す人体を構成する 20 点の 3 次元座標を測定することができる. 同図右は, これら 20 点の名称を番号順に示している. L4/L5 の椎間板圧迫力を計算するには, 頭部, 肩, 肘, 手, L4/L5 の 5 点の座標が必要である. 本システムでは, これら 5 点は, 図 5.2.2 の白抜き丸で表した点, すなわち, Head (図中 4 番), ShoulderLeft/Right (図中 5 番/9 番), ElbowLeft/Right (図中 6 番/10 番), HandLeft/Right (図中 8 番/12 番) および HipCenter (図中 1 番) をそれぞれ用いる.

2 次元人体リンクモデルにおいて椎間板圧迫力を計算することから, 本システムでは左右対称の動作に限定する. そのため, Kinect が測定した座標を 3 次元から 2 次元に変換する処理を行う. 具体的には, Kinect で得られた両肩の 2 点 (図 5.2.2 中の 5 番および 9 番) を結ぶ線分を求め, その線分の中点を通り, かつ線分に直交する平面 (人体矢状面) を定義する. 椎間板圧迫力の計算に用いる 5 点 (頭部, 肩, 肘, 手, L4/L5) を人体矢状面に垂直に投影することにより 2 次元座標に変換する. このとき, 肩, 肘, 手は左右に 2 点あることか

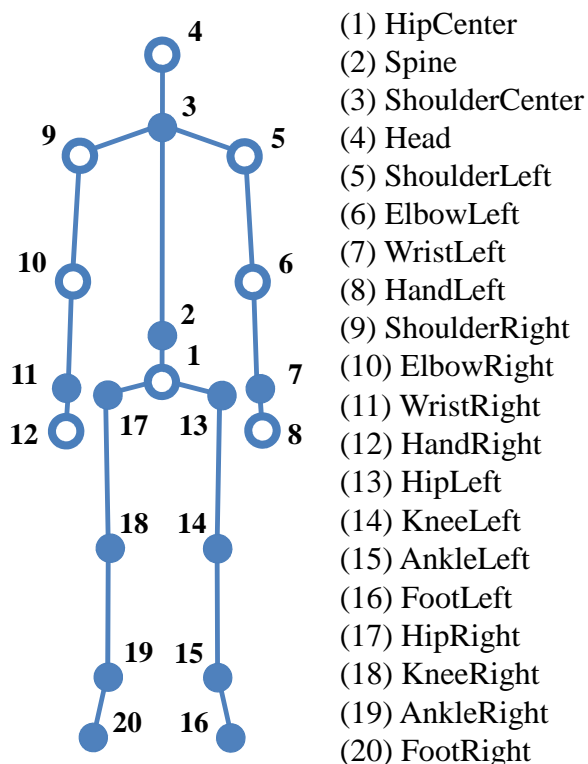


図 5.2.2 Kinect が測定する人体リンクモデル

ら、次に示す方法で左右どちらか片側の点を採用する。ここで、Kinect では検出した点を「Tracked」、死角などによって見えないが計算によって推測した点を「Inferred」、検出も推測もできなかった点を「Not Tracked」に分類する。これに基づいて、左右の両側にある点は、Tracked に分類されている側を採用する。左右の両側が共に Tracked の場合は右手側を採用する。もし、左右両側が共に Inferred または Not Tracked の場合は、どちら側にも Tracked がいないため、姿勢データの検出エラーとして、椎間板圧迫力の計算は行わない。

LBPMonitor は、このようにして得られた点から 2 次元人体リンクモデルを構成し、第 2 章 2.2.3 節で述べた式(1)(7)式に基づいて L4/L5 の椎間板圧迫力を計算する。この章では今まで静的姿勢を対象としていたのに対し、動的姿勢を対象としているため、身体各部の加速度を考慮する必要がある。そのため(1)式に $\sum m_i a_i$ を加えることにより、身体の加速度を考慮した椎間板圧迫力の計算をする。

$$F_C = U_W \cos \theta + L_S \cos \theta + L_H \cos \theta + F_M - F_A + \sum m_i a_i \quad (1)$$

$$E \cdot F_M = (U_W, L_S, L_H \text{ による } L4/L5 \text{ まわりのモーメント}) - (F_A \text{ によるモーメント}) \quad (7)$$

m_i : 上半身各部の質量

a_i : 上半身各部の重心の加速度

このときに、手に作用する外力 L_H 、および U_W を求めるための作業者の体重は、後述するようにスマートフォンを操作して、工場の現場管理者などが事前に入力しておく。これらの値は、スマートフォンから LBPMonitor に自動的に送信される。

計算した椎間板圧迫力が NIOSH の定めた許容限界値[5.2.1]を超えると、作業者のスマートフォンに警告信号を送信する。このとき、椎間板圧迫力が 3400N 以上の場合は腰痛発症危険度 1、6400N 以上の場合は腰痛発症危険度 2 の警告信号を送信する。3400N 未満の腰痛発症危険度 0 の場合は、警告信号を送信しない。また、導出した 2 次元人体リンクモデルの各点の座標および椎間板圧迫力を警告信号と併せてスマートフォンへ送信する。

5.2.3 腰痛警告部

LBPAlarm の画面を図 5.2.3 に示す。同図(a)は、LBPMonitor からの警告信号を受信するための待受画面を、同図(b)および(c)は初期設定画面を示している。工場の現場管理者は事前に LBPAlarm を使用するための初期設定を行う。設定すべきパラメータは「荷物の重量」、「作業者の体重」、「IP アドレス」、「ポート番号」の 4 つである。「荷物の重量」および「体重」は椎間板圧迫力の計算に関するパラメータである。「IP アドレス」および「ポート番号」は LBPMonitor との通信に関するパラメータで、「IP アドレス」には LBPMonitor が動作するノートパソコンの IP アドレスを、「ポート番号」には LBPMonitor との通信に用いるソケットのポート番号を入力する。これらのパラメータを編集するために、図 5.3.1(a)の待受画面下部の「設定」タブを指でタッチし、同図(b)に示すパラメータのメニュー画面へ移動する。それぞれのパラメータを指でタッチすると、同図(c)に示すようなパラメータの編集画面に移動し、画面に表示されるソフトウェアキーボードをタッチしてパラメータを編集する。「荷物の重量」、「体重」の椎間板圧迫力の計算に関するパラメータが変更されると、LBPMonitor へこれらの値が送信され、椎間板圧迫力を計算する際に用いられる。

作業者は作業を開始する前にスマートフォンを受け取り、待受画面を表示したままシャツや



(a) 待受画面

(b) 初期設定画面

(c) 初期設定画面（詳細）
（例：荷物の重量）

図 5.2.3 腰痛警告アプリケーション（LBPAlarm）の画面

ズボンなどのポケットに携帯する **LBPAlarm** は、**LBPMonitor** からの警告信号を受け取ると、スマートフォンのバイブレータを振動させ、作業者に腰痛発症の危険を警告する。腰痛発症危険度の大きさに応じて、振動のパターンを変える。すなわち、腰痛発症危険度が 1 の場合はバイブレータを断続的に振動させ、腰痛発症危険度が 2 の場合は、より危険度が高いことからバイブレータを連続的に振動させる。また、警告信号を受信しない場合、すなわち、腰痛発症危険度が 0 の場合はバイブレータを停止させる。

また、モニタリング中は、**LBPMonitor** から送信されてくる 2 次元人体リンクモデルの姿勢データに基づいて、同図(a)に示すようなスティックピクチャを待受画面に描画する。画面下部には椎間板圧迫力の大きさを表すバーを描画する。バーは椎間板圧迫力が大きくなるにつれて右方向へ伸びる。バーの色は腰痛発症危険度 0 では緑色に、腰痛発症危険度 1 では黄色に、腰痛発症危険度 2 では赤色に変化する。腰痛のモニタリングでは、スマートフォンを作業者のポケットに携帯することを想定しているが、例えば、スマートフォンを複数人から見える場所に置いて、待受画面に表示される判定結果を確認しながら、ベテラン作業員から新米作業員への姿勢改善指導といった利用方法も想定している。

5.3 システムの動作検証

Kinect は照射した赤外線反射光のパターンから対象物の形状を取得し、それに基づいて姿勢データを推定する[5.3.1]。このことから、本システムで想定しているような手で荷物を持つ作業では、手と荷物は共に赤外線を反射するため、**Kinect** から見ると両者の境界が区別できず、両者は一体として認識される。このように、**Kinect** では身体と荷物が接触している場合、姿勢を正しく測定することができない。本システムを実際の現場に導入する際には、赤外線を吸収するような布で荷物を覆う、あるいはケースを赤外線吸収塗料で塗布するなどして、**Kinect** から荷物の存在を隠蔽して、身体と荷物を分離させる対策が必要となる。本章では、開発した腰痛アラームシステムの一連の動作検証を目的として、水は赤外線を吸収する性質を持つことから、水で満たした透明なプラスチック容器を荷物と想定して実験を行った。これにより、**Kinect** から荷物が認識できなくなり、作業姿勢が正しく測定できることを確認した。

次に、腰痛アラームシステムが正常に動作するか検証を行った。まず、作業者の全身が視野に入るように Kinect を設置する。Kinect とパソコンを接続し LBPMonitor を起動させる。スマートフォンで LBPAlarm を起動させ、パラメータの初期設定を済ませる。本実験では、荷物の重量および作業者の体重は、それぞれ 20kg, 70kg とした。初期設定の後、LBPAlarm を待受画面に切り替えてから作業者にスマートフォンを渡し、ポケットに携帯させ作業を開始させる。

腰痛アラームシステムの実行時のスナップショットを図 5.3.1 に示す。LBPMonitor の画面に表示された作業姿勢の静止画と、Kinect が測定した姿勢データから求めた 2 次元人体リンクモデルを作業の経過に伴って図示している。図中の数値は椎間板圧迫力の値を示している。

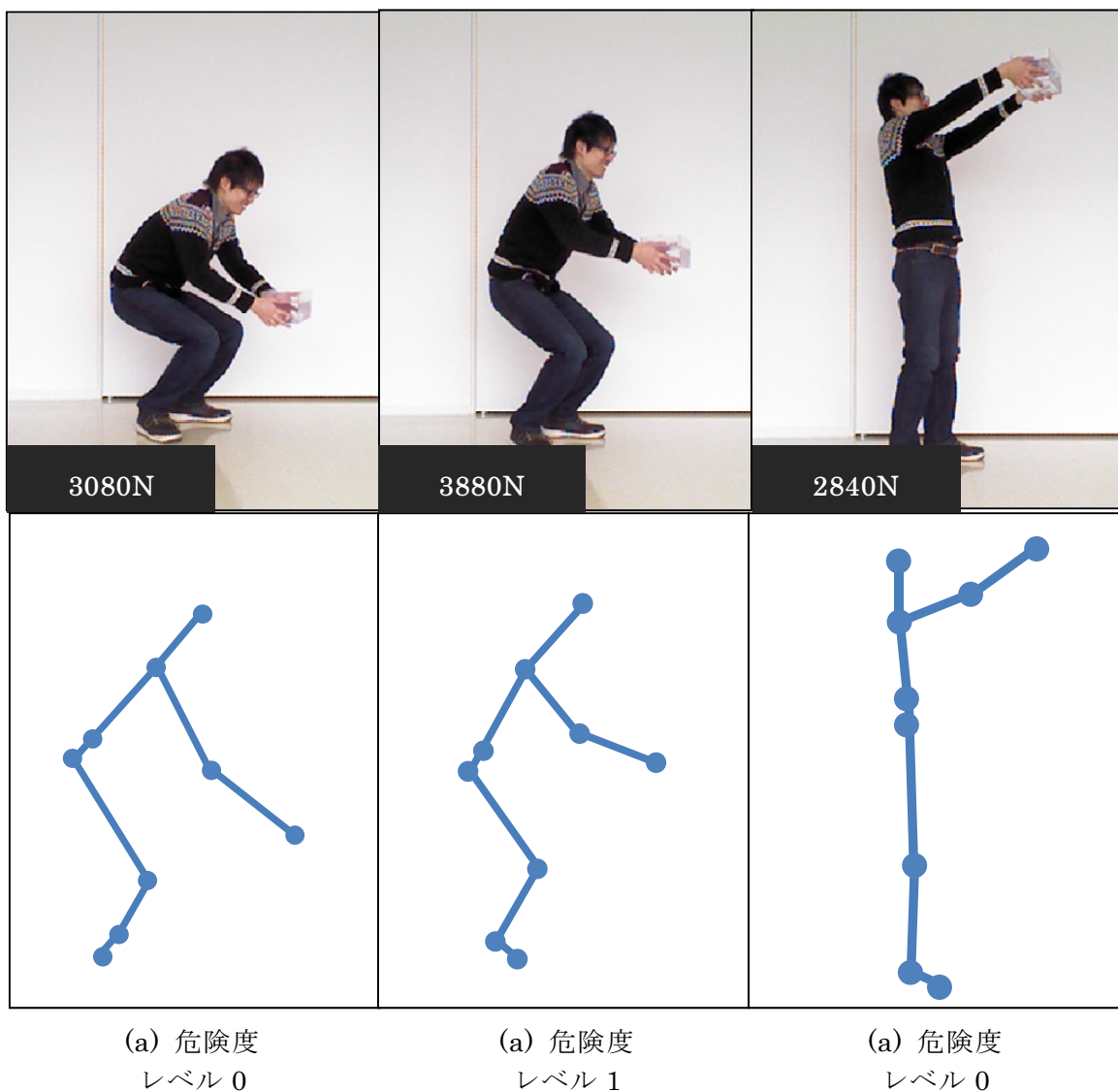


図 5.3.1 腰痛アラームシステムの実行例

同図(a)は床から荷物を持ち上げて膝の前で抱えている姿勢で、このときの椎間板圧迫力は 3080N であった。3400N を超えておらず腰痛発症危険度 1 に達していないため、スマートフォンへ警告信号は送信されなかった。荷物を少し上方に持ち上げた同図(b)の姿勢では、椎間板圧迫力が 3880N となったことから腰痛発症危険度 1 と判定された。その結果、LBPMonitor は、スマートフォンの LBPAlarm へ警告信号を送信し、警告信号を受信した LBPAlarm はバイブレータを振動させた。最後に同図(c)では、椎間板圧迫力は 2840N に減少し、腰痛発症危険度 1 を下回ったため、警告信号の送信を停止した。それに伴い、スマートフォンのバイブレータの振動も停止した。同図に示したように、Kinect が測定した姿勢データは同時刻の作業者の姿勢を良好に再現している。また、椎間板圧迫力が許容限界値を超えたタイミングで、スマートフォンのバイブレータが振動していたことから、本システムの一連の処理が正しく動作していることを確認した。

5.4 結言

本章では作業者が実際に作業している姿勢を Kinect を用いてモニタリングし、腰痛発症の危険があると判断された場合、作業者の携帯するスマートフォンへ警告するシステムを開発した。このシステムでは、作業者は常時モニタリングされ、腰痛の危険がある場合は、作業者自身がその危険を知ることができるので、腰痛予防に効果があると期待される。また、荷物を持たず実際の作業と同じ動作をすることによって、作業前に腰痛発症の危険を知ることにもできる。本システムの原理を拡張すれば、工場などの作業場にモーションキャプチャ装置を複数配置して、作業者がどこにいても腰痛モニタリングできるシステムが構築できる。

今後は、Kinect の姿勢データの検証を行い、本システムの信頼性を向上させる必要がある。具体的には、L4/L5 として HipCenter の座標を用いることが妥当であるかどうか、MRI 画像などの L4/L5 の解剖学的位置と比較する。

また、サンプリングレートが 30fps と遅いため、速い動作には追従できない。つぎに、Kinect が測定した 3次元の人体リンクモデルを 2次元に変換する際に、上肢の各点に生じると思われる誤差を検証する。また、3次元リンクモデルへの拡張、Kinect と作業者との距離や相対角度が測定精度に与える影響などについて検討が必要である。

さらに、Kinect の測定原理に起因して、作業者の身体と荷物を確実に分離するための対応が必要である。また、実際の作業現場では Kinect の視野に作業者以外の物体が映ることも多く、身体と荷物が接触していなくても Kinect が誤認識することも想定されることから、今後は、実際の工場などの複雑な環境でも利用できるように改良する必要がある。

第 6 章 結論

本研究では工場や介護現場など作業の現場において、作業姿勢の腰部負担を簡易に推定・評価できる評価法の開発を目的とし、デジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法、タブレット PC を用いた腰部負担評価方法、およびモーションキャプチャ Kinect を用いた腰部負担評価法の 3 つ方法を提案した。各方法について以下にまとめる。

6.1 デジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法

デジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法として、デジタルヒューマンモデル”Jack”を用いて、要介護者を介助する作業姿勢の腰部負担を推定し評価する方法を確立した。具体的には、家庭用ビデオカメラで録画した介護現場の実際の作業姿勢を基に Jack で姿勢を再現し、腰部負担は Jack の腰痛解析ツールから求められる椎間板圧迫力で評価した。そのときに必要となる介助者の手や肩に作用する外力は実測せずに、予め平均的な基準値を用意しておき、外力の絶対値（被介助者の体重の 30～70%）および手と肩の外力の比（1：9 から 9：1 まで）をパラメータとして変動させ、アウトプットとしての椎間板圧迫力の変化を見る感度分析を行った。

この方法では、実際の負荷を一意には推定できないが、その結果を介助者への姿勢改善指導に利用することができる。本研究では、種々の測定器を用いて介助作業中の椎間板圧迫力を精度よく求めることに注力するのではなく、精度は少々犠牲にしても狭い病室や自宅の部屋での介助作業を評価し腰痛発症の予防を指導できる方法を確立することに重点を置いた。

Jack により求められる椎間板圧迫力の妥当性を検証するため、Nachemson ら実測値のデータと比較を行った結果、両者の値は近い値であることがわかった。また、ベッドから車いすへの移乗介助動作について各種計測装置を用いて椎間板圧迫力を求めた先行研究と比較した結果、Jack でも妥当な推定値を求められることがわかった。

また、ビデオ画像の作業姿勢を Jack で再現するにはオペレータのマウス操作が必要であるが、習熟したオペレータが同じ移乗介助姿勢を 10 回繰り返し再現した結果、それらの椎間板圧迫力は $3137 \pm 138.5\text{N}$ となり、最大誤差は 10%未満に収まった。

移乗介助動作への適用例として、ベッドと車椅子の間の2種類の移乗介助動作時の姿勢を取り上げ、介助者の腰部負担評価を行った。結果、被介助者に体を密着し、腰を曲げないで移乗する「体全体」動作の方が腰部負担は少ないことがわかった。また、手と肩の外力の比を変動させ、椎間板圧迫力の変化を見る感度分析を行ったところ、介助者はできるだけ被介助者を肩で支えるようにすることが、腰部負担軽減に繋がることがわかった。これにより、移乗介助時の姿勢改善指導する際に、被介助者を肩で支え、体を密着し、腰を曲げないで移乗すれば腰部負担軽減する効果があるといった指針が得られた。

以上のデジタルヒューマンモデルによる介助者腰部負担評価法は Jack で再現した介助姿勢をもとに、腰の角度や手の位置などをインタラクティブに修正しながら、またリアルタイムに修正される腰部負担の大きさを見ながら、姿勢改善策を指導することができる。特に Jack は3次元モデルであるため、作業者のあらゆる角度からの姿勢を詳細に検討できる特徴がある。

6.2 タブレット PC を用いた腰部負担評価方法

タブレット PC を用いた腰部負担評価方法として、工場や介護現場において作業員や介助者が実際に作業をしている姿勢を評価し、腰痛発症の危険性についてカウンセリングを行うことができる「腰痛判定カメラ」の開発をした。

具体的には、タブレット PC を用い、作業の現場における作業姿勢を内蔵カメラで撮影して、撮影した姿勢画像の身体の関節点や端点を順に指でタッチすることにより2次元人体リンクモデルを形成し、L4/L5 椎間板まわりの力学的釣合い方程式を解くことによって椎間板圧迫力を推定した。その推定値を NIOSH の基準値と照合し腰痛発症の危険性があるか否かを判定することができるアプリを開発した。

腰痛判定カメラを用いて求められる椎間板圧迫力の値の妥当性について、デジタルヒューマン Jack で求められる椎間板圧迫力と比較したところ両者の値は近い値となった。また、タブレット PC のディスプレイ上でタッチする精度については、身体各部を順にタッチしてリンクモデルを作成する再現性について検証を行ったところ十分再現性は高いと判断できた。さらに、本研究の腰痛判定カメラは、人体の2次元リンクモデルを基礎とするため作業員の矢状面（人体の側方からの面）を撮影しなければ誤差が生じる。撮影方向が左右にずれることでどれだけ

の誤差が生じるかについて検証を行った結果、作業者の側方からのずれが左右に $\pm 30^\circ$ の範囲内であれば、10%以内の誤差で椎間板圧迫力を推定できることがわかった。

この方法により、モーションキャプチャや床反力計、筋電計などの大掛かりの装置を用いず、腰痛判定カメラだけでよいため、作業現場に持ち込んで容易に腰部負担の評価が可能となる。また、

本研究では、腰痛判定カメラの機能として、腰にとって負担の大きい姿勢をどのように改善すればよいかを呈示するアドバイス機能と年齢性別を考慮した判定機能、さらに、腰痛の再発性を考慮した腰痛経験者対応機能をそれぞれ開発した。

アドバイス機能については、姿勢改善の基本方針として、L4/L5まわりのモーメントを小さくすること、すなわち、腰まわりの前屈方向のモーメントを減少させるために、鉛直線と体幹のなす角度（体幹傾斜角）と外力が作用する手と腰の水平距離の2要因を減少させることを考えた。タブレットPC内で椎間板圧迫力を計算後、その値が許容限界値を超えていた場合、上記の2要因についてそれぞれの値を一定間隔で減少させていき、椎間板圧迫力が許容限界値を先に下回った要因に対して、改善するようにアドバイスを画面に表示させた。同時に改善後の作業姿勢をスティックピクチャで表示した。これにより、具体的に姿勢をどのように改善すればよいかといった指針が示されるため、評価者に専門的な知識がなくてもカウンセリングが行えるようになった。また、専門知識のない作業者同士の利用も可能となった。

年齢性別を考慮した腰痛判定機能は、NIOSHの基準値では年齢性別を考慮しておらず、全年齢性別に対応した値である。腰痛判定カメラは評価対象者の年齢性別の違いを踏まえたうえでカウンセリングする必要があるため、腰痛発症の危険性の判定基準として、Jägerらが提唱する年齢性別を考慮した許容限界値を用いた判定を行うようにした。具体的には、予め年齢と性別を入力しておき、腰痛発症の危険性について判定する際に、Jägerらが提唱する年齢性別を考慮した許容限界値と照合して判定するようにした。これにより、年齢性別を考慮して判定を行うことができるようになり、より個人に合わせてカウンセリングができるようになった。

腰痛経験者対応機能については、腰痛経験者や慢性腰痛患者の人たちにとって腰痛は再発しやすく、判定基準値は下がるものと考えられることから基準値の下方修正を行う方法を開発した。そのために、事前に腰痛によって日常生活が障害される程度について、RDQなるアンケー

ト調査を行い、腰痛経験の有無と、腰痛の障害の程度を調べた。その結果を先行研究による年齢・性別ごとの障害の程度と比較し、それによって推定された腰の耐性年齢から腰痛経験者に対応した発症基準を導出し、腰痛判定基準を腰痛経験者のために下方修正することにより、腰痛判定カメラが腰痛経験者にも適用できるようにした。

これにより、腰痛経験者または慢性腰痛患者にとって、より低い椎間板圧迫力で警告を発することが可能となり、腰痛判定カメラが慢性腰痛患者の腰痛再発防止に有用であると考えられる。しかし、問題点として、RDQ 得点が 1 点増えるごとに腰年齢が大きく変わってしまう。つまり、「はい」「いいえ」の二択で結果が大きく変わってしまうこととなる。このことから、より詳細なアンケートを作成することにより、評価の 1 点あたりの腰年齢の変化量を小さくする必要はある。

本研究で開発した腰痛判定カメラは、モーションキャプチャや床反力計、筋電計などの大掛かりな装置は不要で、モバイルのタブレット PC だけでよい。作業現場に持ち込んで容易に腰部負担の評価が可能となる。また、操作が簡単で、結果の表示がわかり易いため、カウンセラーのような専門家がなくても、作業者同士が互いに評価しあって、作業改善につなげることができる。また、同一作業者の履歴を残すことによって、時間的な経過を追うことが可能となり、一度だけの指導ではなく、長期にわたって腰痛予防の指導を行えることが期待される。

6.3 モーションキャプチャ Kinect を用いた腰部負担評価法

Kinect を用いた腰部負担評価法として、Kinect を用いた腰痛アラームシステムを開発し、作業中の動作を連続でモニタリングする方法を確立した。

Jack による方法およびタブレット PC による方法では作業姿勢の入力のためにいずれも人が介在した。モーションキャプチャ Kinect (Microsoft 社製) は、リアルタイムに全身の主な関節の 3 次元座標を PC に入力することができ、しかも測定対象の作業者に特別なマークも不要であった。

本研究ではこれらの特徴を生かして、実際の工場の現場に容易に持ち込めるモーションキャプチャ Kinect (Microsoft 社製) によって、作業者の姿勢を常時モニタリングし、時々刻々の姿勢に基づいて、腰部負担を推定し、腰痛発症の危険があると判断される場合、作業者が携帯

するスマートフォンのバイブレータを振動させることによって、作業者自身が危険性を認識することができるシステムを開発した。

それに伴い、作業者の姿勢をリアルタイムにモニタリングし、Kinect が測定した作業者の姿勢を基にして椎間板圧迫力を推定し、その値が許容限界値を超えた場合に、作業者が携帯しているスマートフォンへ無線 LAN を介して警告信号を送る「LBPMonitor」と名付けたアプリケーションを開発した。また、LBPMonitor が発信した警告信号を受信すると、スマートフォンのバイブレータを振動させ、作業者にバイブレータの振動によって、現在の姿勢に腰痛発症の危険があることを知らせることができる LBPAlarm を開発した。

本システムを実際の工場に設置し、作業者の姿勢を常時モニタリングしながら腰部負担を推定し、それをもとに作業者が携帯するスマートフォンのバイブレータを振動させることによって、作業者自身が危険性に気づき、作業動作と腰の負担の関係を体得することができる。

ただし、現状の Kinect では、作業者の身体と他の物体との分離ができない問題があり、工場などの背景から身体のみを安定して認識できるようにする必要がある。

6.4 まとめ

以上、本研究では、作業の現場で作業者の腰部負担を容易に評価できる 3 通りの方法を確立した。Jack による方法は、現場の種々の作業動作をビデオカメラに録画しておけば、あとで 3 次元姿勢に対して詳細な検討が可能である。タブレット PC による腰痛判定カメラは、2 次元姿勢に対して現場で極めて簡便に評価できるため、筋骨格系の疾病に専門知識のない作業者同士でも、ゲーム感覚で学習ができる利点がある。Kinect による方法は作業中の動きも含めて腰部負担をリアルタイムに評価し、腰痛の警告をリアルタイムに行える特徴がある。

また、介助作業などの作業動作のテキストには推奨姿勢や動作が示されているが、本研究の 3 つの方法を用いることにより作業姿勢や動作を定量化することで、推奨姿勢や動作の説得力がさらに増すと考えられる。

各方法のメリットとデメリットをまとめると表 6.4.1 のようになる。いずれの方法も作業の現場での実用性に優れており、活用する現場と評価対象に応じて使い分けることで、幅広い作業現場で利用可能であり、作業者が作業姿勢と腰の負担の関係を学習する上で大いに役立つも

のと考えられる。

本研究では、年齢性別について平均的な腰痛発症基準を用いたが、今後の課題としては、筋力の違いや疲労、体調の違いなど個人差に対応した評価方法を開発する必要がある。また、腰部負担に関して、本研究で提案した各手法の腰部負担推定は瞬間的な姿勢を対象としている。通常の荷役作業や介助作業では、数十分を超えて長時間姿勢を維持するような重筋作業はないため、本手法でも十分対応できると思われる。しかし、今後は作業の継続時間を考慮した負担推定を行うことにより、長時間同じ姿勢を維持した時の腰部負担評価法を開発する必要がある。

表 6.4.1 各方法のメリットとデメリット

	メリット	デメリット
Jack	<ul style="list-style-type: none"> ・姿勢の3次元評価が可能 ・動作の記録が容易。(ビデオカメラに録画しておけば、後で検討が可能) 	<ul style="list-style-type: none"> ・Jackの操作の習熟に時間が必要 ・リアルタイムに評価ができない ・動作に対する動的評価ができない
タブレットPC	<ul style="list-style-type: none"> ・姿勢の2次元評価が極めて簡便 ・専門知識が無くても改善指導が可能 ・どのような場所でもその場で評価が可能 ・筋骨格系の疾病についてゲーム感覚で学習ができる 	<ul style="list-style-type: none"> ・リアルタイムに評価ができない ・動作に対する動的評価ができない ・ひねり等の3次元姿勢評価ができない ・評価に2人必要
Kinect	<ul style="list-style-type: none"> ・リアルタイムで評価・警告が可能 ・姿勢の動的評価が可能 ・1人でも評価が可能 	<ul style="list-style-type: none"> ・警告のみで、改善指針は得られない ・2人以上の作業者が重なると座標取得できない ・人と荷物の分離ができない

参考文献

第 1 章

- [1.1.1] 厚生労働省：平成 22 年国民生活基礎調査，<http://www.mhlw.go.jp/> (2014)
- [1.1.2] 栗原章：職業性腰痛の現状と展望，日本腰痛会誌，日本腰痛会誌，Vol.8(1)，pp.10-15 (2002)
- [1.2.1] 田中優介，福井裕，川野常夫：デジタルヒューマン Jack による介護現場の介助者腰部負担評価法の開発，人間生活工学，Vol.13(1)，pp.55-61 (2012)
- [1.2.2] Etienne Grandjean (中迫勝，石橋富和 訳)：産業人間工学，pp.62-125，啓学出版，(1992)
- [1.2.3] 勝平純司，富田早基，原口達也ほか：移乗補助具の使用，種類，使用姿位の違いが移乗介助動作時の腰部負担に与える影響，人間工学，46(2)，pp.157-165 (2010)
- [1.2.4] Waters,T.R., Puts-Anderson,V., Garg,A., Fine,L.J.: Revised NIOSH equation for design and evaluation of manual lifting tasks, Ergonomics, Vol.36 (7), pp.749-776 (1993).
- [1.2.5] 田中優介，福井裕，川野常夫：タブレット PC のモバイル性を活かした現場作業用「腰痛判定カメラ」の開発，モバイル学会，vol2(2)，pp.31-37 (2012).
- [1.2.6] Y. TANAKA, T. KAWANO, Y. FUKUI : Development of a biomechanical diagnostic camera for consulting of occupational low back pain using a tablet PC, 2nd International Digital Human Modeling Symposium (2013)
- [1.2.7] Jäger, M., Luttmann, A.: Assessment of low-back load during manual material handling, Proc. of the 13th triennial Congress of the International Ergonomics Association, 4, pp.171-173 (1997).
- [1.2.8] 田中優介，川野常夫，福井裕：作業姿勢に基づいた腰痛判定カメラの開発－腰痛経験者のための発症基準の導出－，人間工学，第 50 巻，特別号，pp.408-409 (2014)
- [1.2.9] 福井裕，川野常夫，田中優介：スマートフォンによる作業中の個人向け腰痛アラートシステムの開発，モバイル学会誌，3(1)，pp.7-12(2013)

第 2 章

- [2.2.1] 田中優介, 福井裕, 川野常夫: タブレット PC のモバイル性を活かした現場作業用「腰痛判定カメラ」の開発, モバイル学会, vol2(2), pp.31-37 (2012).
- [2.2.2] 阿江通良, 藤井範久: スポーツバイオメカニクス 20 講, 朝倉書店, pp.18-21 (2002)
- [2.2.3] Gerard J. Tortora, Bryan Derrickson 著 (佐伯由香ら訳): トートラ人体解剖生理学, 丸善出版, pp.139-142 (2007)
- [2.2.4] 松村天裕: 骨のしくみ・はたらき辞典, 西東社, pp.80-94 (2011)
- [2.2.5] 小川鑛一: イラストで学ぶ介護人間工学, pp.62-63, 東京電機大学出版局, (2008)
- [2.2.6] Lriving P. Herman 著, (齊藤太朗, 高木建次訳): 人体物理学, NTS, pp.68-69 (2009)
- [2.2.7] 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸: 移乗介助操作の計測と腰部負担の評価, バイオメカニズム 16, pp.195-205(2002).
- [2.2.8] 勝平純司, 富田早基, 原口達也ほか: 移乗補助具の使用, 種類, 使用姿位の違いが移乗介助動作時の腰部負担に与える影響, 人間工学, Vol.46(2), pp.157-165 (2010).
- [2.2.9] 瀬尾明彦: 人間工学と産業保健のホームページ,
<http://homepage2.nifty.com/aseo/index.html> (2011).
- [2.2.10] DON B. CHAFFIN : A COMPUTERIZED BIOMECHANICAL MODEL DEVELOPMENT OF AND USE IN STUDYING GROSS BODY ACTIONS, Biomechanics, Vol.2, pp.429-441 (1969)
- [2.2.11] J.M.Morris, D.B.Lucas, B.Bresler : Role of the trunk in stability of the spine, J Bone Joint Surg Am, 43(3), pp.327-351 (1961)
- [2.3.1] 厚生労働省: 平成 22 年国民生活基礎調査, <http://www.mhlw.go.jp/> (2014)
- [2.3.2] 日本整形外科学会, 日本腰痛学会監修: 腰痛診療ガイドライン 2012, 南江堂, pp.12-13, (2012)
- [2.3.3] Richard A. Deyo, James Rainville, Daniel L. Kent, : What can the history and physical examination tell us about low back pain?, JAMA , 268(6), pp.760-765 (1992)
- [2.3.4] 波呂浩孝: 腰椎椎間板ヘルニアの診断と今後の治療体系, 山梨医科学誌 Vol.27 (4),

pp.117-124(2013)

- [2.3.5] 花北順哉：腰椎椎間板ヘルニアをめぐるいくつかの問題点について，脳外誌，Vol.6(10)，
pp.674-681 (1997)
- [2.3.6] 宮本雅史，元文芳和，伊藤博元：腰部脊柱管狭窄症の診断治療，Journal of Nippon
Medical School，Vol.69(6)，pp.583-587 (2002)
- [2.3.7] 菅原淳，井須豊彦，金景成，磯部正則，松本亮司：腰椎分離症・分離すべり症に対する
後方除圧術の検討，Spinal Surgery，Vol.21(2)，pp.137-144 (2007)
- [2.3.8] 田口敏彦，腰椎椎間関節由来の腰痛の病態と治療，日本腰痛会誌，Vol.13(1)，
pp. 31-39 (2007)
- [2.3.9] Akihiko Seo, Satoko Tsuru, Masayuki KAKEHASHI, Fumitaka YOSHINAGA :
A SIMPLE APPARATUS FOR MONITORING USING INCLINOMETER
WORKING POSTURES, 産業医学, Vol.36(6), pp.406-411 (1994)
- [2.3.10] 上原徹，青木一治，友田淳雄，稲田充，松永寛：腰痛治療法判別のための腿挙げ
テストの有用性，日本腰痛学会雑誌，Vol.15(1)，pp.150-156 (2009)
- [2.3.11] 山田勝久，生体力学的環境変化により生じる椎間板組織の変性制御に関する
統合的研究，北海道大学 学位論文，pp.3, (2007)
- [2.3.12] 梅野恭代，石田和宏，佐藤栄修，百町貴彦，吉本尚，柳橋寧：腰椎椎間板ヘルニア
摘出術後早期の症状悪化例における ADL について－Oswestry Disability Index によ
る検討－，日本腰痛学会雑誌，Vol.15(1)，pp.190-196 (2009)
- [2.3.13] 芝田京子，井上喜雄，岩田祥孝，片川準也，藤井涼：腰椎系における椎間板負荷の
非侵襲的な推定法，日本機械学会論文集 C 編，Vol.78(791)，pp.2483-2495 (2012)
- [2.3.14] 宇土博，宇土昌宏：自動座面傾動椅子の腰背部に与える効果に関する研究 I，
日本人間工学会大会講演集，Vol.38spl(0)，pp.578-579 (2002)
- [2.3.15] 大西諭一郎，岩月幸一，吉峰俊樹，梅垣昌士，芳村憲泰，石原正浩，森康輔：
椎間板性腰痛に対するレーザー治療，The Journal of Japan Society for Laser
Medicine，Vol.31(2)，pp.141-145 (2010)
- [2.3.16] 高橋和久，大鳥精司：神経から見た椎間板性腰痛の病態と治療，

CLINICIAN '14 NO. 633, pp.97-102 (2014)

- [2.3.17] 栗原章：職業性腰痛の現状と展望，日本腰痛会誌，日本腰痛会誌，Vol.8(1)，
pp.10-15(2002)
- [2.3.18] 高橋和久：作業関連性腰痛への国際的取組みとわが国の現状，日本腰痛会誌，12(1)，
pp.29-33 (2006)
- [2.3.19] 帖佐悦男，田島直也，松元征徳，黒木浩史，後藤啓輔：職業性腰痛の疫学，
日本腰痛会誌，Vol.7(1)，pp.100-104 (2001)
- [2.3.20] 辻下守弘，永田昌美，甲田宗嗣，田辺暁人：座位作業を主体とした女性従事員の
職業性腰痛と心理・社会的要因および生活習慣との関連性について，*Studies in
nursing and rehabilitation* (2)， pp.89-97 (2009)
- [2.3.21] 山本華代，神代雅晴，衛藤理砂，藤井敦成，赤築秀一郎，鈴木 秀樹：某製造工場にお
ける腰痛と作業姿勢及び生活習慣との関係，*産業衛生学雑誌*，Vol.46(3) pp.78-88
(2004)
- [2.3.22] 岩切一幸，外山みどり，高橋正也ほか：介護者のための腰痛予防マニュアル
ー安全な移乗のためにー，*労働安全衛生研究*，Vol.1(3),pp.255-265(2008).
- [2.3.24] 真嶋由貴恵，堀川淳子，正野逸子，石原逸子：ホームヘルパーの腰痛の実態と腰痛予防
教育のための教材開発，*産業医科大学雑誌*，Vol.26(1),pp.59-74(2004).
- [2.4.1] Waters,T.R., Puts-Anderson,V., Garg,A., Fine,L.J.: Revised NIOSH equation for
design and evaluation of manual lifting tasks, *Ergonomics*, Vol.36 (7), pp.749-776
(1993).
- [2.4.2] Jäger, M. : Lumbar load during one-handed bricklaying, *International journal of
industrial ergonomics*, 8, pp.261-277 (1991).
- [2.4.3] Jäger, M., Luttmann, A.: Assessment of low-back load during manual materials
handling, *Proc. of the 13th triennial Congress of the International Ergonomics
Association*, 4, pp.171-173 (1997).
- [2.5.1] 鈴嶋よしみ：Roland-Morris Disability Questionnaire (RDQ)によるアウトカム評価，
日本腰痛会誌，15(1)，pp.17-22 (2009).

- [2.5.2] Roland M, Morris R : A Study of the natural history of back pain. Part I :
development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain,
Spine, Vol.8, pp.141-144 (1983)
- [2.5.3] Roland M, Fairbank J : The Roland-Morris Disability Questionnaire and the
Oswestry Disability Questionnaire, Spine, Vol.24 pp.3115-3124 (2000)
- [2.5.4] Fujiwara A, Kobayashi N, Saiki K et al : Association of the Japanese Orthopaedic
Association score with the Oswestry Disability Index, Roland-Morris Disability
Questionnaire, and short-form 36. Spine, Vol.28, pp.1601-1607 (2003)
- [2.5.5] Nakamura M, Miyamoto K, Shimizu K : Validation of the Japanese version of the
Roland-Morris Disability Questionnaire for Japanese patients with lumbar spinal
diseases, Spine, Vol.28, pp. 2414-2418 (2003)
- [2.5.6] Suzukamo Y, Fukuhara S, Kikuchi S et al : Committee on Science Project, Japanese
Orthopaedic Association. Validation of the Japanese version of the Roland-Morris
Disability Questionnaire, J Orthop Sci, Vol.8, pp.543-548 (2003)
- [2.5.7] 福原俊一 : RDQ(Roland-Morris Disability Questionnaire) 日本語版マニュアル,
日本腰痛会誌, Vol.15(1), pp.17-22 (2009)
- [2.5.8] 福原俊一, 鈴鴨よしみ, 森田智視, 高橋奈津子, 紺野慎一, 菊地臣一 :
腰痛に関する全国調査, (2003)

第 3 章

- [3.1.1] 田中優介, 福井裕, 川野常夫 : デジタルヒューマン Jack による介護現場の介助者腰部
負担評価法の開発, 人間生活工学, 13(1), pp.55-61 (2012)
- [3.1.2] 厚生労働省 : 介護保険事業状況報告月報 (暫定版) 平成 23 年 10 月,
<http://www.mhlw.go.jp/topics/0103/tp0329-1.html> (2011)
- [3.1.3] 川越雅弘 : 看護師・介護職員の需給予測, 季刊・社会保障研究, 45(3), pp214-228 (2009)
- [3.1.4] 黒田 研二, 張 允楨 : 特別養護老人ホームにおける介護職員の離職意向および離職率に
関する研究, 社会問題研究, 69, pp.15-25 (2011)

- [3.1.5] 岩切一幸, 外山みどり, 高橋正也ほか: 介護者のための腰痛予防マニュアル
—安全な移乗のために—, 労働安全衛生研究, 1(3), pp.255-265 (2008)
- [3.1.6] 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸: 移乗介助操作の計測と腰部負担の評価,
バイオメカニズム 16, pp.195-205 (2002)
- [3.1.7] 勝平純司, 富田早基, 原口達也ほか: 移乗補助具の使用, 種類, 使用姿位の違いが
移乗介助動作時の腰部負担に与える影響, 人間工学, 46(2), pp.157-165 (2010)
- [3.1.8] 前川泰子, 汐崎 陽, 真嶋由貴恵: 看護業務における表面筋電図からの腰部のひねり
動作と筋負荷の関係, 電子情報通信学会論文誌(D), J93-D(11), pp.2538-2547 (2010)
- [3.1.9] SIMENS: <http://www.siemens.com/>, (2014/10/08 アクセス)
- [3.2.1] 持丸正明: デジタルヒューマン技術の最新動向と建設機械への適用可能性,
建設の施工企画, 1, pp.29-33 (2010)
- [3.2.2] 持丸正明: 人間適合設計を支援するデジタルヒューマンの最新動向と福祉応用への展望,
計測と制御, 50(1), pp.4-9 (2011)
- [3.2.3] 寺島正之, Hareesh,P.V.: ユニバーサル視点での住宅設備開発における
デジタルヒューマンの活用, 人間生活工学, 9(1), pp.14-15 (2008)
- [3.2.4] 吉成 哲, 但野 茂: コンピュータマネキンを利用した福祉機器の設計,
シミュレーション, 24(1), pp.32-36 (2005)
- [3.2.5] SIMENS: <http://www.siemens.com/>, (2014/10/08 アクセス)
- [3.2.6] 福井裕: デジタルヒューマンモデルにおける前腕ひねり作業評価の開発,
大阪府立大学博士論文, pp.10-11 (2009)
- [3.2.7] 株式会社電通国際情報サービス: Jack6.1 リリースノート
- [3.3.1] 株式会社電通国際情報サービス: Jack6.1 リリースノート
- [3.3.2] 山本広則: Jack -人体モデリングソフトウェアの概要, 人間生活工学, 11(2),
pp.55-56 (2010)
- [3.3.3] Blanchonette, P.: Jack Human Modeling Tool: A Review, 1-30, DSTO Defense Science
and Technology Organisation, Australia (2010)
- [3.3.4] Du, J.C., Duffy,V.G.: A methodology for assessing industrial workstations using

optical motion capture integrated with digital human models, *Occupational Ergonomics*, 7, pp.11-25 (2007)

- [3.4.1] 奥本泰久, 田中慶和, 藤原武志: 福祉車両における車椅子乗降時の身体負荷解析, 日本機械学会第13回設計工学・システム部門講演会講演論文集, 3-27, pp.495-498 (2003)
- [3.4.2] 奥本泰久, 高森勝之: 介護者の身体負荷を考えた介護用ベッドの研究, 日本機械学会講演論文集, 055-1, pp.349-350 (2005)
- [3.4.3] Etienne Grandjean (中迫勝, 石橋富和 訳): 産業人間工学, pp.62-125, 啓学出版, (1992)
- [3.4.4] 勝平純司, 富田早基, 原口達也ほか: 移乗補助具の使用, 種類, 使用姿位の違いが移乗介助動作時の腰部負担に与える影響, *人間工学*, 46(2), pp.157-165 (2010)

第4章

- [4.1.1] 高橋和久: 作業関連性腰痛への国際的取組みとわが国の現状, *日本腰痛会誌*, Vol.12(1), pp.29-33(2006).
- [4.1.2] 萱岡道泰, 伊地知正光: 製造業を中心とした企業関連施設における腰痛の現状と対策, *日本腰痛会誌*, Vol.7(1), pp.94-99(2001).
- [4.1.3] 山本華代, 神代雅晴, 衛藤理沙ほか: 某製造工場における腰痛と作業姿勢及び生活習慣との関係, *産業衛生学雑誌*, Vol.46, pp.78-88(2004).
- [4.1.4] 帖佐悦男, 田島直也, 松元征徳ほか: 職業性腰痛の疫学, *日本腰痛会誌*, Vol.7(1), pp.100-104(2001).
- [4.1.5] 岩切一幸, 外山みどり, 高橋正也ほか: 介護者のための腰痛予防マニュアルー安全な移乗のためにー, *労働安全衛生研究*, Vol.1(3), pp.255-265(2008).
- [4.1.6] 真嶋由貴恵, 堀川淳子, 正野逸子, 石原逸子: ホームヘルパーの腰痛の実態と腰痛予防教育のための教材開発, *産業医科大学雑誌*, Vol.26(1), pp.59-74(2004).
- [4.1.7] 栗原 章: 職業性腰痛の現状と展望, *日本腰痛会誌*, Vol.8(1), pp.10-15(2002).
- [4.1.8] 伊藤秀一, 清水英臣, 野村明美ほか: 負荷評価のための脊柱構造に着目した人体モデルの構築, *情報処理学会研究報告*, Vol.146(34), pp.199-204(2008).

- [4.1.9] 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸: 移乗介助操作の計測と腰部負担の評価,
バイオメカニズム 16, pp.195-205(2002).
- [4.1.10] 勝平純司, 富田早基, 原口達也ほか: 移乗補助具の使用, 種類, 使用姿位の違いが
移乗介助動作時の腰部負担に与える影響, 人間工学, Vol.46(2), pp.157-165 (2010).
- [4.1.11] 前川泰子, 汐崎 陽, 真嶋由貴恵: 看護業務における表面筋電図からの腰部のひねり動
作と筋負荷の関係, 電子情報通信学会論文誌(D), J93-D(11), pp.2538-2547 (2010).
- [4.1.12] 徳山和宏, 藤村昌彦, 奈良 勲: 質量不明の重量物持ち上げにおける脊柱起立筋の活
動 - 筋電学的研究 -, 理学療法科学, Vol.17(4), pp.233-236(2002).
- [4.1.13] 長谷川 聡, 佐原 理, 長谷川 旭, 田川 隆博, 尾崎 志津子:
タブレット端末の教育利用: 名古屋文理大学における iPad 導入, ヒューマンインタ
フェース学会誌, Vol.12(4), pp.245-252(2010).
- [4.1.14] 衛藤 敦, 今田晃一, 鈴木賢男, 中本敬子: 教員養成課程における情報基礎教育の
カリキュラム改善の検討 (3) - 学生の状況の変化の分析と今後の課題 -,
「教育学部紀要」文教大学教育学部, 第 44 集, pp.155-165 (2010).
- [4.1.15] 本多一彦: モバイル機器の変遷から情報教育機器としての iPad を考察する,
名古屋文理大学紀要, 第 11 号, pp.97-104(2011).
- [4.1.16] 松本卓子, 神崎正人, 網木 学ほか: 手術所見と対比した各種 3 次元画像構築法の
比較, 日本呼吸器外科会誌, Vol.25(4), pp.356-362(2011).
- [4.1.17] 杉山祝子, 中塔辰明, 浦上経子ほか: タブレット型携帯端末とオンラインストレージ
サービスを用いた糖尿病教育システムの構築, 糖尿病, Vol.54(11), pp.851-855 (2011).
- [4.1.18] 飯山辰之介: 情報経営の極意 2, スマートフォンで業務改善,
NIKKEI BUSINESS, 2011.2.28, pp.74-77(2011).
- [4.2.1] 田中優介, 福井裕, 川野常夫: タブレット PC のモバイル性を活かした現場作業用
「腰痛判定カメラ」の開発, モバイル学会, vol2(2), pp.31-37 (2012).
- [4.2.2] Waters, T.R., Putz-Anderson, V., Garg, A., Fine, L.J.: Revised NIOSH equation for
design and evaluation of manual lifting tasks, Ergonomics, Vol.36 (7),
pp.749-776 (1993).

- [4.2.3] 奥本泰久, 中馬越幸次: バーチャルヒューマンモデルと感性工学による溶接の作業性評価, 溶接学会論文集, Vol.21(2), pp.234-242(2003).
- [4.2.4] 山本広則: Jack -人体モデリングソフトウェアの概要, 人間生活工学, Vol.11(2), pp.55-56(2010).
- [4.3.1] 田中優介, 福井裕, 川野常夫: タブレット PC の拡張機能, 平成 24 年度日本人間工学会関西支部大会, p.109-112 (2012)
- [4.3.2] Jäger, M., Luttmann, A.: Assessment of low-back load during manual material handling, Proc. of the 13th triennial Congress of the International Ergonomics Association, 4, pp.171-173 (1997).
- [4.4.1] 田中優介, 福井裕, 川野常夫: タブレット PC を用いた作業姿勢改善指導ツールの開発, 第 8 回応用福祉工学シンポジウム, pp.41-44 (2013)
- [4.4.2] Y.Tanaka, T.Kawano and Y.Fukui: Development of a biomechanical diagnostic camera for consulting of occupational low back pain using a tablet PC, Proc. of 2nd International Digital Human Modeling Symposium, in Ann Arbor, Michigan, dhm2013_submission_84, pp.1-7 (2013).
- [4.5.1] 田中優介, 川野常夫, 福井裕: 作業姿勢に基づいた腰痛判定カメラの開発ー腰痛経験者のための発症基準の導出ー, 人間工学, 第 50 巻, 特別号, pp.408-409 (2014)
- [4.5.2] 篠原晶子, 池田章子, 矢部嘉浩: 当院における「腰痛クリニック」の長期的治療成績, 日本腰痛会誌, 14(1), pp.102-107 (2008)
- [4.5.3] 富岡公子, 松永一郎: 大阪府内新設介護老人福祉施設における筋骨格系障害の実態ー施設責任者の把握状況とアンケート調査による職員の訴えー, 産衛誌, 49, pp.216-222 (2007)
- [4.5.4] 鈴嶋よしみ: Roland-Morris Disability Questionnaire (RDQ)によるアウトカム評価, 日本腰痛会誌, 15(1), pp.17-22 (2009).

[4.5.5] 藤村宜史, 武田正則, 浅田史成ほか: 多施設共同研究による病棟勤務看護師の腰痛実態調査, 日本職業・災害医学会会誌, Vol.60, No.2, pp.91-96 (2012).

[4.5.6] 福原 俊一, 鈴鴨 よしみ, 森田 智視: 腰痛に関する全国調査, 日本整形外科学会, pp.15-18 (2003).

第 5 章

[5.1.1] 福井裕, 川野常夫, 田中優介: スマートフォンによる作業中の個人向け腰痛アラートシステムの開発, モバイル学会誌, Vol3(1), pp.7-12(2013)

[5.2.1] Waters,T.R., Puts-Anderson,V., Garg,A., Fine,L.J.: Revised NIOSH equation for design and evaluation of manual lifting tasks, Ergonomics, Vol.36 (7), pp.749-776 (1993).

[5.3.1] The Wall Street Journal: Key Kinect Technology Devised in Cambridge Lab,
<http://blogs.wsj.com/tech-europe/2010/11/08/key-kinect-technology-devised-in-bridge-lab/#>

研究業績

査読付き論文

1. 田中優介, 福井 裕, 川野常夫: デジタルヒューマン Jack による介護現場の介助者腰部負担評価法の開発, 人間生活工学, Vol.13(1), pp.55-61 (2012)
2. 田中優介, 福井 裕, 川野常夫: タブレット PC のモバイル性を活かした現場作業用「腰痛判定カメラ」の開発, モバイル学会誌, Vol.2(2), pp.31-37 (2012)
3. 福井 裕, 川野常夫, 田中優介: スマートフォンによる作業中の個人向け腰痛アラームシステムの開発, モバイル学会誌, Vol.3(1), pp.7-12 (2013)

国際会議

1. Y.Tanaka, T.Kawano and Y.Fukui: Development of a biomechanical diagnostic camera for consulting of occupational low back pain using a tablet PC, Proc. of 2nd International Digital Human Modeling Symposium, in Ann Arbor, Michigan, dhm2013_submission_84, pp.1-7 (2013)

国内会議

1. 田中優介, 福井 裕, 川野常夫: デジタルヒューマン"Jack"による介護動作の力学的負担評価, 産技研技術フォーラム 第5回応用福祉工学シンポジウム, pp.17-21 (2010)
2. 田中優介, 福井 裕, 西田修三, 川野常夫: デジタルヒューマン"Jack"による移乗介助動作の腰部負担評価, 平成 22 年度 日本人間工学会関西支部大会, pp.149-152(2010)
3. 田中優介, 福井 裕, 西田修三, 川野常夫: デジタルヒューマン Jack による介護される人の腰部圧迫力の評価, 平成 23 年度 日本人間工学会関西支部大会, pp.49-52. (2011)
4. 田中優介, 福井 裕, 川野常夫: iPad のモバイル性を活かした現場作業用「腰痛判定カメラ」の開発, モバイル学会, シンポジウム「モバイル'12」研究論文集, pp.21-26 (2012)

5. 田中優介, 福井 裕, 川野常夫: タブレット PC を用いた腰痛判定カメラの機能拡張,
平成 24 年度 日本人間工学会関西支部大会, pp.109-112 (2012)
6. 田中優介, 福井 裕, 川野常夫: タブレット PC を用いた作業姿勢改善指導ツールの開
発, 第 8 回 応用福祉工学シンポジウム, pp.41-44 (2013)
7. 田中優介, 川野常夫, 福井 裕: 作業姿勢に基づいた腰痛判定カメラの開発
ー 腰痛経験者のための発症基準の導出 ー, 日本人間工学会第 55 回大会, 人間工学,
第 50 巻, 特別号, pp.408-409 (2014)

謝辞

本研究の遂行にあたり、終始変わらぬご指導、御配慮を頂きました摂南大学理工学部機械工学科、川野常夫教授、摂南大学理工学部、福井裕特任技師に心から深甚なる謝意を表します。

また、摂南大学理工学部電気電子工学科、井上雅彦教授、摂南大学理工学部住環境デザイン学科、森山正和教授には本論文の副査をお引き受けいただき、本論文の問題点について詳細なご指摘、ご指導をいただきました。ここに深く御礼申し上げます。本研究の遂行にあたり、実験補助としてご協力を賜った、当時摂南大学大学院生、南部洋貴氏、水谷勝一氏、北川貴博氏、重久拓司氏、田上昇氏には深く感謝の意を表します。また、実験被験者としてご協力を賜った摂南大学理工学部 機械工学科 人間工学研究室の皆様、知的システム研究室の皆様に深く感謝いたします。

付録 1 患者報告アウトカム

付録 1.1 Oswestry Disability Index (ODI) [1.1.1]

Oswestry Disability Index (以下 ODI)は、1976 年、慢性腰痛患者を対象に開発され、人間が歩行、入浴、衣服の着脱、排泄、食事などの日常生活における基本的な動作である Activities of Daily Living(ADL)の障害の程度を評価する。1980 年に Version1.0 として報告され、2000 年に version2.0 (図 1.1.1–1.1.3) が報告されている[1.1.2]。また、前節で述べた RDQ と同じ PRO 指標としての評価法の一つであり、RDQ と共に世界的に用いられてきた[2.5.3]。

ODI の評価方法として図 1.1.1 より、1~10 までの各セクションの質問に対し、6 段階の選択肢から回答する。重傷度が増すほど高い点数 (0~5 点) が与えられる。ODI の得点の算出法は、各セクションの合計得点を満点である 50 で割り、%で表現する。重傷度が増すほど ODI スコアは高くなる。未回答セクションに関しては、未回答セクションの数を 5 倍したものを 50 から減じたもので合計得点を割ることとする。

ODI の妥当性の検証に関しては、数多くの報告がある。オリジナルの英語版は、痛みのスケールである VAS や McGill PainQuestionnaire との相関を示し、RDQ を含む他の腰痛疾患評価法 (the Pain DisabilityIndex, the Low Back Outcome Scale, the Aberdeen score) とも十分な相関を呈している。日本語版 ODI も日本語版 RDQ ($r=0.785$) や JOA スコア ($-r=0.647$) ともよく相関している[1.1.3]。ODI は睡眠や社会生活などのセクションを設けているので、代表的な健康関連 QOL 評価法で 信頼性の検証に関し、日本語版 ODI ではその内的一貫性を表すクロンバックの α 係数は 0.83—0.944[2.5.11]と高く、オリジナルに劣らない値を示している。再現性の検証に関しても、24 時間のインターバルで相関係数は 0.93 と十分な再現性も示している。

以下のアンケートに答えてください。これらは、腰の痛み (あるいは足の痛み) が、あなたの日常生活にどのように影響しているかを知るためのものです。すべてのアンケートに答えてください。それぞれの項目の中で、もっともあなたの状態に近いものを選んで、番号を○でかこんでください。

1: 痛みの強さ

0. 今のところ、痛みはまったくない。
1. 今のところ、痛みはとても軽い。
2. 今のところ、中くらいの痛みがある。
3. 今のところ、痛みは強い。
4. 今のところ、痛みはとても強い。
5. 今のところ、想像を絶するほどの痛みがある。

図 1.1.1 日本語版 Oswestry Disability Index 2.0 [1.1.1]

<p>2:身の回りのこと (洗顔や着替えなど)</p> <p>0. 痛みなく、普通に身の回りのことができる。</p> <p>1. 身の回りのことは普通にできるが、痛みがでる。</p> <p>2. 身の回りのことはひとりでできるが、痛いので時間がかかる。</p> <p>3. 少し助けが必要だが、身の回りのほとんどのことは、どうにかひとりでできる。</p> <p>4. 身の回りのほとんどのことを、他のひとに助けられている。</p> <p>5. 着替えも洗顔もできず、寝たきりである。</p>
<p>3:物を持ち上げること</p> <p>0. 痛みなく、重いものを持ち上げることができる。</p> <p>1. 重いものを持ち上げられるが、痛みが出る。</p> <p>2. 床にある重いものは痛くて持ち上げられないが、(テーブルの上などにあり)持ちやすくなっていれば、重いものでも持ち上げられる。</p> <p>3. 重いものは痛くて持ち上げられないが、(テーブルの上などにあり)持ちやすくなっていれば、それほど重くないものは持ち上げられる。</p> <p>4. 軽いものしか持ち上げられない。</p> <p>5. 何も持ち上げられないか、持ち運びもできない。</p>
<p>4:歩くこと</p> <p>0. いくら歩いても痛くない。</p> <p>1. 痛みのため、1 Km 以上歩けない。</p> <p>2. 痛みのため、500 m 以上歩けない。</p> <p>3. 痛みのため、100 m 以上歩けない。</p> <p>4. つえや松葉づえなしでは歩けない。</p> <p>5. ほとんどとこの中で過ごし、歩けない。</p>
<p>5:座ること</p> <p>0. どんないすにでも、好きなだけ座っていられる。</p> <p>1. 座りごこちの良いいすであれば、いつまでも座っていられる。</p> <p>2. 痛みのため、1時間以上は座ってられない。</p> <p>3. 痛みのため、30分以上は座ってられない。</p> <p>4. 痛みのため、10分以上は座ってられない。</p> <p>5. 痛みのため、座ることができない。</p>
<p>6:立っていること</p> <p>0. 痛みなく、好きなだけ立っていられる。</p> <p>1. 痛みはあるが、好きなだけ立っていられる。</p> <p>2. 痛みのため、1時間以上は立ってられない。</p> <p>3. 痛みのため、30分以上は立ってられない。</p> <p>4. 痛みのため、10分以上は立ってられない。</p> <p>5. 痛みのため、立ってられない。</p>
<p>7:睡眠</p> <p>0. 痛くて目をさますことはない。</p> <p>1. ときどき、痛くて目をさますことがある。</p> <p>2. 痛みのため、6時間以上はねむれない。</p> <p>3. 痛みのため、4時間以上はねむれない。</p> <p>4. 痛みのため、2時間以上はねむれない。</p> <p>5. 痛みのため、ねむることができない。</p>

図 1.1.2 日本語版 Oswestry Disability Index 2.0 [1.1.1]

<p>8：性生活（関係あれば）</p> <p>0. 性生活はいつもどおりで、痛みはない。 1. 性生活はいつもどおりだが、痛みがでる。 2. 性生活はほぼいつもどおりだが、かなり痛む。 3. 性生活は、痛みのためにかなり制限される。 4. 性生活は、痛みのためにほとんどない。 5. 性生活は、痛みのためにまったくない。</p>
<p>9：社会生活（仕事以外での付き合い）</p> <p>0. 社会生活はふつうで、痛みはない。 1. 社会生活はふつうだが、痛みが増す。 2. スポーツなどのように、体を動かすようなものをのぞけば、社会生活に大きな影響はない。 3. 痛みのため社会生活は制限され、あまり外出しない。 4. 痛みのため、社会生活は家の中だけに限られる。 5. 痛みのため社会生活はない。</p>
<p>10：乗り物での移動</p> <p>0. 痛みなくどこへでも行ける。 1. どこへでも行けるが、痛みが出る。 2. 痛みはあるが、2時間程度なら乗り物に乗ってられる。 3. 痛みのため、1時間以上は乗ってられない。 4. 痛みのため、30分以上は乗ってられない。 5. 痛みのため、病院へ行くとき以外は乗り物には乗らない。</p>

図 1.1.3 日本語版 Oswestry Disability Index 2.0 [1.1.1]

参考文献

- [1.1.1] 藤原淳，野原裕：Oswestry Disability Index -日本語版について-，日本腰痛会誌，Vol.15 pp.11-16 (2009)
- [1.1.2] Fairbank JC，Pynsent PB：The Oswestry Disability Index，Spine Vol.25 pp.2940-2953 (2000)
- [1.1.3] Hashimoto H，Komagata M，Nakai O，et al：Discriminative validity and responsiveness of the Oswestry Disability Index among Japanese outpatients with lumbar conditions，Eur Spine J，Vol.15，pp.1645-1650 (2006)

付録 1.2 Japan Low back pain Evaluation Questionnaire (JLEQ) [1.2.1]

Japan Low back pain Evaluation Questionnaire (以下 JLEQ)は、日本で開発された QOL 評価法の一つであり (図 1.2.1-1.2.4), 腰痛による日常生活障害だけでなく, 心理面をも反映する QOL を評価するものとして位置づけられている [1.2.1].

JLEQ は痛みの程度を評価する visual analog scale (以下 VAS) に加えて, 生活環境において慢性腰痛症患者が経験している痛み, 日常生活の状態, 普段の活動運動機能, 健康・精神状態などの 30 の設問で構成されており, VAS を除く各設問に対する最もよい状態を選択した場合を 0 点, 最も重症の状態を選択した場合を 4 点として 0~4 までの 5 つ選択肢の中から回答する. 総点を JLEQ スコア点とし, 満点は 120 点である [1.2.3]. また, Sirado ら [1.2.2] の報告によればは JLEQ と RDQ の相関が高く, JLEQ の有用性を示している.

腰の状態についての質問票

I. 次の線は「あなたの腰の痛みの程度」をおたずねするものです。

左の端を「痛みなし」、右の端を「これまでに経験したもっとも激しい痛み」としたとき、

この数日間のあなたの痛みの程度はどのあたりでしょうか。線の上で、このあたりと思われるところに X を付けてください。



II. この「数日間のあなたの腰の痛み」についてお聞きます。

最も近い回答を 1 つ選び、□に✓をつけてください。

1. この数日間、**あお向けで寝ているとき**腰が痛みますか。

痛くない 少し痛い 中程度痛い かなり痛い ひどく痛い

2. この数日間、**朝、起きて動き出すとき**腰が痛みますか。

痛くない 少し痛い 中程度痛い かなり痛い ひどく痛い

3. この数日間、**椅子に腰かけているとき**腰が痛みますか。

痛くない 少し痛い 中程度痛い かなり痛い ひどく痛い

図 1.2.1 腰痛症患者機能評価質問表 [1.2.1]

4. この数日間、立ち上がるときやしゃがみこむとき腰が痛みますか。

痛くない 少し痛い 中程度痛い かなり痛い ひどく痛い

5. この数日間、立っているとき腰が痛みますか。

痛くない 少し痛い 中程度痛い かなり痛い ひどく痛い

6. この数日間、前かがみになるとき腰が痛みますか。

痛くない 少し痛い 中程度痛い かなり痛い ひどく痛い

7. この数日間、腰をそらすとき腰が痛みますか。

痛くない 少し痛い 中程度痛い かなり痛い ひどく痛い

Ⅲ. この「数日間のあなたの腰痛による生活上の問題」についておききます。
最も近い回答を1つ選び、□に✓をつけてください。

8. この数日間、同じ姿勢を続けるのはどの程度つらいですか。

つらくはない 少しつらい ととき姿勢を
変えないとつら
い しばしば姿勢を
変えないとつら
い つねにつらく
て、じっとして
られない

9. この数日間、腰痛のため、寝返りなどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

10. この数日間、腰痛のため、朝、起き上がるのはどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

11. この数日間、腰痛のため、からだを動かすのはどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

12. この数日間、腰痛のため、椅子や洋式トイレからの立ち上がりがどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

13. この数日間、腰痛のため、階段の昇り降りなどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

14. この数日間、腰痛のため、クツ下やストッキングをはくのはどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

15. この数日間、腰痛のため、スポンやパンツの上げ下ろしはどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

16. この数日間、腰痛のため、床にある3~4キログラム(1升ビン2本、または2リットル入りのペットボトル2本)程度のもを持ち上げよとするのはどの程度困難ですか。

困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難

図 1.2.2 腰痛症患者機能評価質問表[1.2.1]

17. この数日間、腰痛のため、**腰を捻って後ろのものをとろうとする**のはどの程度困難ですか。
- 困難はない 少し困難 中程度困難 かなり困難 ひどく困難
18. この数日間、腰痛のため、**戸外を歩くのがどの程度に制限**されていますか。
- 1時間以上歩ける 30分程度は歩ける 10～15分程度しか歩けない 2、3分程度しか歩けない ほとんど戸外を歩けない
19. この数日間、腰痛のため、**簡単な作業や家事(ものを片づける、食事に準備をするなど)**はどの程度つらいですか。
- つらくない 少しつらい 中程度つらい かなりつらい ひどくつらい
20. この数日間、腰痛のため、**負担のかかる作業や家事(重いものを運ぶ、家の外の掃除など)**はどの程度つらいですか。
- つらくない 少しつらい 中程度つらい かなりつらい ひどくつらい
21. この数日間、腰痛のため、**横になって休みたい**と思いましたが
- 思わなかった たまに思った ときどき思った しばしば思った いつも思っていた
22. この数日間、腰痛のため、**仕事や学校、ふだんの作業や家事を差しひかえたい**と思いましたが。
- 思わなかった たまに思った ときどき思った しばしば思った いつも思っていた
23. この数日間、腰痛のため、**夜よく眠れない**ことがありましたか。
- 腰痛のためによく眠れないことがなかった 一晩ほどよく眠れないことがあった よく眠れるときと眠れないときが半々だった よく眠れないときの方が多かった 毎晩のようによく眠れなかった
24. この数日間の腰の状態からみて、**遠くへの外出はむずかしい**と思いますか。
- むずかしくないと思う 少しむずかしいと思う 中程度むずかしいと思う かなりむずかしいと思う 全く無理だと思う

IV. この1か月間の状態について、お聞きします。

最も近い回答を1つ選び、に✓をつけて下さい。

25. この1か月間、腰痛のため、**近所への外出を差しひかえたり**しましたか。
- 差しひかえることはなかった 1、2回差しひかえた ときどき差しひかえた しばしば差しひかえた 全く外出しなかった
26. この1か月間、腰痛のため、**ふだんしていること(友人とのつきあい、スポーツ活動、趣味活動など)**を制限しましたか。
- 制限しなかった 少し制限した 半分程度制限した かなり制限した 全くやめていた
27. この1か月間、腰痛のため、**職場や学校を休日以外に休んだり、ふだんしている家事を休んだり**しましたか。
- 休まなかった 1～3日休んだ 数日以上休んだ 半分程度休んだ ほとんど休んだ

図 1.2.3 腰痛症患者機能評価質問表[1.2.1]

28. この1か月間、腰痛のため**気分がすぐれない**ことがありましたか。

- 気分がすぐれないことはなかった
 たまに気分がすぐれなかった
 とどき気分がすぐれなかった
 気分がすぐれないときが多かった
 つねに気分がすぐれなかった

29. この1か月間、腰痛はあなたの**精神状態に悪く影響**していると思いますか。

- 全く影響はない
 少し悪い影響がある
 中程度悪い影響がある
 かなり悪い影響がある
 ひどく悪い影響がある

30. この1か月間、腰痛はあなたの**健康状態に悪く影響**していると思いますか。

- 全く影響はない
 少し悪い影響がある
 中程度悪い影響がある
 かなり悪い影響がある
 ひどく悪い影響がある

JLEQ採点表

I 「痛みの程度」は、直線上の左端から×印までの距離をミリメートル単位で計測して下さい。

直線の長さは印刷により 10cm に一致しないことがあります。その場合には、左端から右端までの距離を計測して補正して下さい。

II、III、IV 設問 1 から 30 までの各質問項目について、

最も軽症の選択肢を 0、最も重症の選択肢 4 とし、中間の選択肢には症状の重症度に応じてそれぞれ 1、2、3 の数値をあてはめます。

✓ がつけられた選択肢に該当する数値の総点を計算して下さい。

痛みの程度/直線長	() mm / () mm
-----------	-------------------------------

設問	評点		
1		16	
2		17	
3		18	
4		19	
5		20	
6		21	
7		22	
8		23	
9		24	
10		25	
11		26	
12		27	
13		28	
14		29	
15		30	
小計		小計	
		総計	

図 1.2.4 腰痛症患者機能評価質問表[1.2.1]

参考文献

- [1.2.1] 白土修, 土肥徳秀, 赤居正美, 藤野圭司, 星野雄一, 岩谷力, : 疾患特異的・患者立脚型慢性腰痛症患者機能評価尺度 : JLEQ (Japan Low back pain Evaluation Questionnaire), 日本腰痛会誌, Vol.13(1), pp.225-235 (2007)
- [1.2.2] Shirado O, Doi T, Akai M, et al. : Multicenter randomized controlled trial to evaluate the effect of home-based exercise on patients with chronic low back pain, Spine, Vol.35(17), pp.811-819 (2010)
- [1.2.3] 旭竜馬, 藤田博暁, 新井智之, 丸谷康平, 中濱正利, 前原邦彦 : 要支援・要介護高齢者における慢性腰痛保持者の QOL と日常生活動作・運動機能の関係, 理学療法科学, Vol.29(5), pp.815-819 (2014)

付録 2 腰痛判定カメラのプログラム

この節では、第 4 章で開発した腰痛判定カメラについての、フローチャートとソースコードを示す。

付録 2.1 椎間板圧迫力推定フローチャート

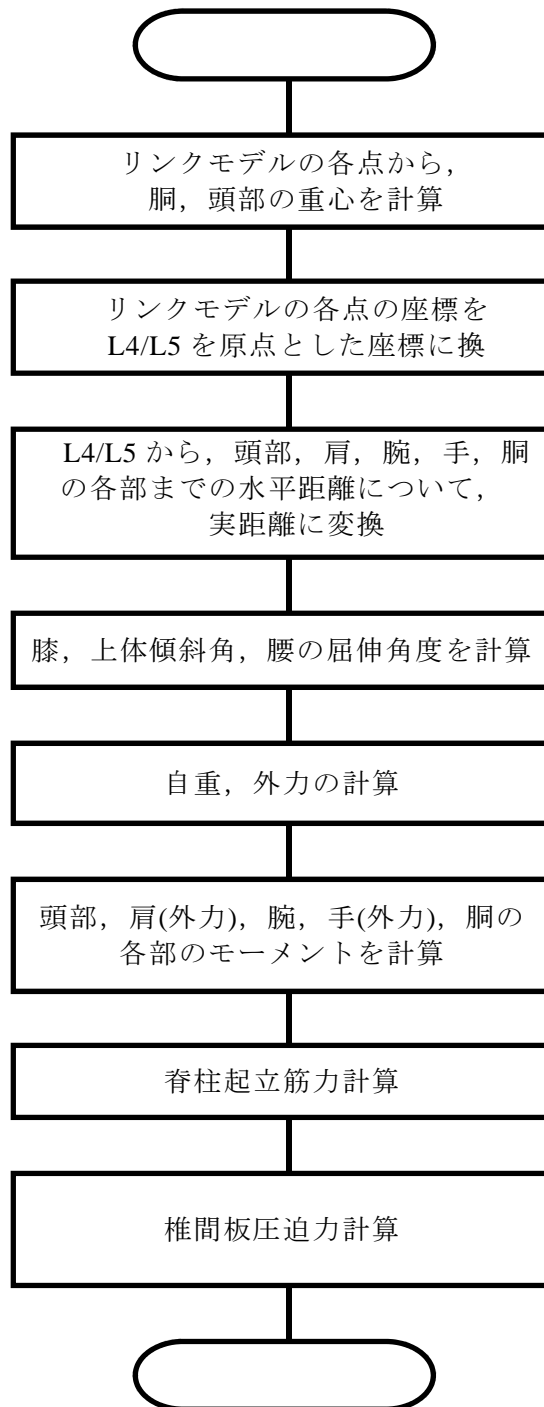


図 2.1 椎間板圧迫力の推定フローチャート

付録 2.2 椎間板圧迫力推定プログラム

```
public function Compute(linkModel:LinkModel, height:int, weight:int, handLoad:int, shoulderLoad:int, age:int,
gender:int, id:int):Object
{
    _height = height;
    _weight = weight;
    _handLoad= handLoad;
    _shoulderLoad= shoulderLoad;
    _age = age;
    _gender = gender;
    _id = id;

    // 計算処理

    // 体幹の重心を計算する(腰と肩の中点)
    var vectorWS:Point =
    new Point(linkModel.Positions[PointType.SHOULDER].x - linkModel.Positions[PointType.L4L5].x
    linkModel.Positions[PointType.SHOULDER].y - linkModel.Positions[PointType.L4L5].y);
    linkModel.Positions[PointType.BODY_CENTER] =
    new Point(linkModel.Positions[PointType.L4L5].x +
    vectorWS.x / 2.0, linkModel.Positions[PointType.L4L5].y + vectorWS.y / 2.0);

    //頭の重心の重心計算
    var vectorES:Point =
    new Point(linkModel.Positions[PointType.HEAD_TOP].x - linkModel.Positions[PointType.SHOULDER].x,
    linkModel.Positions[PointType.HEAD_TOP].y - linkModel.Positions[PointType.SHOULDER].y);
    linkModel.Positions[PointType.HEAD_CENTER] =
    new Point(linkModel.Positions[PointType.SHOULDER].x + (vectorES.x / 3.0) * 2,
    linkModel.Positions[PointType.SHOULDER].y + (vectorES.y / 3.0) * 2);
    var cPositions:Array = new Array(PointType.LENGTH); // 数学の座標系に変換したポイント

    // 原点の位置を左下に変える
    var ymax:Number = 0;
    for(var i:int=0; i < PointType.LENGTH; i++)
    {
        if(ymax > linkModel.Positions[i].y) {ymax = linkModel.Positions[i].y;}
    }
    for(var j:int=0; j < PointType.LENGTH; j++)
    {
        cPositions[j] = new Point(linkModel.Positions[j].x, ymax/*sprite.screen.height*/ - linkModel.Positions[j].y);
    }
    var vPositions:Array = new Array(PointType.LENGTH); // 腰を原点した座標に変換

    // ベクトル(足首のみ足首から膝へのベクトル, それ以外は腰から各関節へのベクトル)
    vPositions[PointType.HEAD_TOP] =
    new Point(cPositions[PointType.HEAD_TOP].x - cPositions[PointType.SHOULDER].x,
    cPositions[PointType.HEAD_TOP].y - cPositions[PointType.SHOULDER].y);
```

```

vPositions[PointType.HEAD_CENTER] =
    new Point(cPositions[PointType.HEAD_CENTER].x - cPositions[PointType.L4L5].x,
              cPositions[PointType.HEAD_CENTER].y - cPositions[PointType.L4L5].y);
vPositions[PointType.SHOULDER] =
    new Point(cPositions[PointType.SHOULDER].x - cPositions[PointType.L4L5].x,
              cPositions[PointType.SHOULDER].y - cPositions[PointType.L4L5].y);
vPositions[PointType.BODY_CENTER] =
    new Point(cPositions[PointType.BODY_CENTER].x - cPositions[PointType.L4L5].x,
              cPositions[PointType.BODY_CENTER].y - cPositions[PointType.L4L5].y);
vPositions[PointType.ELBOW] =
    new Point(cPositions[PointType.ELBOW].x - cPositions[PointType.L4L5].x,
              cPositions[PointType.ELBOW].y - cPositions[PointType.L4L5].y);
vPositions[PointType.HAND] =
    new Point(cPositions[PointType.HAND].x - cPositions[PointType.L4L5].x,
              cPositions[PointType.HAND].y - cPositions[PointType.L4L5].y);
vPositions[PointType.L4L5] =
    new Point(cPositions[PointType.L4L5].x - cPositions[PointType.HIP].x,
              cPositions[PointType.L4L5].y - cPositions[PointType.HIP].y);
vPositions[PointType.HIP] =
    new Point(cPositions[PointType.HIP].x - cPositions[PointType.L4L5].x,
              cPositions[PointType.HIP].y - cPositions[PointType.L4L5].y);
vPositions[PointType.KNEE] =
    new Point(cPositions[PointType.KNEE].x - cPositions[PointType.HIP].x,
              cPositions[PointType.KNEE].y - cPositions[PointType.HIP].y);
vPositions[PointType.ANKLE] =
    new Point(cPositions[PointType.KNEE].x - cPositions[PointType.ANKLE].x,
              cPositions[PointType.KNEE].y - cPositions[PointType.ANKLE].y);

// 膝から踵までの距離
var ankle:Number = MathEx.VectorLength(vPositions[PointType.ANKLE]);

vPositions[PointType.HEAD_TOP] =
    new Point(cPositions[PointType.HEAD_TOP].x - cPositions[PointType.L4L5].x,
              cPositions[PointType.HEAD_TOP].y - cPositions[PointType.L4L5].y);
vPositions[PointType.KNEE] =
    new Point(cPositions[PointType.KNEE].x - cPositions[PointType.HIP].x,
              cPositions[PointType.KNEE].y - cPositions[PointType.HIP].y);

var realHeight:Number = height;
var realWeight:Number = weight;
var loadHand:Number = handLoad;
var loadShoulder:Number = shoulderLoad;

// 実距離の計算 (X方向のみ)
var calibration:Calibration = new Calibration();
var cal:Number = calibration.Cal(realHeight, ankle, age, gender);
var ratio:Number = cal;
var realHeadCenterX:Number = vPositions[PointType.HEAD_CENTER].x * ratio;
var realShoulderX:Number = vPositions[PointType.SHOULDER].x * ratio;
var realBodyCenterX:Number = vPositions[PointType.BODY_CENTER].x * ratio;

```

```

var realElbowX:Number = vPositions[PointType.ELBOW].x * ratio;
var realHandX:Number = vPositions[PointType.HAND].x * ratio;

// 膝の屈伸角度
var pShoulder:Point =
    new Point(cPositions[PointType.SHOULDER].x - cPositions[PointType.HIP].x,
              cPositions[PointType.SHOULDER].y - cPositions[PointType.HIP].y);

// 上体の前傾角度（直立から前傾角度）
var vTemp:Point = new Point(0, 1); // 腰から真上に向かう単位ベクトル
var angleBody:Number = MathEx.Rad2Deg(MathEx.AngleBetween(pShoulder, vTemp));

// 腰の屈伸角度
var angleWaist:Number = MathEx.Rad2Deg(MathEx.AngleBetween(vPositions[PointType.KNEE], pShoulder));

// 各身体部分の自重
var hw:Number = realWeight * 0.069;
var bw:Number = realWeight * 0.31;
var aw:Number = realWeight * 0.098;

// 自重計算
var uw:Number = hw * MathEx.G * Math.cos(MathEx.Deg2Rad(angleBody)) +
    aw * MathEx.G * Math.cos(MathEx.Deg2Rad(angleBody)) +
    bw * MathEx.G * Math.cos(MathEx.Deg2Rad(angleBody));

// 負荷の計算
var load:Number = loadShoulder * MathEx.G * Math.cos(MathEx.Deg2Rad(angleBody)) +
    loadHand * MathEx.G * Math.cos(MathEx.Deg2Rad(angleBody));

// L4/L5 回りのモーメント計算
var m1:Number = hw * MathEx.G * Math.abs(realHeadCenterX);
var m2:Number = bw * MathEx.G * Math.abs(realBodyCenterX);
var m3:Number = aw * MathEx.G * Math.abs(realElbowX);
var m4:Number = loadHand * MathEx.G * Math.abs(realHandX);
var m5:Number = loadShoulder * MathEx.G * Math.abs(realShoulderX);
var moment:Number = m1 + m2 + m3 + m4 + m5;

// 脊柱起立筋力の計算
var fm:Number = moment / 0.05;

// 椎間板圧迫力の計算
var fcNewton:Number = Math.abs(uw + load + fm * fa);
var fcKg:Number = fcNewton / MathEx.G;
var fc:Object = new Object();
fc.newton = fcNewton;
fc.kg = fcKg;

return fc;
}

```


付録 2.3 椎間板圧迫力評価フローチャート

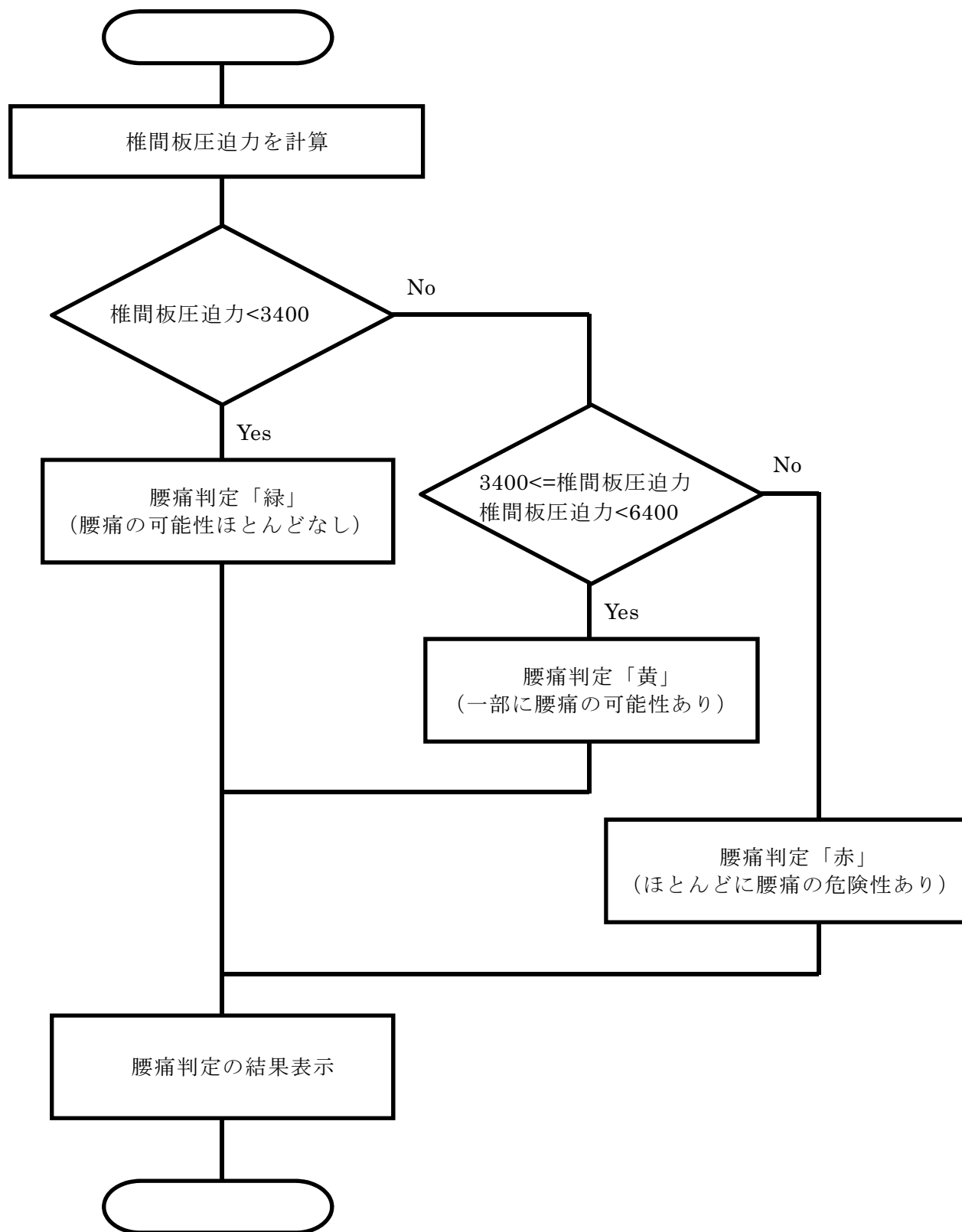


図 2.2 椎間板圧迫力評価フローチャート

付録 2.4 椎間板圧迫力評価プログラム

```
// 腰痛判定処理の開始
public function Start(linkModel:LinkModel, parameters:Parameters, g:Graphics):void
{
    // 腰部圧迫力の計算
    var compression:Compression = new Compression();
    var force:Object = new Object();
    force = compression.Compute(linkModel, parameters.Height, parameters.Weight,
    arameters.HandLoad, parameters.ShoulderLoad);

    // 判定
    var judge:Judgement = new Judgement();
    var level:int = Judgement.RESULT_GREEN;
    level = judge.Judge(force.newton, parameters.Gender, parameters.Age);

    // 結果表示
    judge.DrawResult(g, linkModel.Positions[PointType.L4L5], level);
}

// 腰痛レベルの判定
public function Judge(force:Number):int
{
    var result:int
    var th:Object = threshold(age, gender);

    if(force < 3400)
    {
        result = RESULT_GREEN;
    }
    else if(3400 <= force && force < 6400)
    {
        result = RESULT_YELLOW;
    }
    else
    {
        result = RESULT_RED;
    }
    return result;
}
```

付録 2.5 アドバイス機能フローチャート

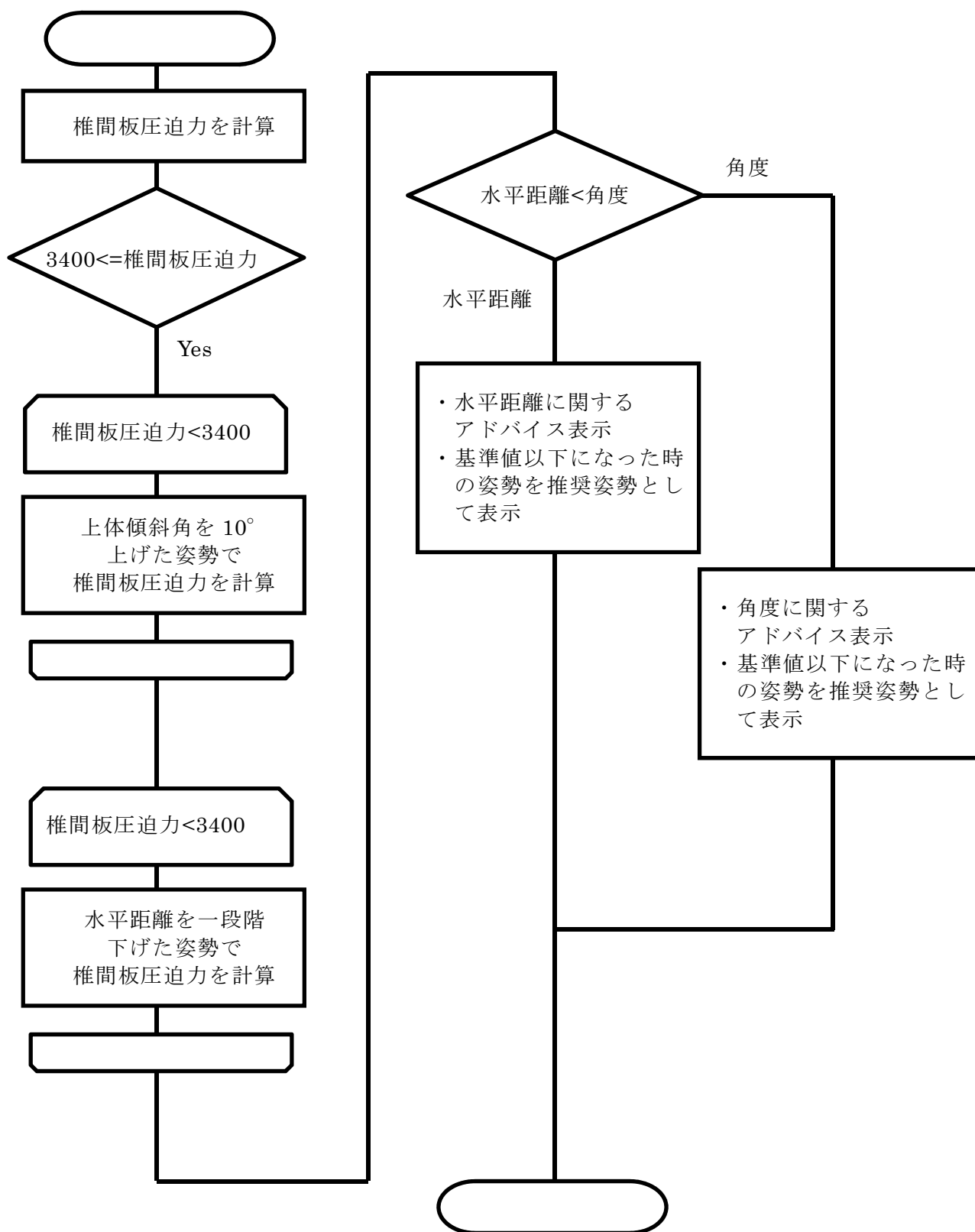


図 2.3 アドバイ機能フローチャート

付録 2.6 アドバイス機能プログラム

//上体傾斜角を上げながら椎間板圧迫力を計算

```
private function ImpDeg(linkModel:LinkModel, params:Parameters, basepoint:Array):Array
{
    var box:Array = new Array;
    var count:int = 0;
    var compression:Compression = new Compression();
    var fc:Object = new Object();
    var judge:Judgement = new Judgement();
    var angleBody:Array = Ratio(linkModel, params.Height, params.Weight, params.HandLoad,
params.ShoulderLoad);
    var deg:Number;

    for(var j:int = 1; j < 8; j++)
    {
        if(angleBody[3] <= 0)
        {
            deg = j * 10 * (-1);
        }
        else deg = j * 10;

        //10° 上げた姿勢の作成
        var aPositions:LinkModel = CoordinateDeg(linkModel, deg);
        //椎間板圧迫力推定
        fc = compression.Compute(aPositions, params.Height, params.Weight,
params.HandLoad, params.ShoulderLoad, params.Age, params.Gender, params.RDQ);
        //椎間板圧迫力判定
        var level:int = judge.Judge(fc.newton, params.Gender, params.Age, params.RDQ);
        count += 1;
        if(level == 0) break;
        if(deg > angleBody[1] && 1 <= level) break;
    }
    box[0] = count;
    box[1] = fc;
    box[2] = angleBody[3];
    return box;
}
```

//水平距離を一段階ずつ下げながら椎間板圧迫力を計算

```
private function ImpDis(linkModel:LinkModel, params:Parameters, basepoint:Array):Array
{
    var box:Array = new Array;
    var count:int = 0;
    var upper:Number = (linkModel.Positions[PointType.HAND].x
- linkModel.Positions[PointType.SHOULDER].x) / 4;
```

```

var dis:Number = 0;
var compression:Compression = new Compression();
var fc:Object = new Object();
var judge:Judgement = new Judgement();

for(var i:int = 1; i < 10; ++i)
{
    dis = upper * i;
    var aPositions:LinkModel = CoordinateDis(linkModel, dis);
    fc = compression.Compute(aPositions, params.Height, params.Weight,
    params.HandLoad, params.ShoulderLoad, params.Age, params.Gender, params.RDQ);
    var level:int = judge.Judge(fc.newton, params.Gender, params.Age, params.RDQ);
    count += 1;
    if(level == 0) break;
}
box[0] = count;
box[1] = fc
return box;
}

//
private function Guide(pos:LinkModel, Deg:Array, Dis:Array, params:Parameters):LinkModel
{
    var obj:Object = new Object();
    var DegImp:int = Deg[0];
    var DegFc:Number = Deg[1].newton;
    if(Deg[2] <= 0)
    {
        DegImp = DegImp * (-1);
    }

    var DisImp:int = Dis[0];
    var DisFc:Number = Dis[1].newton;
    var ratio:Array = Ratio(pos, params.Height, params.Weight, params.HandLoad, params.ShoulderLoad);
    var upper:Number = (pos.Positions[PointType.HAND].x - pos.Positions[PointType.SHOULDER].x) / 4;
    var distance:Number = Math.abs((upper * DisImp) * ratio[0] * 100);
    var adviceModel:LinkModel;

    if(DegImp == 0)
    {
        DegImp = 10;
    }
    else if(DisImp == 0)
    {
        DisImp = 10;
    }
    else{
    }
}

```

```

if(DisImp < DegImp)
{
    obj.msg = ResourceManager.getInstance().getString("resource", "advice") + "¥n"
    +"荷物をあと" + distance.toFixed(0) + "cm 体幹に近づけてください¥n"
    + ResourceManager.getInstance().getString("resource", "improveCompression") + ":" + DisFc.toFixed(0) + "[N]";
    adviceModel = CoordinateDis(pos, DisImp*upper);
}
else if(DisImp > DegImp)
{
    obj.msg = ResourceManager.getInstance().getString("resource", "advice") + "¥n"
    +"腰を落とし, 上体を" +Math.abs(DegImp*10)+ "° 起こしてしてください¥n"
    + ResourceManager.getInstance().getString("resource", "improveCompression")+":"+DegFc.toFixed(0)+ "[N]";
    adviceModel = CoordinateDeg(pos, DegImp*10);
}
else
{
    if(DegFc > DisFc)
    {
        obj.msg = ResourceManager.getInstance().getString("resource", "advice") + "¥n"
        +"荷物をあと" + distance.toFixed(0) + "cm 体幹に近づけてください¥n"
        + ResourceManager.getInstance().getString("resource", "improveCompression") + ":"+DisFc.toFixed(0)+ "[N]";
        adviceModel = CoordinateDis(pos, DisImp*upper);
    }
    else
    {
        obj.msg = ResourceManager.getInstance().getString("resource", "advice") + "¥n"
        + ResourceManager.getInstance().getString("resource", "improveCompression")+":"+DegFc.toFixed(0)+ "[N]";
        adviceModel = CoordinateDeg(pos, DegImp*10);
    }
}
}
}

```

付録 2.7 年齢性別を考慮した判定機能フローチャート

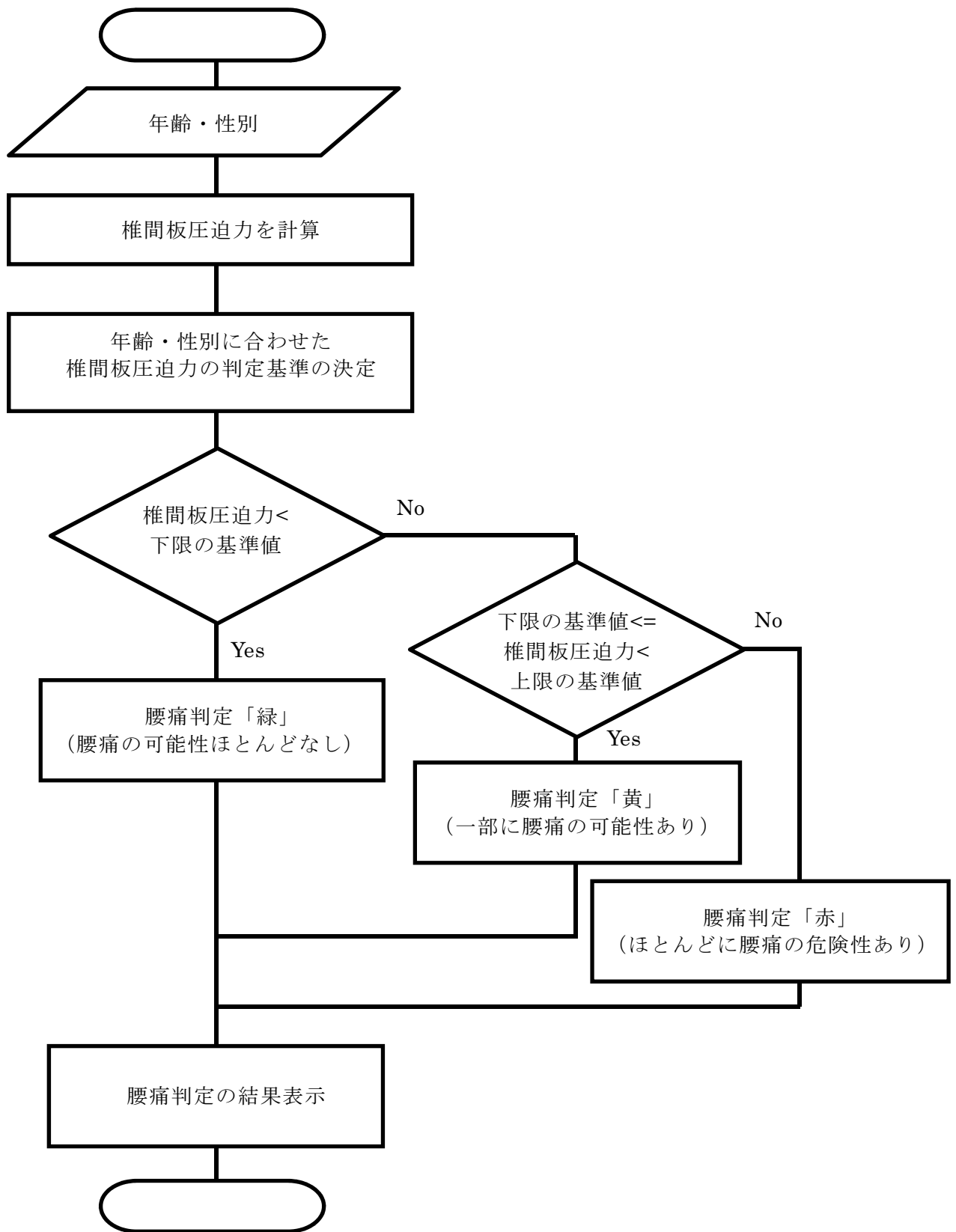


図 2.4 年齢性別を考慮した判定機能フローチャート

付録 2.8 年齢性別を考慮した判定機能プログラム

```
//年齢・性別ごとの基準値
public const LBP_THRESHOLD_UPPER:Array = [[6400, 6400, 6400, 6400, 6400], [6400, 6400, 6400, 6400, 6400]];
public const LBP_THRESHOLD_LOWER:Array = [[6000, 5000, 4100, 3200, 2300], [4400, 3800, 3200, 2500, 1800]];

// 判定の圧迫力しきい値の取得（上限，下限）
public function threshold(age:int, gender:int):Object
{
    var th:Object = new Object();
    th.lower = 0;
    th.upper = 0;

    if(0 <= gender && gender <= (GenderType.LENGTH-1))
    {
        if(0 <= age && age <= (AgeType.LENGTH-1))
        {
            th.lower = LBP_THRESHOLD_LOWER[gender][age];
            th.upper = LBP_THRESHOLD_UPPER[gender][age];
        }
    }
    return th;
}
```

付録 2.9 腰痛経験者対応機能プログラム

（フローチャートは本文第 4 章の図 4.5.2 参照）

```
public function LBage(age:int, gender:int, id:int):Object
{
    var LBdata:Object = new Object();
    var LBage:int;
    var lbage:int;
    var userdata:UserData = new UserData;
    var data:Object = userdata.userdata(id);
    var rdq:int = data.rdq;

    if(gender == 0)
    {
        var LBagem:Number = Math.log(rdq) / 0.0258;
        LBage= int(LBagem);
    }
    else
    {
        var LBagef:Number = Math.log(rdq) / 0.0277;
        LBage = int(LBagef);
    }

    if(LBage < 29)
```



```

{
    lbage = 0;
}
else if(LBage >= 30 && LBage <= 39)
{
    lbage = 1;
}
else if(LBage >= 40 && LBage <= 49)
{
    lbage = 2;
}
else if(LBage >= 50 && LBage <= 59)
{
    lbage = 3;
}
else if(LBage >= 60)
{
    lbage = 4;
}

LBdata.rdq = rdq;
LBdata.age = lbage;
LBdata.baseage = LBage;

return LBdata;
}

```

```

public function threshold(age:int, gender:int, id:int):Object
{
    var th:Object = new Object();
    th.lower = 0;
    th.upper = 0;

    var LBage:LowBackAge = new LowBackAge();
    var lbdata:Object = LBage.LBage(age, gender, id);

    var rdq:int = lbdata.rdq;
    var lbage:int = lbdata.age;

    if(rdq <= 2)
    {
        if(0 <= gender && gender <= (GenderType.LENGTH-1)) {
            if(0 <= age && age <= (AgeType.LENGTH-1)) {
                th.lower = LBP_THRESHOLD_LOWER[gender][age];
                th.upper = LBP_THRESHOLD_UPPER[gender][age];
            }
        }
    }
    else

```

```
{
    if(0 <= gender && gender <= (GenderType.LENGTH-1)) {
        if(0 <= age && age <= (AgeType.LENGTH-1)) {

            th.lower=LBP_THRESHOLD_LOWER[gender][lbage];
            th.upper=LBP_THRESHOLD_UPPER[gender][lbage];
        }
    }
}

return th;
}
```

付録 3 腰痛判定カメラでの介助作業評価

付録 3.1 腰痛判定カメラでの介助作業評価

第 4 章では、タブレット PC を用いた腰部負担評価法では、工場や介護現場において作業員や介助者が実際に作業をしている姿勢を評価し、腰痛発生の危険性についてカウンセリングを行うことができる「腰痛判定カメラ」の開発を行い、中腰で荷物を持った荷役作業姿勢を判定例として評価した。この章では介助作業中の作業姿勢を腰痛判定カメラで評価する。

具体的には、評価対象者の身長は 180cm、体重は 70kg、年齢は 20 歳、男性とし、図 3.1.1 に示すような車椅子から被介助者を持ち上げとする姿勢を評価する。手にかかる負荷（被介助者の体重）を 50kg と想定する。

結果、介助者に作用する椎間板圧迫力は 7115N となり、表 3.1.1 から、危険の許容限界値 6400N 以上とわかるため、評価となり、「ほとんどの作業員に腰痛発生の危険性があります」と画面に表示された（図 3.1.2）。図 3.1.1 の介助姿勢が腰痛発生の可能性を伴う危険な姿勢であることがわかる。また、年齢は 20 歳、男性と想定して評価したが、表 3.1.1 から、仮に年齢が何歳であっても、性別が女性であっても基準値以下となるため、どのような年齢・性別であ



図 3.1.1 評価対象姿勢

図 3.1.2 評価後の画面

表 3.1.1 年齢性別による腰痛判定基準（表 4.3.1 再掲）

年齢	Jägerの基準値		NIOSHの基準値
	警告 男	警告 女	危険 男&女
20	6000 N	4400 N	6400 N
30	5000 N	3800 N	6400 N
40	4100 N	3200 N	6400 N
50	3200 N	2500 N	6400 N
60～	2300 N	1800 N	6400 N

っても同図のような姿勢での介助は危険であることがわかる。

付録 3.2 アドバイス機能の評価例

この節では、前節で評価した介助姿勢から負担をどのようにしたら軽減されるのか、4.4 節で開発した姿勢改善アドバイス機能を用いて、具体的に姿勢をどのように改善すればよいかと、いった指針が示されるのか検証する。

図 3.2.1 にアドバイス機能を用いた後の画面である。画面上部のアドバイスから上体を 30° 起こすと、椎間板圧迫力が 5163N まで下がり、20 歳の許容限界値である 6000N を下回ることから、腰痛の危険性はほとんどなくなることになる。またが面には上体を 30° 起き上がらせた姿勢が、赤いリンクモデルで表示されるため、その姿勢のようになるように指示が出せる。

また、図 3.2.2、図 3.2.3 には、60 歳男性、20 歳女性を想定した時のアドバイス画面である。図 3.2.2 に示している 60 歳男性の場合は、上体を 50° 起こして 1835N となり、基準値である 2300N を下回る。20 歳男性に比べ、さらに 20° 上体を起こす必要があることがわかる。



図 3.2.1 アドバイス後の画面(20 歳男性)

次に、20歳女性の場合は、40° 上体を起し 2905N となり、20歳女性の基準値である 4400N を下回る。同じ 20歳であっても男性に比べ基準値が低いため、女性の場合はより上体を起き上がらせる必要があることがわかる。

付録 3.3 まとめ

この章では、開発した腰痛判定カメラを用いて、車椅子から被介助者を持ち上げとする介助姿勢の腰部負担評価と、負担軽減のためのアドバイ機能を用いて負担軽減のためのアドバイスを表示させた。

結果、椎間板圧迫力は 7115N となり、年齢性別にかかわらず、ほとんどの作業者に腰痛発生の危険性があると判定され、50kg の人間を持ち上げるには非常に危険な姿勢であることがわかった。アドバイ機能を用いた結果、各年齢性別の基準値を下回るには、20歳男性で 30°，20歳女性で 40°，60歳男性で 50° 上体を起す必要があることがわかった。この結果を姿勢改善指導する際に参考にすれば、評価者に専門的な知識がなくてもカウンセリングが行えることがわかる。

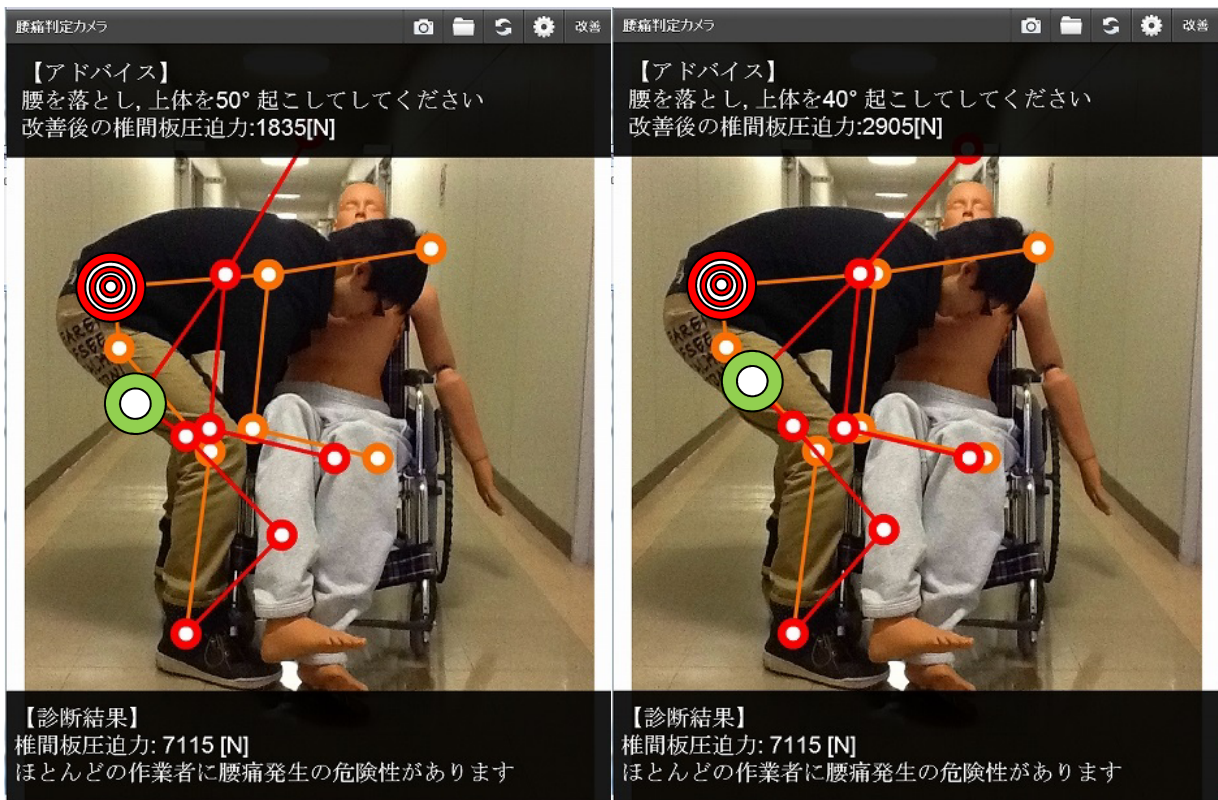


図 3.2.2 アドバイス後の画面(60歳男性)

図 3.2.3 アドバイス後の画面(20歳女性)