

痛みに基づいた
バックパック背負い時の
肩部負荷軽減に関する研究

Method for Shoulder Load Reduction
of Backpack Wearers Based on Pain

2021年2月

若生 然太
Nenta WAKO

痛みに基づいた
バックパック背負い時の
肩部負荷軽減に関する研究

Method for Shoulder Load Reduction
of Backpack Wearers Based on Pain

2021年2月

早稲田大学大学院 創造理工学研究科
総合機械工学専攻 バイオメカニカルシステム研究

若生 然太
Nenta WAKO

概要

近年、スマートフォンの普及やライフスタイルの変化、災害時の避難経験等から両手が自由に使えるバックパックの利便性が再認識されるようになり、日常生活におけるバックパックの使用が顕著に増加している。また同時に使用環境が多様化し、大量の荷物を持ち運ぶ登山や旅行時のバックパッキングだけでなく、日常生活の中で軽～中程度の荷物を持ち運ぶ状況が増加しており、この傾向は、今後も継続すると考えられている。

バックパックは荷重の大部分を肩で支えるため、これまで肩部の過大な負荷による身体への悪影響が様々な観点から議論されてきた。この悪影響は、肩の全体的な負荷によって引き起こされる症状と、肩の部分的な負荷によって引き起こされる症状の二つに分けることができる。肩の全体的な負荷によって引き起こされる症状としては、不正な姿勢や脊椎のアライメント(腰椎カーブの平坦化)、腰椎の椎間板に掛かる圧縮力や剪断力の増加による腰痛や腰部損傷等が挙げられる。一方、肩の部分的な負荷によって引き起こされる症状としては、鎖骨下の神経叢を直接圧迫する腕神経叢損傷と肩を後方に引っ張る負荷による長胸神経の牽引損傷、肩の前部の圧迫による上腕動脈や手指の微小血管の血流の減少等が挙げられる。先行研究では、これらの悪影響の軽減のために、バックパックの構成パーツの設計改善による負荷の軽減が数多く検討されてきた。しかしながら、先行研究は、総じて重荷重条件下での使用を想定する 경우가多く、研究の目的も負荷を大幅に軽減する方法であることが多い。従って、適正な負荷に関する議論は十分になされていない。身体への悪影響を防ぐための目安として、バックパックの重量をユーザの体重の10%以下に設定したほうがよい、という大まかな指針が示される程度である。

本研究では、適正な負荷を議論するために、痛み(侵害受容性疼痛)に焦点を当てた。痛みは、身体の一部が危険(実際の、または潜在的な組織損傷の危険)に晒されているという警告信号であり、主観的で感情的な経験である。従って、痛みを基準に負荷を評価することで、ユーザが快適に(不快感無く正常に)バックパックを使用できる負荷、つまり適正な負荷を議論できると考えた。そこで本研究は、「バックパック着用時に身体に悪影響を及ぼす二種類の肩部負荷を、痛みに基づいて適切に軽減・評価する方法の提案」を目的とした。

第1章では、バックパックの基礎的な情報や日常使用の増加に関する社会背景について説明すると共に、バックパックの課題、バックパックの負荷による身体への悪影響、負荷軽減を目的とした設計に関する先行研究を踏まえて、本研究の目的を述べた。

第2章では、本研究に共通する三軸触覚センサを用いた負荷計測手法と、痛みに着目した負荷評価手法を説明した。負荷計測手法については、バックパックの代表的な荷重計測方法を踏まえた上で、本研究で負荷として評価する、体表面の接触荷重を計測する計測装置の構成とその計測手法について述べた。また、負荷評価手法については、評価の基準として着目した痛みに関して、バックパックの負荷による痛みを踏まえた上で、本研究で対象とする侵害受容性疼痛について説明し、さらに本研究で適用する痛みの評定手法や定量化手法について述べた。

第3章では、バックパック着用時にショルダーストラップが接触する肩部の19点について、第2章の手法を用いて単点圧力刺激に対する痛みの強さを評価する実験を行った。実験より得られたデータを基に、k-means法を用いて各計測点を4つの痛みの感度レベル(PSL)に分類し、さらにPSLに基づいて計測点毎に色分けを施すことで、特性を包括的に把握可能な痛みの感度マッピングを作成した。この痛みの感度マッピングを解剖学的な解釈と統合することで、バックパックの負荷を避けるべき部位と積極的に支えられる部位に関する知見を得た。

第4章では、肩の全体的な負荷を軽減する方法として、バックパックの荷重を肩部と腰部に分散する方法を検討した。身体拘束による不快感を伴うヒップベルトを用いない方法としてランバーパッドに着目し、その腰部への荷重分散の効果を検証した。歩行時の骨盤の運動に対応して可動するランバーパッド(可動式ランバーパッド)を提案し、これを用いた背面パネルは、従来型のフラットな背面パネルや中央に固定されたランバーパッド(固定式ランバーパッド)に比べて腰部の荷重をより安定的に支えることで、肩部の負荷を大幅に軽減することを示した。また痛みに基づく負荷の評価方法として、各計測点の荷重を単点圧痛閾値で正規化した値を組織損傷のリスクの大きさとして捉え、従来型フラットパネルと可動式ランバーパッド付きパネルで評価した結果、リスクを考慮した上でも可動式ランバーパッドが肩部負荷を軽減することを示した。一方、個別の計測点に着目すると可動式ランバーパッドによる全体的な負荷軽減のみでは、肩の凹凸部にハイリスクな荷重が残存した。

第5章では、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法として、バックパックの荷重を肩部領域内で適切に分散する方法を検討した。バックパックの負荷を多点機械刺激と捉え、背負った際に肩部領域全体に掛かる多点機械刺激が、

総合的な痛みの強さとどのように結びつくのかを調査した。バックパックの荷物の重心位置やショルダーストラップのパッドの有無といった荷重条件と総合的な痛みの強さの関係について、設定要因による影響を分析すると共に、回帰分析による特定の荷重と総合的な痛みの強さの関係のモデリングを行った。回帰分析では、多項式シグモイド関数を用いた一般化線形モデル(GLM)でフィッティングし、総合的な痛みの強さを下げるための、減らすべき特定の荷重を明確化した。

第6章では、本研究で得られた成果をまとめ、研究の限界、残された課題、そして商品への応用可能性について述べた。

以上より、本論文は、バックパック着用時の肩部負荷軽減のための二つの方法(腰部への負荷分散方法と肩部領域内での適切な負荷分散方法)に対して、痛みに基づく負荷の適切な軽減方法、評価方法を検討し、その有用性を示した。腰部への負荷分散方法では、身体拘束による不快感のない新しい手段として、可動式ランバーパッドを提案した。肩部領域内での適切な負荷分散方法では、総合的な痛みの強さが小さい荷重設定条件を示すと共に、多項式シグモイド関数を用いた GLM による回帰分析を実行し、総合的な痛みの強さの決定に寄与する荷重の選択とフィッティングを通じて、総合的な痛みの強さを下げるための減らすべき特定の荷重を明確化した。これらの方法を組み合わせることで、荷重を避けるべき部位の適切な負荷量と荷重を積極的に支えられる部位の適切な負荷量を調整し、荷重条件に応じて最も痛み(組織損傷のリスク)の小さい、最適な肩部の荷重分布状態を実現できると考えられる。

目次

概要	i
目次	iv
図の目次.....	vii
表の目次.....	ix
第1章 序論	1
1.1 バックパックの背景.....	1
1.1.1 バックパックの歴史.....	1
1.1.2 バックパックの構成.....	3
1.1.3 バックパックの日常使用の拡大	5
1.1.4 バックパックの課題.....	6
1.2 バックパックの負荷に関する先行研究.....	8
1.2.1 バックパックの負荷による身体への悪影響	8
1.2.2 バックパックの設計改善による負荷の軽減	8
1.3 本研究の目的	9
1.4 本論文の構成	9
1.5 小括	12
第2章 負荷計測手法と負荷評価手法	13
2.1 三軸触覚センサを用いた負荷計測手法	13
2.1.1 バックパックの代表的な荷重計測方法.....	13
2.1.2 接触荷重への着目	16
2.1.3 接触荷重計測装置の構成	16
2.1.4 三軸触覚センサ	17
2.1.5 接触荷重の計測	18
2.2 痛みに着目した負荷評価手法	20
2.2.1 バックパックの負荷による痛み	20
2.2.2 ペインスケールを用いた痛みの評定.....	23
2.2.3 痛みスコアの等価性のある尺度値への変換	24
2.3 小括	27
第3章 肩部の接触圧力と痛みの関係の調査	28
3.1 背景	28
3.2 調査方法.....	29
3.2.1 実験方法	29
3.2.2 データの解析方法	30

3.3	結果	31
3.3.1	最大圧力刺激 (61.7 kPa) に対する痛みの評価	31
3.3.2	痛みの感度レベルの特徴づけ	33
3.4	考察	37
3.5	小括	39
第4章	肩部と腰部に負荷を分散する方法	40
4.1	腰部への負荷分散	40
4.2	可動式ランバーパッド	42
4.3	検証方法	44
4.3.1	実験方法	44
4.3.2	バックパックと背面パネル設定	45
4.3.3	データの解析方法	46
4.4	結果	47
4.4.1	背面パネル条件毎のバックパック荷重	47
4.4.2	背面パネル条件毎のバックパック剪断荷重	49
4.4.3	痛みに基づく計測点毎の荷重	50
4.5	考察	53
4.5.1	バックパック荷重と剪断荷重	53
4.5.2	痛みに基づく計測点毎の荷重	54
4.6	小括	56
第5章	肩部領域内で負荷を分散する方法	57
5.1	肩部領域での適切な負荷分散	57
5.2	調査方法	58
5.2.1	実験方法	58
5.2.2	実験器具と荷重条件設定	59
5.2.3	データの解析方法	61
5.3	結果と考察	62
5.3.1	荷重条件設定についての統計分析	62
5.3.2	各計測点の荷重と総合的な痛みの強さについての統計分析	65
5.3.3	回帰分析によるデータ解析	66
5.4	小括	70
第6章	結論	71
6.1	まとめ	71
6.2	研究の限界	74
6.3	展望	75
6.3.1	今後の研究の課題	75
6.3.2	本研究のバックパック商品開発への応用	75

参考文献.....	78
謝辭	84
研究業績.....	86

図の目次

第1章 序論

Fig. 1.1 Early backpack for mountaineering	2
Fig. 1.2 Traditional Japanese tools like backpack	2
Fig. 1.3 Backpack components	3
Fig. 1.4 Fitting tips for backpacker.....	4
Fig. 1.5 Increasing use of backpack in daily life.....	5
Fig. 1.6 Three major problems.....	6
Fig. 1.7 Fishbone diagram for comfortable backpack	7
Fig. 1.8 Structure of the thesis	11

第2章 負荷計測手法と負荷評価手法

Fig. 2.1 Load measuring at connecting part between components	15
Fig. 2.2 Measuring of body interface pressure	15
Fig. 2.3 Measuring motion and ground reaction force	15
Fig. 2.4 Condition of load measuring device	17
Fig. 2.5 Experimental conditions of the three-axis tactile sensors.....	18
Fig. 2.6 Location of 50 measuring points.....	19
Fig. 2.7 Pain transmission pathway.....	21
Fig. 2.8 Stimulus-response curve	21
Fig. 2.9 Synaptic transmission in spinal dorsal horn	22
Fig. 2.10 Temporal summation	22
Fig. 2.11 Spatial summation	22
Fig. 2.12 Numerical Rating Scale (NRS) with FACES.....	23
Fig. 2.13 Questionnaire for pain	26
Fig. 2.14 Revised NRS.....	27

第3章 肩部の接触圧力と痛みの関係の調査

Fig. 3.1 Experimental condition presenting single point stimulus	30
Fig. 3.2 Pain rating in response to the 61.7 kPa pressure stimulus	32
Fig. 3.3 Approximation of rNRS pain score with a sigmoid function.....	34
Fig. 3.4 Pain sensitivity classified with normalized pain threshold (NPT).....	35

第4章 肩部と腰部に負荷を分散する方法

Fig. 4.1 Pelvis range of motion in gait	41
Fig. 4.2 Sideways trunk movement in gait	41

Fig. 4.3 Design of the proposed lumbar pad	42
Fig. 4.4 An example of relative displacement	43
Fig. 4.5 Structure of the lumbar pad for motion control	43
Fig. 4.6 Motion of proposed lumbar pad	43
Fig. 4.7 Experimental conditions	44
Fig. 4.8 Backpack and back panel conditions overview	45
Fig. 4.9 Interface load under three backpack conditions for subject #1	47
Fig. 4.10 Representative values of interface load under three conditions	48
Fig. 4.11 Interface shear load under three backpack conditions for subject #1	49
Fig. 4.12 Representative values of interface shear load under three conditions	50
Fig. 4.13 Five-number summary of interface load at each measuring point.....	51
Fig. 4.14 Five-number summary of normalized interface load at each measuring point...53	

第 5 章 肩部領域内で負荷を分散する方法

Fig. 5.1 Shoulder strap design considered to avoid clavicle load	58
Fig. 5.2 Experimental conditions	59
Fig. 5.3 Loading condition overview.....	60
Fig. 5.4 Data distribution of shoulder load and overall pain intensity	63
Fig. 5.5 Load distribution and selected independent variables in GLM.....	69

第 6 章 結論

Fig. 6.1 Backpack with movable lumbar pad.....	76
Fig. 6.2 Shoulder strap which avoids clavicle load	77

表の目次

第2章 負荷計測手法と負荷評価手法

Table 2.1 Specifications of the three-axis tactile sensors	18
Table 2.2 Summary of questionnaire results	25
Table 2.3 ANOVA results for questionnaire data	25

第3章 肩部の接触圧力と痛みの関係の調査

Table 3.1 Biometrics of seven subjects	29
Table 3.2 rNRS value in response to 61.7 kPa pressure stimulus.	33
Table 3.3 Results of regression and estimation with mean scores of subjects.....	34
Table 3.4 NPTs classified into four pain sensitivity levels	36

第4章 肩部と腰部に負荷を分散する方法

Table 4.1 Biometrics of three subjects	44
Table 4.2 Estimated pain threshold	52

第5章 肩部領域内で負荷を分散する方法

Table 5.1 Biometrics of eight subjects	59
Table 5.2 Four-way ANOVA results for overall pain intensity.....	64
Table 5.3 Spearman's rank correlation coefficients	65
Table 5.4 Different regression models of overall pain intensity	67

第1章 序論

- 1.1 バックパックの背景
 - 1.1.1 バックパックの歴史
 - 1.1.2 バックパックの構成
 - 1.1.3 バックパックの日常使用の拡大
 - 1.1.4 バックパックの課題
- 1.2 バックパックの負荷に関する先行研究
 - 1.2.1 バックパックの負荷による身体への悪影響
 - 1.2.2 バックパックの設計改善による負荷の軽減
- 1.3 本研究の目的
- 1.4 本論文の構成
- 1.5 小括

概要

第 1 章では、本研究で対象とする日常生活におけるバックパック使用の増加や、バックパックもつ課題等の背景を確認し、バックパック負荷に関する先行研究から本研究の目的を設定する。

1.1 バックパックの背景

1.1.1 バックパックの歴史

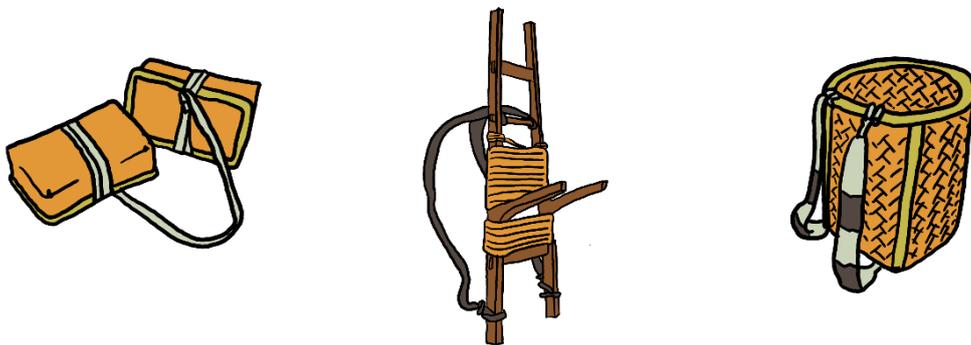
バックパック (Backpack) は荷物を入れて背負うための袋の名称 (米英語) であり、背囊やリュックサック (ルックザック, Rucksack : ドイツ語) 等の呼び名がある。本稿では、名称をバックパックに統一する。

バックパックは、もともとは登山用が主体であり [1]、現在の形は中部ヨーロッパで発達した (Fig. 1.1)。日本では古くから荷物を運ぶために、振り分け、背負子 (しょいこ)、背負 (せおいかご) 等 (Fig. 1.2) が用いられてきたが、19 世紀頃の登山が盛んになったヨーロッパで布製の袋に背負い皮をつけた形が利用されるようになった [2]。日本には、明治初年にアーネスト・サトーらの外人によってもたらされ、1907 年 (明治 40) ごろから国内でもつくられるようになった [2]。第 2 次大戦後ヨーロッ

パ製の各種の製品が輸入され，材質も帆布が中心からナイロン，ビニロン等の軽量のものとなり，形や大きさも利用目的に応じて多様化した．ロックライミング等の登攀用にはやや縦長の形のアタックザック型，簡単な日帰り登山用としてナップザック，デイパック，また金属フレームを使用したフレームザック等の形がある[2]．パッキングの注意点としては，重量物を肩の後ろ付近に入れてバックパックの重心が身体の近くに位置するようにパッキングすることが推奨されている[3]．現在では，登山，旅行，軍隊での使用だけでなく，バックパックの日常生活での使用は，ごく一般的となっている．



Fig. 1.1 Early backpack for mountaineering



(a) Furiwake

(b) shoiko

(c) seoikago

Fig. 1.2 Traditional Japanese tools like backpack

1.1.2 バックパックの構成

バックパックは、荷物を入れる鞆本体と手で持ち運ぶためのハンドルの他に、背中に背負って持ち運ぶ際の身体適合性を高めるパーツが種々配置されている (Fig. 1.3). ショルダーストラップはパッド部とストラップ部から構成されるパーツで、パッド部は内部に配置された緩衝材(プラスチックフォーム)により肩部の負荷を軽減するのに対し、ストラップ部はテープ長の調節により背中に対するバックパック本体の位置や肩部への締め付け具合を調整する。チェストストラップは、左右のショルダーストラップの連結具で、ショルダーストラップ間の距離を固定し、バックパック本体を身体により強固に固定するためのパーツである。ヒップベルトは、バックパックの負荷を腰部に分散するためのパーツで、腸骨稜を包み込むように装着し、その締め付け具合を調節することにより負荷の分散量を調節する。ランバーパッドは、腰部(仙骨部)との適合性を高めて負荷の分散を促すと共に、ヒップベルトの支点となるパーツである。トップストラップは、ショルダーストラップとバックパック本体の距離を調節するパーツで、ランバーパッドを支点にバックパックの重心を調節するパーツである。また、コンプレッションストラップは、内容物の荷崩れ防止を目的とした本体の絞り紐であるが、このストラップを絞ることでバックパックの重心の位置を安定化すると共に、身体の重心へ近づけることができる。



Fig. 1.3 Backpack components

以上が一般的に知られるバックパックのパーツであるが、必ずしも全てのパーツが搭載されるわけではない。ヒップベルトは、主に重荷重用のバックパックに搭載され、負荷を分散する有用な方法である一方、身体への拘束を伴い、動作の制限や不快感を生じることから、軽～中荷重の荷物を想定したバックパックでは搭載されないことが多い。またトップストラップはバックパックの高さ寸法がユーザの背面長(腸骨稜から第七頸椎までの長さ)より大きいバックパックに搭載される。最も単純なバックパックはショルダーストラップの搭載のみである。

次に、バックパックメーカーが推奨する、登山用バックパックの各構成パーツを用いた負荷分散のための TIPS [4-5] を Fig. 1.4 に示す。TIPS による説明は、次の通りである。トップストラップとヒップベルトが搭載されたバックパックでは、最初にバックパックの位置をヒップベルトで腰を基準に固定・拘束する。この状態でショルダーストラップを緩め、トップストラップを締めると、バックパックの負荷が肩から腰に移動する。トップストラップが、バックパックの重心をユーザの身体の重心に向かって引き寄せることで、重心の安定性が向上しエネルギーの節約につながる。逆に、ヒップベルトを緩めた後、ショルダーストラップを締めて、さらにトップストラップを緩めると、バックパックの負荷が腰から肩に移動して動きの自由度が増す。上記の重心の安定性の観点から荷物をパッキングする際には、重量物をバックパック内の身体の近くに配置する。バックパックの重心の高さは、地形の難易度に応じて設定する。バックパックの重心が高すぎるとバランスが崩れ易く、低すぎると肩部に負担が掛かる。

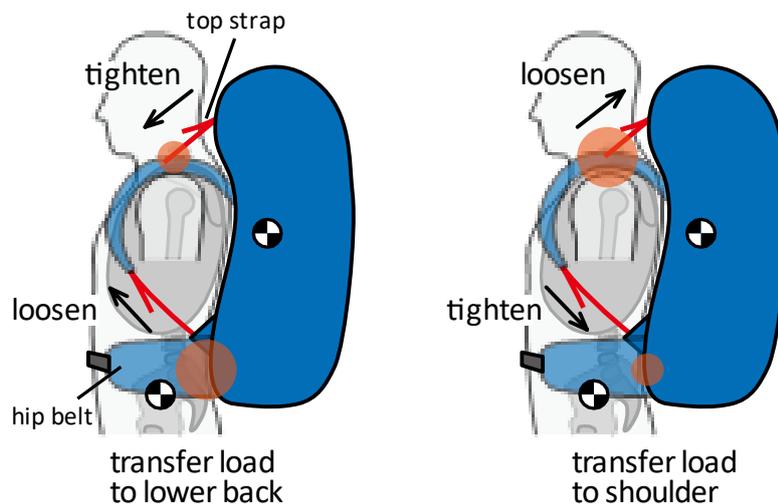


Fig. 1.4 Fitting tips for backpacker

1.1.3 バックパックの日常使用の拡大

近年、スマートフォンの普及やライフスタイルの変化等から、バックパックの需要は日本国内で顕著に増加している[6]。特に大きな契機となったのは、2011年の東日本大震災時の避難経験で、ものを運ぶ手段として両手が自由に使えるバックパックの利便性が再認識されるようになった[7]。都心部では健康志向による徒歩・自転車通勤の増加もバックパックの使用を促す要因となっており、また、健康を維持するために登山やハイキング、また日常的に散歩やウォーキング等を心掛ける健康な高齢者の増加[8]も要因として挙げられる。以上の様々な要因から、大量の荷物を持ち運ぶ登山や旅行時のバックパッキングだけでなく、日常生活の中で軽～中程度の荷物をバックパックで持ち運ぶ状況が増加している (Fig. 1.5)。この傾向は、今後も継続すると考えられている。



Widespread use of smartphones



Changes in fashion due to diversification of work styles [9]



People who had difficulty returning home in the 2011 great east Japan earthquake disaster [10]



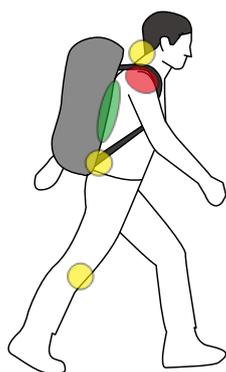
Increasing population of healthy elders (The Osanbashi Yokohama International Passenger Terminal, 2014)

Fig. 1.5 Increasing use of backpack in daily life

1.1.4 バックパックの課題

様々な社会的要因の下、バックパックの日常使用が増加し、使用環境も多様化していく中で、バックパックの基本的な問題点は共通しており、3つの主要な課題がある(Fig. 1.6)。それは、肩の接触部分の筋圧迫痛[11]、荷重による正常な姿勢や歩行の阻害とそれにより生じる痛み[12]、そして背中中の接触部分に熱がこもることである[13]。正常な歩行の阻害は、荷重の大きさや位置、変位等による影響と、各種ベルトや背面パネル等のバックパックの構成部品の適合性による影響が考えられたため、既存のバックパックの構成要素を基準としてユーザに対して負荷が少ないバックパックの特性要因図を作成したところ、荷重(人にかかる荷重が適切)、動作(動作を妨げない)、環境(接触部分が不快でない)の3要因が抽出された(Fig. 1.7)。

背中中の接触部分に熱がこもることへの対策としては、ユーザの背中とバックパックの背面部分にクリアランスを設ける方法がある反面、クリアランスを設けすぎると荷物の位置が身体から離れてしまい、荷重が後下方に垂れ下がる向きに掛かったり、バランスが崩れ易くなったりする等のデメリットもある。荷物を運ぶ以上、負荷が掛かるのは避けられないことから、本研究は荷重(人にかかる荷重が適切)に着目した。特に、肩の接触部位の筋圧迫痛は、正常な姿勢や歩行の阻害を引き起こす荷重よりも小さな荷重においても生じると考えられ、また軽～中程度の重量の荷物を長時間に亘って持ち運ぶ日常生活の使用で多くのユーザが経験すると考えられるため、本研究は、これを特に優先すべき課題と捉えた。



- 肩の接触部分の筋圧迫痛
- 荷重による正常な姿勢や歩行の阻害
- 背中中の接触部分に熱がこもる

Fig. 1.6 Three major problems

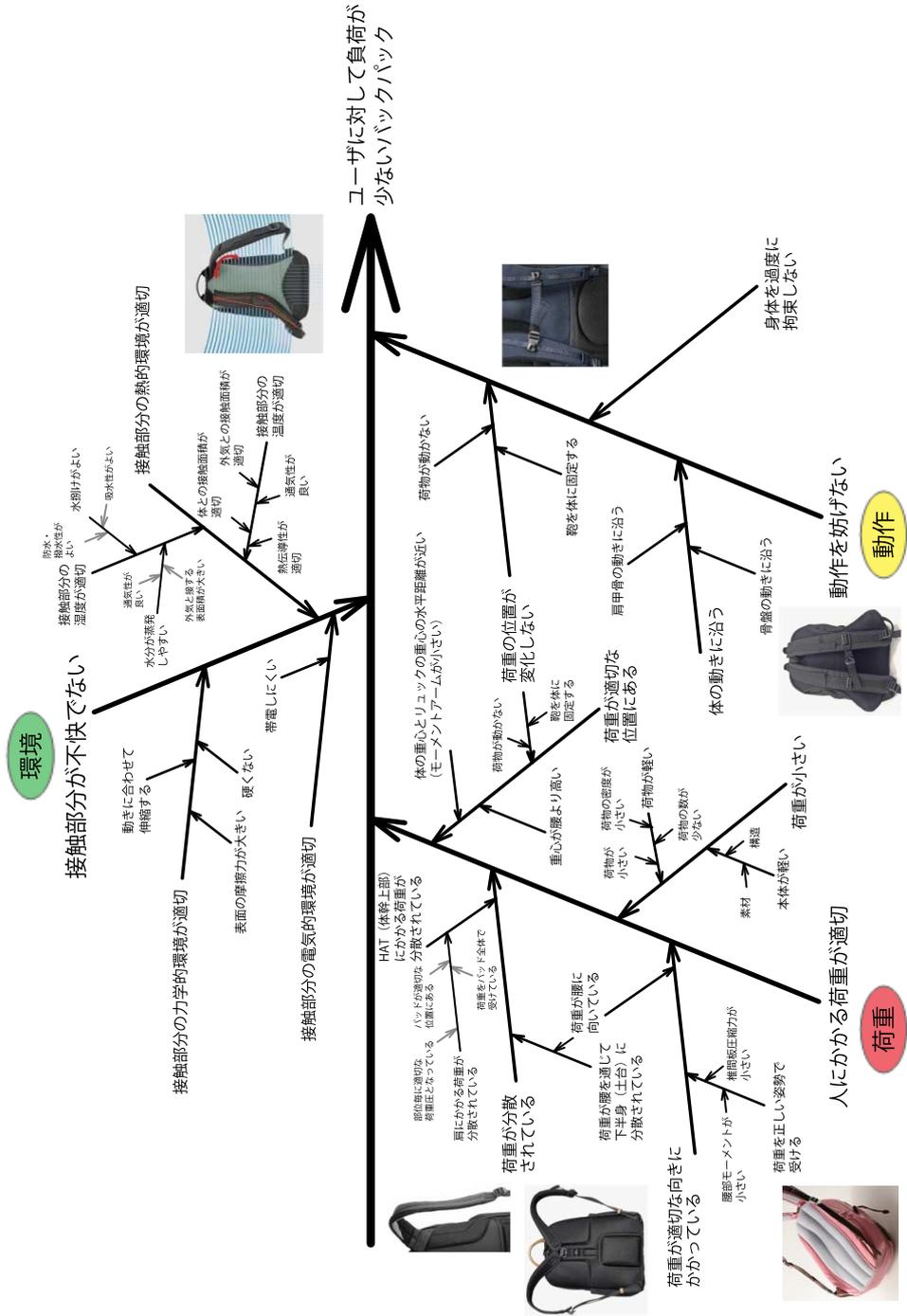


Fig. 1.7 Fishbone diagram for comfortable backpack

1.2 バックパックの負荷に関する先行研究

1.2.1 バックパックの負荷による身体への悪影響

バックパックからの過大な負荷による身体への悪影響は、バイオメカニクス、生理学、主観評価等、様々な観点から議論されてきた[14]。先行研究により報告される症状は、肩の全体的な負荷によって引き起こされる症状と、肩の部分的な負荷によって引き起こされる症状の二つに分類することができる。

肩の全体的な負荷によって引き起こされる症状としては、不正な姿勢や脊椎のアライメント(腰椎カーブの平坦化)[15-16]、腰椎の椎間板に掛かる圧縮力や剪断力の増加による腰痛や腰部損傷[17-18]等が挙げられる。また肩の部分的な負荷によって引き起こされる症状としては、鎖骨下の神経叢を直接圧迫する腕神経叢損傷と肩を後方に引っ張る負荷による長胸神経の牽引損傷[19-20]、肩の前部の圧迫による上腕動脈の血流と手指の微小血管の血流の減少[21]等が挙げられる。これらの先行研究は、いずれも過大な負荷による悪影響に関する調査であるため、重荷重の使用状況が想定されている。また先行研究では、身体への悪影響を防ぐための目安として、バックパックの重量をユーザの体重の10%以下に設定したほうがよい、という大まかな指針が示されている[14, 22]。

荷物の位置に関しては、Obusekら[23]によると、バックパックを背負った際に、バックパックの荷物を低く身体から遠い位置に配置するよりも、高く身体に近い位置へ配置する方がエネルギー代謝コストを削減できると報告されている。

1.2.2 バックパックの設計改善による負荷の軽減

バックパックからの過大な負荷による身体への悪影響を軽減する最良の方法は、バックパックに詰める荷物の重量を減らすことである。しかしながら、運搬する必要がある荷物を詰めた結果、推奨される重量以上になってしまう状況は、身近に起こり得る。そこでバックパックの設計で負荷の軽減を試みる研究や、バックパックの構成パーツがもたらす負荷の影響の調査を試みた研究が多数実施されている。

これらの研究は、前項の症状に対応する形で、肩の全体的な負荷を軽減する方法と、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法の二つのアプローチ方法に分けて考えることができる。肩の全体的な負荷を軽減する方法は、ヒップベルト[24]やランバーパッドを用いて、バックパックの荷重を肩部と腰部に分散する方

法である。一方、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法は、ショルダーストラップの幅や芯材等を考慮することで、バックパックの荷重を肩部領域内で分散する方法である[25-26]。

バックパックの設計で負荷の軽減を試みるこれらの先行研究についても、やはり重荷重条件下での使用を想定する 경우가ほとんどである。従って、研究の目的も負荷を大幅に減少させる方法であることが多く、負荷をどの程度軽減すればよいか等、適正な負荷に関する議論は、十分になされていない。

1.3 本研究の目的

これまでのバックパックは、登山や旅行、軍隊等、重荷重状況下の使用が主であったが、バックパックの日常使用の増加により、軽～中程度の重量の荷物を持ち運ぶ状況が当たり前となった現状においては、重荷重条件下の身体に掛かる負荷の大幅な軽減だけでなく、軽～中程度の荷重条件下の身体に掛かる負荷の適切な軽減がより重要になっていると考えられる。そのためには、負荷の適正值への言及が必要であるが、負荷の適正值は、体形や体格(筋肉量や脂肪量)、骨格のサイズ等の違いから、個人によって異なると考えられる。また、血流のように、条件によって変化する生体情報を基に負荷の適正值を決定することは適切でない可能性がある。そこで本研究は、適正な負荷を議論するために、痛み、その中でも侵害受容性疼痛(自由神経終末の侵害受容器への刺激に起因する痛み)に焦点を当てた。

痛みは、身体の一部が危険(実際の、または潜在的な組織損傷の危険)に晒されているという警告信号であり、主観的で感情的な経験である[27]。従って、痛みを基準に負荷を評価することで、ユーザが快適に(不快感無く正常に)バックパックを使用できる負荷、つまり適正な負荷を議論できると考えた。そこで本研究は、「バックパック着用時に身体に悪影響を及ぼす二種類の肩部負荷を、痛みに基づいて適切に軽減・評価する方法の提案」を目的とした。

1.4 本論文の構成

本論文は6つの章より構成される。第1章では、バックパックの歴史や構成パーツに関する基礎的な情報、また日常使用の増加に関する社会背景について説明すると共に、バックパックの課題に触れ、バックパックの負荷による身体への悪影響と負荷軽減を目的とした設計に関する先行研究を踏まえて、本研究の目的を述べた。

第2章では、本研究に共通する三軸触覚センサを用いた負荷計測手法と、痛みに着目した負荷評価手法を説明する。負荷計測手法については、本研究で負荷として評価する、接触荷重を計測する計測装置の構成とその計測手法について述べる。また、負荷評価手法については、評価の基準として着目した痛みに関して、本研究で対象とする侵害受容性疼痛の説明を行い、さらに本研究で適用する痛みの評定手法や定量化手法について述べる。

第3章では、バックパック着用時にショルダーストラップが接触する肩部の19点について、第2章の手法を用いて単点圧力刺激と痛みの関係を調査することで部位毎の痛みの感度の差異を確認し、バックパックの負荷を避けるべき部位と積極的に支えられる部位を明確化する。

第4章では、肩の全体的な負荷を軽減する方法として、バックパックの荷重を肩部と腰部に分散する方法を検討する。身体拘束による不快感を伴うヒップベルトを用いない方法としてランバーパッドに着目し、腰部への荷重分散効果と肩部の負荷軽減効果を検証する。具体的には、歩行時の骨盤の運動に対応して可動するランバーパッド(可動式ランバーパッド)を提案し、これを用いた背面パネルと、従来型のフラットな背面パネル、中央にランバーパッドを固定した(固定式ランバーパッド)パネルの負荷を比較・評価する。さらに、痛みを基準として考えた際の、肩部領域全体のリスクの大きさについて、従来型パネルと可動式ランバーパッド付きパネルを比較・評価する。また個別の計測点における荷重値にも着目し、リスクの大きい部位を調査する。

第5章では、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法として、バックパックの荷重を肩部領域内で適切に分散する方法を検討する。バックパックの負荷を多点機械刺激と捉え、背負った際に肩部領域全体に掛かる多点機械刺激が、総合的な痛みの強さとどのように結びつくのかを調査し、回帰分析によるモデリングを行う。バックパックの荷物の重心位置やショルダーストラップのパッドの有無による荷重分布の変化と総合的な痛みの強さの関係について、設定要因の統計解析を行い、さらに多項式シグモイド関数を用いた一般化線形モデル(GLM)でフィッティングすることで、総合的な痛みの強さ決定に寄与する部分負荷の組み合わせについて言及する。

第6章では、本研究で得られた成果をまとめ、研究の限界や残された課題、商品への応用可能性について述べる。

以上より、バックパック着用時の肩部負荷軽減のための二つの方法(腰部への荷

重分散による方法と肩部領域内で適切に分散する方法)に対して、痛みに基づく負荷の適切な軽減方法，評価方法を検討し，その有用性を示す．腰部への荷重分散による方法の中では，身体拘束による不快感のない新しい手段として，可動式ランバーパッドを提案する．痛みに基づく負荷評価においては，総合的な痛みの強さの決定に寄与する部分負荷の組み合わせを調査し，負荷を避けるべき部位と積極的に支えられる部位の負荷量の適正化，調整の実現可能性を示す．本研究のコンセプトマップは，Fig. 1.8 の通りである．

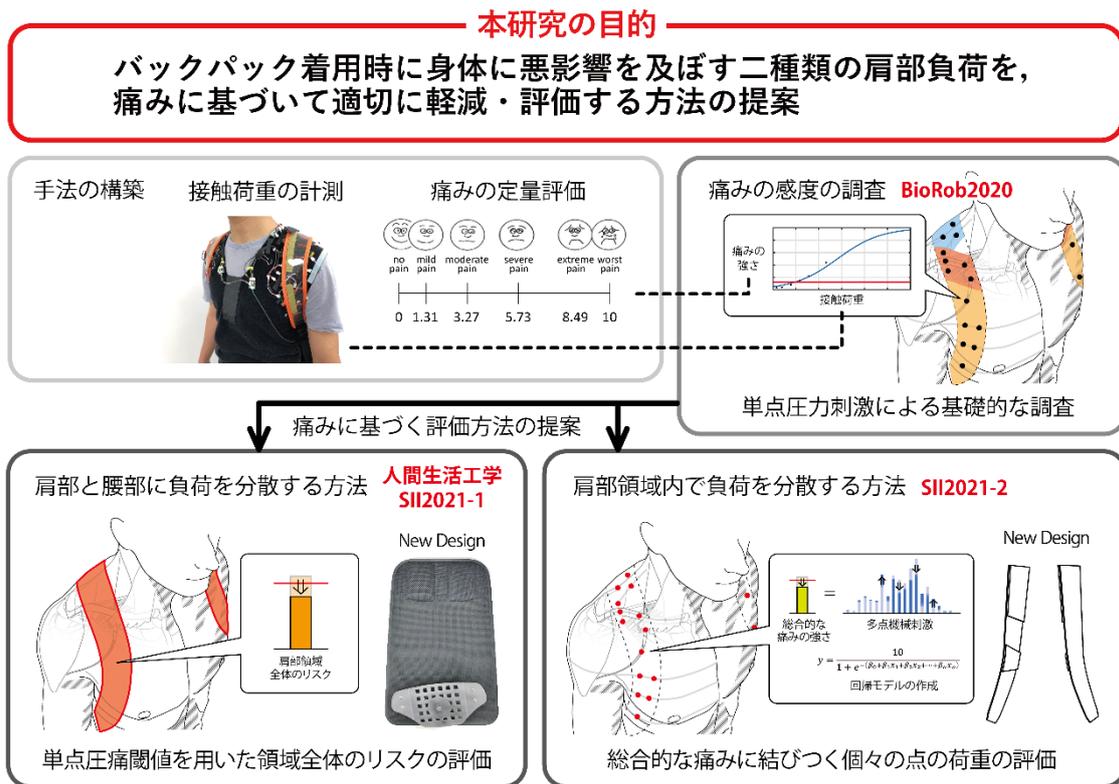


Fig. 1.8 Structure of the thesis

1.5 小括

1. バックパックの歴史や構成パーツに関する基礎的な情報，近年の日常使用の増加に関する社会背景，バックパックの主要な課題について述べ，肩の接触部位の筋圧迫痛を本研究で取り組むべき課題として取り上げた．
2. バックパックの負荷に関する先行研究を紹介し，バックパックの負荷による身体への悪影響とバックパックの設計改善による負荷の軽減方法について述べた．バックパックによる肩部負荷軽減に対する方法を，肩の全体的な負荷を軽減する方法と肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法の二つのアプローチ方法に分けた．
3. 負荷の適切な軽減の重要性と，適正な負荷の基準となり得る痛みに言及し，本研究の目的を述べた．

第2章 負荷計測手法と負荷評価手法

- 2.1 三軸触覚センサを用いた負荷計測手法
 - 2.1.1 バックパックの代表的な荷重計測方法
 - 2.1.2 接触荷重への着目
 - 2.1.3 接触荷重計測装置の構成
 - 2.1.4 三軸触覚センサ
 - 2.1.5 接触荷重の計測
- 2.2 痛みに着目した負荷評価手法
 - 2.2.1 バックパックの負荷による痛み
 - 2.2.2 ペインスケールを用いた痛みの評定
 - 2.2.3 痛みスコアの等価性のある尺度値への変換
- 2.3 小括

概要

第2章では、本研究に共通する三軸触覚センサを用いた負荷計測手法と、痛みに着目した負荷評価手法を説明する。負荷計測手法については、バックパックの代表的な荷重計測方法を踏まえた上で、本研究の負荷と定義する体表面の接触荷重を計測する計測装置の構成とその計測手法について述べる。また、負荷評価手法については、評価の基準として着目した痛みについて、バックパックの負荷による痛みを踏まえた上で、本研究の対象である侵害受容性疼痛について説明し、さらに本研究で適用する痛みの評定手法や定量化手法について述べる。

2.1 三軸触覚センサを用いた負荷計測手法

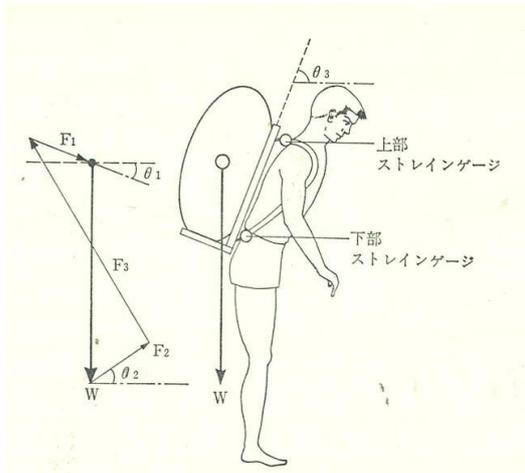
2.1.1 バックパックの代表的な荷重計測方法

バックパックからの荷重の計測には、三つの代表的な方法がある。一つ目の方法は、バックパックの構成パーツの接続部分の力を計測する方法である (Fig. 2.1)。具体的にはショルダーストラップの両端にロードセルを取付けてストラップの張力を計測する方法 [28] や、ヒップベルトと本体の接続部分にフォースセンサを取付けて接続部分の力を計測する方法 [24] 等が知られる。ストラップの張力を計測する方法では、端部の角度 (ロードセルの角度) からショルダーストラップに掛かる力を算出し、バックパック全体の荷重から減ずることで、バックパック本体背面の接触部

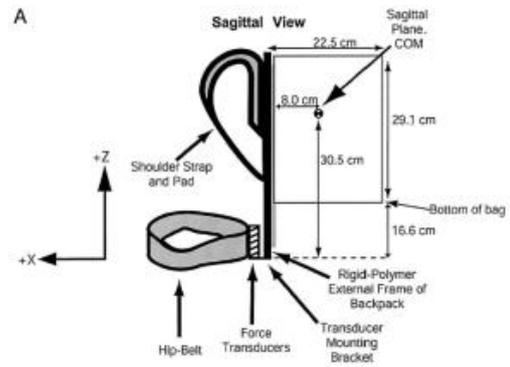
の荷重とショルダーストラップの接触部の荷重の2つの荷重に分けて解析することができる。また、ヒップベルトと本体の接続部分の力を計測する方法では、ヒップベルトとバックパック本体との接続部分の力を腰部(ヒップベルト)で支える荷重と定義し、バックパック全体の荷重から減ずることで、腰部で支える荷重とそれ以外の荷重(肩から上背部全体で支える荷重)の2つの荷重に分けて解析することができる。これらの方法は、計測精度が高い反面、センサ自体が大きく2~4点程度の荷重しか計測できないというデメリットがある。また、接続部分の力の計測であるため、人体への負荷としては、肩部全体、腰部全体等のまとまった領域の荷重としてしか検出できない。

二つ目の方法は、体表面で荷重計測を行う方法である(Fig. 2.2)。先行研究の多くは圧力センサ、特に piezo 抵抗式のフィルム型センサを体表面に沿わせて貼付し、計測する手法[25, 29-30]が採用されている。この方法は、体の特定の部位に掛かる荷重を計測できる。従って、領域内で荷重が集中し易い部位を調査したり、ショルダーストラップの緩衝材による負荷分散効果を評価したりすることが可能である。一方で、荷重を受けると変形する人の皮膚に沿わせながら計測する必要があるため、フィルム形状が身体表面の形状に追従できない部位では計測誤差が生じ易く、またフィルムを何枚か組み合わせて計測することが多いため、配置によっては、フィルムとフィルムの隙間部分で計測漏れが生じる可能性もある。さらに、鎖骨や肩甲骨等、凹凸の多い肩部においては、圧力(垂直応力)だけでなく、体表面に対して平行な滑り方向の応力(剪断応力)も局所的にかかると考えられるが、フィルム型センサでは、剪断応力を計測できないという点に注意が必要である。フィルム型センサを用いた接触圧の計測により身体との適合性を評価する方法は、バックパック以外の領域では広く用いられ、椅子の座面[31]やバックレスト[32]、寝具[33]、靴のインソール[34]、義肢装具[35]等が知られる。

三つ目の方法は、モーションキャプチャと床反力計を用いて、三次元座標と床反力から姿勢や関節角度、関節モーメントを計算する方法[36-37]である(Fig. 2.3)。この方法は、身体の内部に掛かる力を計算できるため、腰痛のリスク評価等、バックパックの負荷による筋骨格系への影響を解析できる。その一方で、モーションキャプチャ用のマーカがカメラから観測できる位置に貼付されていないと座標データが取得できないという制約があり、他の2つの方法と比較して広い空間が必要である。また設備が非常に高価である。



Measuring of strap tensile force with load cell [28]



Measuring of the load supported by hip belt [24]

Fig. 2.1 Load measuring at connecting part between components

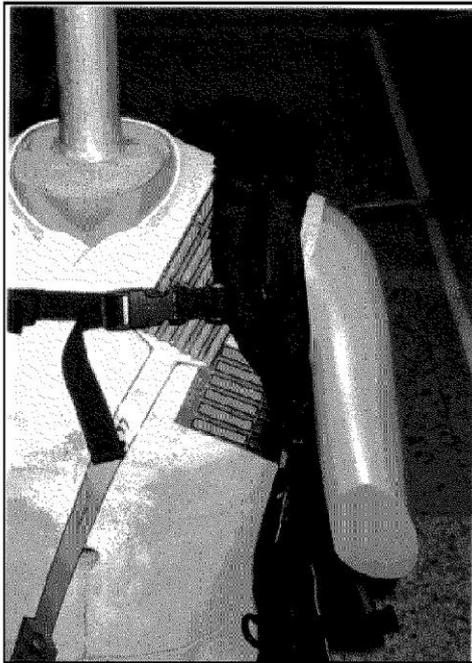


Fig. 2.2 Measuring of body interface pressure with Piezoresistive film sensor [29]

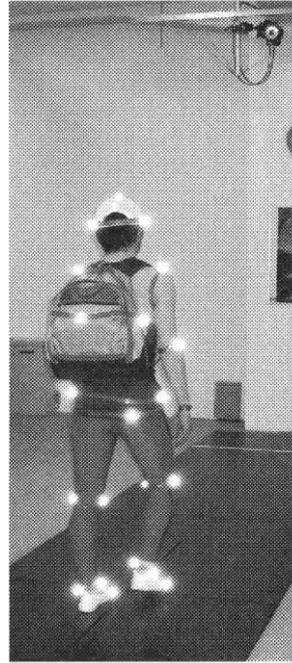


Fig. 2.3 Measuring motion and ground reaction force [36]

2.1.2 接触荷重への着目

前項で記述したように、バックパックの代表的な荷重計測手法には、それぞれメリットとデメリットがある。本研究はバックパックの代表的な課題である、肩の接触部位の筋圧迫痛の改善に取り組むことから、体表面の特定の部位に掛かる荷重を計測できることが望ましい。さらに肩全体の負荷を軽減する方法として、肩部と腰部への負荷の分散も検討することから、肩部、腰部の領域全体の負荷も議論できることが望ましい。そこで、ある部位の周辺領域の荷重を一つの代表点の荷重として計測し、その集積として領域全体の負荷を評価する方法を検討した。

また、先行研究では、肩部の剪断荷重による身体への影響も懸念されている。バックパックを背負って歩行すると、衣服と皮膚の間で摩擦が発生し、ショルダーストラップを介して周期的な剪断荷重が皮膚に加えられると考えられ[30]、皮膚への剪断荷重は、血管や毛細血管の妨害または閉塞により引き起こされる局所的な虚血状態や低酸素状態を促進する可能性がある[38]。従って、剪断荷重にも言及できた方が望ましく、圧力(垂直応力)しか計測できないピエゾ抵抗式のフィルム型圧力センサは適さないと考えた。

以上より本研究は、剪断荷重も計測できる三軸接触センサを採用し、接触荷重で負荷を評価することとした。バックパックが接触する肩部と腰部の体表面の代表点に三軸触覚センサを配置して、各点で計測された接触荷重をその点における負荷とした。

2.1.3 接触荷重計測装置の構成

本研究で使用した接触荷重計測装置の構成(Fig. 2.4)について説明する。バックパックからの接触荷重は、体形に合わせて身幅を調整できるパイル地(ナイロンフレンチパイル)のベスト上に三軸触覚センサを貼付し、その上からバックパックを背負うことによって計測された。被験者は薄手のTシャツを身に着け、その上からベストを着用した。被験者の体形・体格に合わせて、目視と触知により指定の計測点を確認し、計測点上に位置するようにセンサが貼付された。

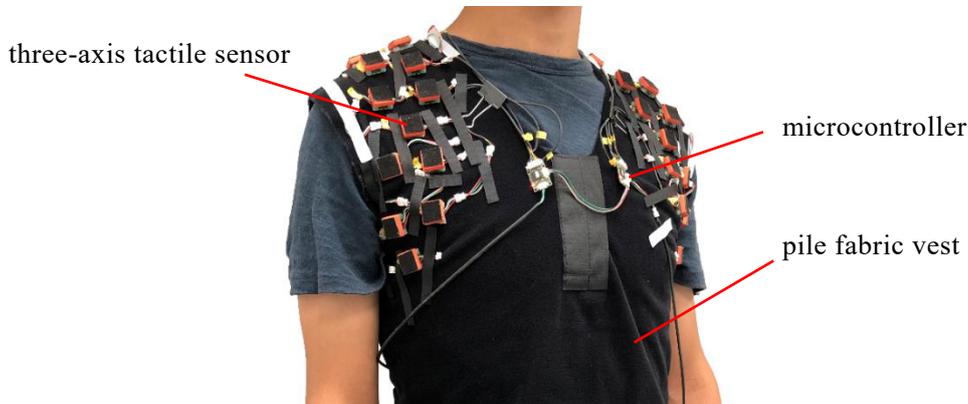


Fig. 2.4 Condition of load measuring device

2.1.4 三軸触覚センサ

本研究で使用した三軸触覚センサ (XELA Robotics 社製, Fig. 2.5) の詳細について説明する. 各センサは事前に, 六軸フォーストルクセンサ (MICRO 5/50-SA, ビー・エル・オートテック社製) を参照し, Tito らの手法 [39] に従って線形回帰を実行することにより校正した. 線形回帰は MATLAB を用いて行った. センサは底面に面ファスナーのオス部材が接着されており, パイル地のベストの計測点に貼付された. また, 上部はナイロン樹脂製のアタッチメント部材を接着して嵩上げし, バックパックとの接触部位を高く設定することで, ショルダーストラップや背面パネルがセンサのケーブルやコネクタに接触しないようにした. さらに, バックパックがしっかりとセンサで支えられるように, ナイロンアタッチメントの上部にはグリップ部材 (TB641, 3M Company, 表面に熱可塑性エラストマーの微細な突起がある) が接着された. センサの寸法は, 底部が 18mm 角で, 高さが 9mm であった. センサのスペックを Table 2.1 に示す.

接触荷重は, 18mm 角のセンサ領域にかかる力 [N] として計測された. 本研究で用いた三軸触覚センサは, 上部プレートの下に, 磁石が埋め込まれたシリコン構造体を有しており, センサ下部の基盤中央にホールセンサが配置されていた. 従って, 荷重によるシリコン構造体の変形量に応じて変化する, ホールセンサでの磁束密度の検出量から力 [N] を説明した. 各センサの座標系は, 各計測点におけるセンサ基盤の中心を原点とし, 体表面に垂直な方向を z 軸 (身体方向に正), 矢状面に平行な方向を x 軸 (背中方向に正, 貼付部位によって前額面との角度が異なる), 矢状面に垂直な方向を y 軸 (右肩から矢状面に向かう方向に正) と定義した.

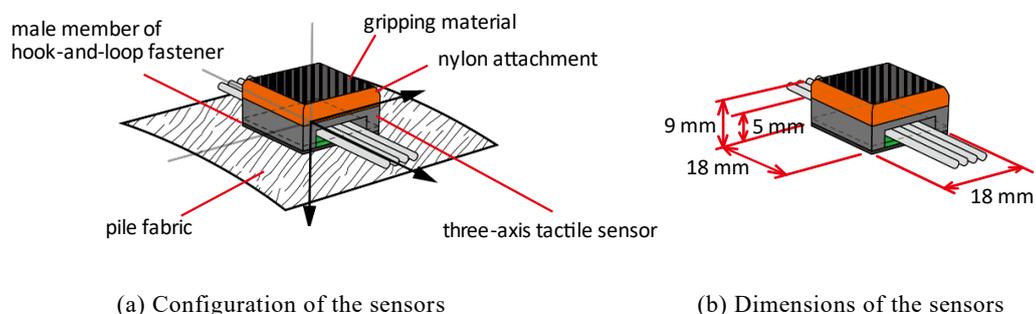


Fig. 2.5 Experimental conditions of the three-axis tactile sensors

Table 2.1 Specifications of the three-axis tactile sensors

Axis	Range [N]	Root mean squared error [N]
x	0.5–4.5	0.12
y	0.5–4.5	0.12
z	0.5–20.0	0.41

2.1.5 接触荷重の計測

本研究の接触荷重は、統一して定めた計測点より計測された。解剖学的な区分とショルダーストラップの接触部位、体格の異なる被験者間で再現性を高めるための特徴点の見つけ易さ等を考慮し、骨や筋線維の向き、筋肉間の境界、骨や筋肉の凹凸等から、荷重の計測部位を左右の肩部に各 19 点、腰部に 12 点の計 50 点設定した (Fig. 2.6)。肩部の計測点は、次の通りである：外側胸部 (MP #1)、乳房部 (MP #2–#5)、鎖胸三角 (MP #6, MP #8)、烏口突起 (MP #7)、鎖骨部 (MP #9, MP #10)、肩の稜線 (MP #11, MP #12)、棘上筋 (MP #13, MP #15)、肩甲骨上角 (MP #14)、肩甲間部 (MP #16, MP #18)、棘下筋 (MP #17)、脊柱部 (MP #19)。ショルダーストラップの接触部分の下に位置する主要な筋肉は、大胸筋、前鋸筋、三角筋、僧帽筋、棘上筋、棘下筋であり、骨は鎖骨と肩甲骨、解剖学的領域は鎖胸三角であった。

一方、腰部の計測点は、次の通りである：腰部 (LMP #1)、脊柱部 (LMP #2)、寛骨部 (LMP #3)、仙骨部 (LMP #4, LMP #6)、臀部 (LMP #5)。背面パネルの接触部分の下に位置する主要な筋肉は、後背筋と大殿筋であり、骨は仙骨と腸骨であった。Fig. 2.6 の黒い点は、右側肩部の 19 点の計測部位に対応しており、赤い点は右側腰部の

6 点に対応している。左側の計測点は、これら右側の計測点に対して矢状面に対称な位置とした。点線は、バックパックの背負い位置の概形である。なお、バックパックの荷重がセンサを介さずに直接身体に掛かるのを防ぐために、隣接する全てのセンサ間の距離が 5cm 以内になるよう設定した。

荷重計測時の注意点として、被験者がバックパックを背負う際には、ショルダーストラップと背面パネルがセンサ以外の部分に接触しないように心掛け、バックパックの荷重が、50 点のセンサのみで支えられるようにした。また、本研究では、荷重(機械刺激)による痛みの評価を行ったが、刺激の提示方法として、それぞれの 18mm 角のセンサの基盤を圧子に見立て、これらの圧子を介して刺激が提示されたものとみなして議論する。次章以降では、被験者の肩部と腰部に負荷を掛けて行われる荷重の計測や痛みを評価する実験について論じるが、一連の実験は、早稲田大学内の人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受け(承認番号:2018-240)、全ての被験者から同意を得て行われた。

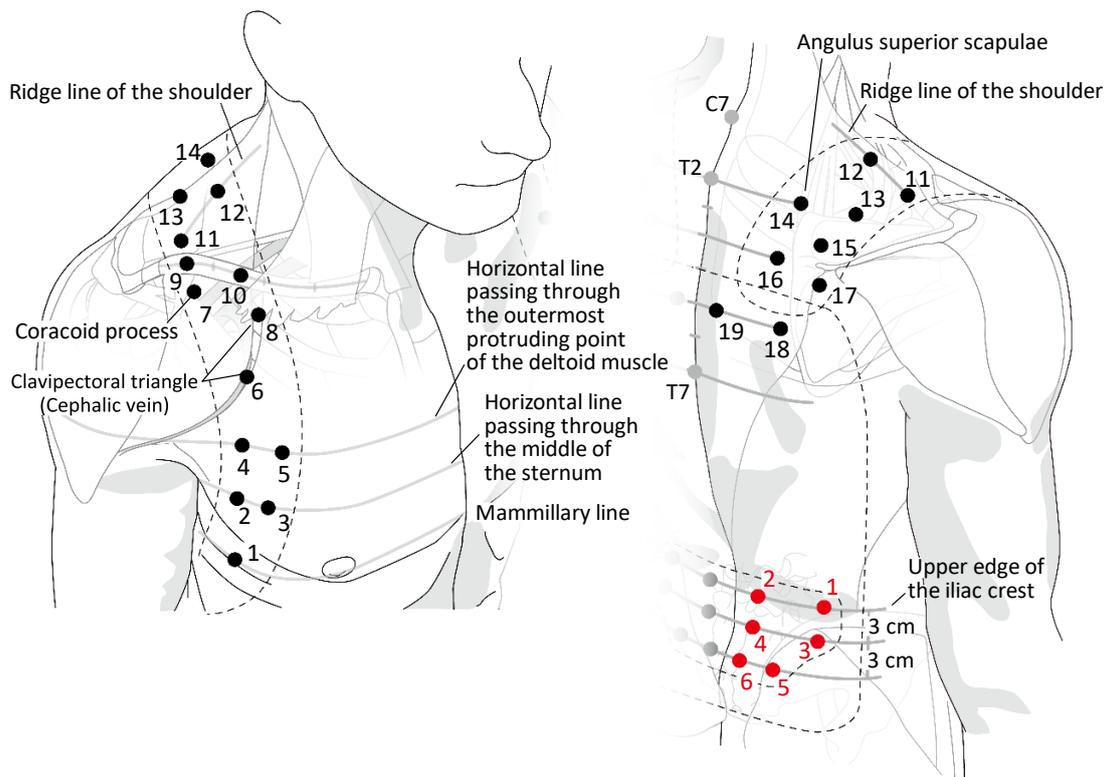


Fig. 2.6 Location of 50 measuring points

2.2 痛みに着目した負荷評価手法

2.2.1 バックパックの負荷による痛み

バックパックの荷物を運ぶときに経験する肩部の痛みは、侵害受容性疼痛と神経障害性疼痛の二つの生理学的タイプに分類される[40]。侵害受容性疼痛は、自由神経終末の侵害受容器への刺激に起因する痛みであり、神経障害性疼痛は、侵害受容器が興奮することなく、神経線維自体への圧迫により生じる痛みで、負荷による組織変形が引き起こす神経への圧迫等、直接的な障害に起因する痛みである。バックパックと関連のある神経障害性疼痛の事例では、鎖骨下の神経叢を直接圧迫する腕神経叢麻痺(Backpack palsy)と肩を後方に引っ張る負荷による長胸神経の牽引損傷が挙げられる[19-20]。これらの症状は、非常に大きな負荷によって生じることが報告されていることから、バックパックによる痛みは、負荷が増加するにつれて、組織変形の知覚により生じる侵害受容性疼痛から、組織変形からの生理的障害により生じる神経障害性疼痛へと変化していくと考えられる。本研究は、日常生活の中で軽～中程度の荷物を持ち運ぶ状況を想定したため、神経障害性疼痛は、評価の対象から除外し、機械刺激による侵害受容性疼痛を対象とする。

バックパックの負荷による侵害受容性疼痛は、次のように知覚される。皮膚や筋肉等の抹消組織に侵害性の機械刺激が加わると、抹消組織に分布する一次求心性神経末端部の自由神経終末に存在する侵害受容器が感知し、活動電位(インパルス)として一次求心性神経を通じて脊髄後角ニューロンに伝えられ、さらに対側に交叉した後、上位中枢の脳に伝えられることで痛みとして知覚される(Fig. 2.7)[41]。侵害受容性の痛みの感覚は、侵害受容に関わる一次求心性線維の種類によって異なる。皮膚痛覚に関して、有髄線維であるA δ 線維の高閾値機械受容器による痛みは、鋭く速い痛み(一次痛)として知覚され、無髄線維であるC線維のポリモーダル受容器による痛みは、遅く鈍い痛み(二次痛)として知覚される[42]。また筋、骨、関節、結合組織等で生じる深部痛覚においては、III群及びIV群(A δ 線維及びC線維)で知覚される[42]。

A δ 線維の高閾値機械受容器は、侵害性の機械的刺激に応じ、弱い機械的刺激では興奮しないという(Fig. 2.8の①)特徴を持ち、受容野に小切開を加えた際の放電放射は、切開中のみに限られることから、針刺し痛のような一次痛に関与すると想定されている[42]。A δ 線維による痛み情報は、脊髄後角では、第I、II、V層の二次侵害受容ニューロンに入力されるが、第I、IIでは、特異的侵害受容(Nociceptive specific, NS)ニューロンに入力され、主に痛みの弁別に関与している[41]。一方、C線維のポリモーダル受容器は、機械的・化学的・熱刺激のいずれにも反応し、非侵害刺激

a: 痛覚伝導路, 痛み情報は体性感覚野のみならず大脳辺縁系にも伝達されるため, 不快な情動を引き起こす。
 b: A δ 線維, C線維の脊髄後角内における投射先。
 DRG: dorsal root ganglion(後根神経節)

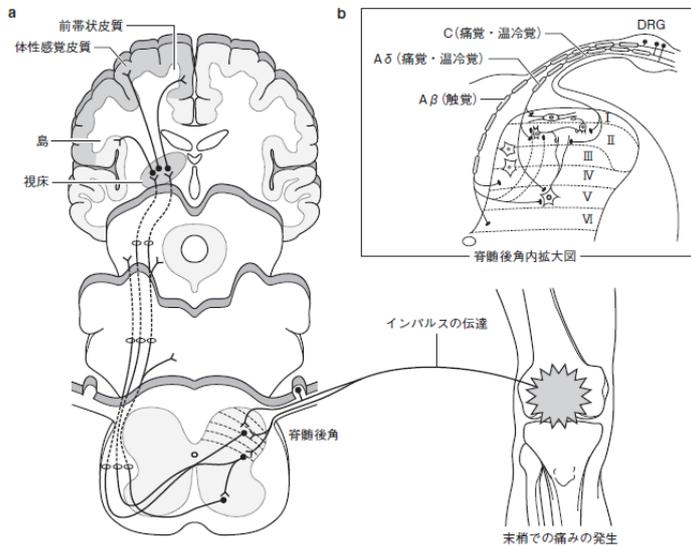


Fig. 2.7 Pain transmission pathway [41]

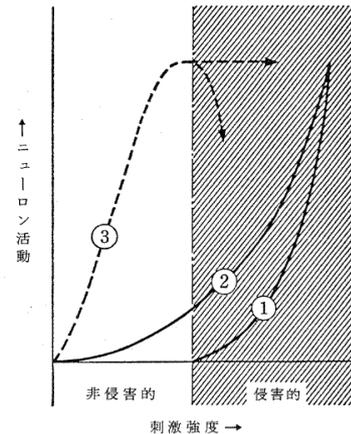


Fig. 2.8 Stimulus-response curve of low-threshold mechanoreceptor and nociceptor [42]

から侵害刺激に至るまでの幅広い範囲の刺激に応答し, 刺激強度に伴って興奮性を増す (Fig. 2.8 の②) という特徴を持つ [42]. C 線維による痛み情報は, 脊髄後角では, 主に第 II 層 (深部入力では, 第 I, V 層) の, 侵害性入力と共に非侵害性入力も収束する広作動域 (Wide dynamic range, WDR) ニューロンに入力され, 痛みの強度の伝達に関与している [41–42]. なお, C 線維による痛みは, 脊髄に伝えられた後, 視床を経て大脳皮質感覚野に投射されるだけでなく, 情動中枢である大脳辺縁系にも中継されるため, 不快な情動が生起される [41].

本研究は, 部位毎の負荷の大きさや, ショルダーパッドの適合性を評価するため, 背負うと知覚され, 外すと収まる急性の侵害受容性疼痛を対象とするが, 皮膚痛覚か深部痛覚のどちらが活性化されたかについて, 明確には区別しない. ただし, 圧子の大きさに関して, 小さな圧子 (0.01–0.49 mm²) による刺激の場合は, 深部組織の侵害受容器への影響はほとんどなく, 表皮内神経終末を主に活性化するのに対し, 大きな圧子 (例えば 1 cm²) による刺激の場合は, 深部侵害受容器を主に活性化することが示唆されている [43]. 従って, 本研究で用いたセンサ (= 圧子) の面積は, 3.24

cm²(Fig. 2.5b)のため、主に深部痛覚を刺激したと考えられる。

末梢で発生した痛みが、一次求心性神経から脊髄後角ニューロンに伝えられる際、痛み情報は、インパルスから化学シグナルへ変換され、興奮性神経伝達物質(一次痛は、グルタミン酸、二次痛は、サブスタンス P等の神経ペプチド)として伝えられる(Fig. 2.9) [41]。興奮性神経伝達物質が、脊髄後角の対応する受容体と結合すると、興奮性シナプス高電位 (EPSP, Excitatory Postsynaptic Potential)が発生する。脊髄後

興奮性神経伝達物質であるグルタミン酸やサブスタンスPが神経末端から放出され、脊髄後角ニューロンの受容体に作用することで新たなインパルスが発生する。このとき一次求心性神経末端に存在するP2X受容体やTRPV1受容体によって興奮性に修飾を受ける。

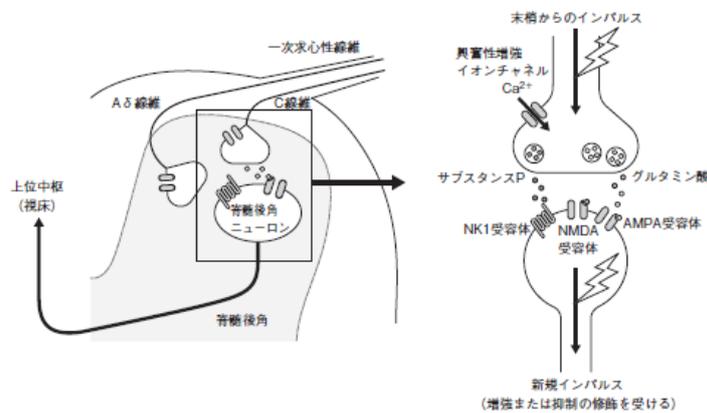


Fig. 2.9 Synaptic transmission in spinal dorsal horn [41]

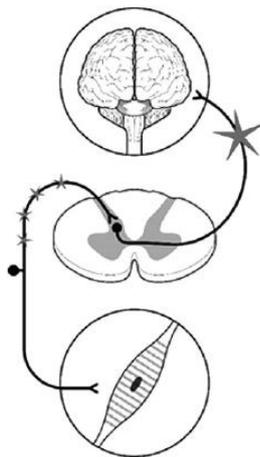


Fig. 2.10 Temporal summation [44]

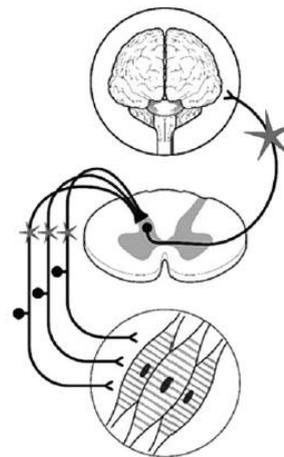


Fig. 2.11 Spatial summation [44]

角での痛み情報は、種々の内因性伝達物質による修飾を受け、痛み情報が増強されたり、抑制によって減弱されたりする[41]。また、脊髄後角には、抑制性神経伝達物質を含有する抑制性介在ニューロンが存在し、痛み情報を抑制している。シナプス後電位では、一次求心性神経に 0.3 Hz 以上の短い時間間隔で同一の反復刺激を与えるとシナプス後電位が加算されて大きくなる時間的加重 (Temporal summation, Fig. 2.10) という現象と、複数の一次求心性神経が、1つの二次侵害受容ニューロンに収束する際、それぞれの一次求心性神経の興奮によりシナプス後電位が加算されて大きくなる空間的加重 (Spatial summation, Fig. 2.11) という現象が起こる[44]。

2.2.2 ペインスケールを用いた痛みの評定

痛みは、身体の一部が危険(実際の、または潜在的な組織損傷の危険)に晒されているという警告信号であると同時に、主観的で感情的な経験である[27]。従って、痛みの強さを評価するためには、痛みを体験した当事者が、自分の感じる痛みを正しく評価して伝える必要がある。そこで本研究は、接触荷重という機械刺激によって引き起こされる肩部の痛みの強さを主観評価するために、Numerical Rating Scale (NRS)を使用した。NRSは、痛みの強さを数値で表現し、他者と共有するための評価ツールである[45]。なお、痛みの評価ツールは、被験者にとって使い易く、痛みをスムーズに比較・評価できることが重要である。そこで、本研究では、NRSによる評価を支援するために、Wong-Bakerのフェイススケール[45]と組み合わせた。ここでは、2スコア毎に評価区分を設定した。評価区分は次の通りである。: 痛みはない(no pain), 僅かに痛みがある(mild pain), 痛い(moderate pain), ひどく痛い(severe pain), 耐えられないほど痛い(extreme pain), 考えられる最悪の痛み(worst pain)。本研究で痛みの評定に使用したペインスケールを Fig. 2.12 に示す。

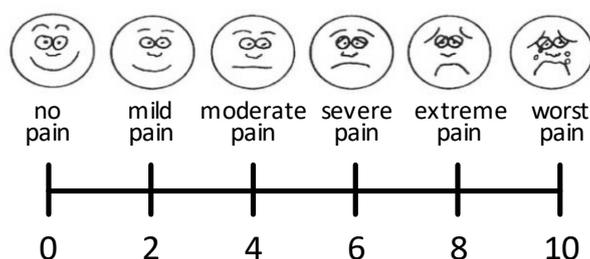


Fig. 2.12 Numerical Rating Scale (NRS) with FACES used in the experiment for rating pain intensity

なお、被験者がより正確に痛みの強さを評定できるように、評定手順を次のように設定した。刺激を受けた後、被験者は最初に、自分が感じた痛みに最も当てはまる評価区分を選択する。次に、同一区分内での程度の差を、評価区分の幅に対する左側からの距離の比率で評価した。例えば、僅かに痛みがあるの評価区分で 1/4 程度の痛みの強さであれば、2.5 というように評定した。

2.2.3 痛みスコアの等価性のある尺度値への変換

実験時の痛みの強さ評価では、被験者の評定のし易さを重視し、評価区分を均等に割り付けた NRS (Fig. 2.12) を用いたが、区分間に等価性がなく、算術平均等の統計値を利用できない。そこで、シェッフエの一対比較法(中屋の変法) [46] を用いてフェイススケールの平均嗜好度を算出した向井らの手法 [47] を引用し、実験で得た評定スコアを等価性のある尺度に修正した。各評価区分の平均嗜好度は、12 名の男性被験者 ($n = 12$) に対して調査したアンケート (Fig. 2.13) の結果を基に算出した。6 段階の評価区分 ($t = 6$) を $A_1 (= \text{no pain}) - A_6 (= \text{worst pain})$ として、アンケートの全員集計値を Table 2.2, 分散分析表を Table 2.3 に示す。平均嗜好度 α は、Table 2.2 の値を用いて、

$$\alpha_i = \frac{1}{tn} \sum_{j=1}^6 A_{ij} \quad (2.1)$$

で算出される。 $A_1 - A_6$ のそれぞれの平均嗜好度 $\alpha_1 - \alpha_6$ は、 $\alpha_1 = -1.833$, $\alpha_2 = -1.333$, $\alpha_3 = -0.583$, $\alpha_4 = 0.354$, $\alpha_5 = 1.410$, $\alpha_6 = 1.986$ となった。Y 値 (yardstick) は、 $Y_{0.05} = 0.235$, $Y_{0.01} = 0.280$ であり、評価区分間の距離は Y 値よりも大きいため、全ての区分間で有意差があった。そこで $\alpha_1 - \alpha_6$ を 0-10 のスコアに変換することで、等価性のある尺度に修正した (Fig. 2.14)。

次章からのデータの解析では、この修正された NRS (Revised NRS, rNRS) 値を痛みの強さを表すスコアとして用いた。rNRS は間隔尺度であるため、痛みを定量的に評価できる。従って、この修正された痛みのスコアを比例尺度である荷重値と結びつけることで、痛みを基準とした負荷の定量評価を実現した。

Table 2.2 Summary of questionnaire results

$\sum_{l=1}^{12} O_l$	A_1	A_2	A_3	A_4	A_5	A_6
A_1		10.5	24.5	27	34	36
A_2	-10.5		12.5	25.5	33.5	35
A_3	-24.5	-12.5		18	29	32
A_4	-27	-25.5	-18		20	25
A_5	-34	-33.5	-29	-20		15
A_6	-36	-35	-32	-25	-15	
$\sum_{j=1}^6 A_{i,j}$	-132	-96	-42	25.5	101.5	143
$\left(\sum_{j=1}^6 A_{i,j}\right)^2$	17424	9216	1764	650.25	10302.25	20449
$\sum(A_{i,j})^2, (\text{下 } \Delta)$	3891.5	3153.75	2189	1025	225	0

Table 2.3 ANOVA results for questionnaire data

要因	平方和(S)	自由度(f)	分散(V)	F 値	P 値
主効果	830.632	5	166.126	706.617	7.546E-82
主効果×個人	38.701	55	0.704	2.993	5.174E-07
組み合わせ効果	43.056	10	4.306	18.314	2.802E-19
誤差	25.861	110	0.235		
合計	938.25	180			

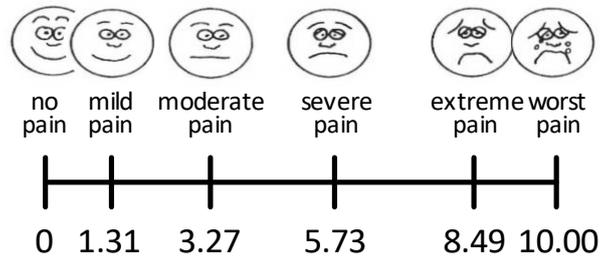


Fig. 2.14 Revised NRS (rNRS) which has equivalence to the distance between sections

2.3 小括

- 1 バックパックの代表的な荷重計測方法に触れ、本研究で負荷として評価する接触荷重の計測要件に合わせて構築した、三軸触覚センサを用いた負荷計測手法について述べた。
- 2 接触荷重計測装置の構成や、採用した三軸触覚センサの詳細、また接触荷重の計測方法について述べた。
- 3 負荷評価の基準となる痛みとして、背負うと知覚され、外すと収まる急性の侵害受容性疼痛を本研究で対象とする痛みとした。
- 4 被験者の主観による負荷評価手法として採用した、ペインスケールを用いた痛みの強さ評定手法について述べた。さらに、実験後に行った、評定スコアを等価性のある尺度に修正する方法について述べた。

第3章 肩部の接触圧力と痛みの関係の調査

- 3.1 背景
- 3.2 調査方法
 - 3.2.1 実験方法
 - 3.2.2 データの解析方法
- 3.3 結果
 - 3.3.1 最大圧力刺激 (61.7kPa) に対する痛みの評価
 - 3.3.2 痛みの感度レベルの特徴づけ
- 3.4 考察
- 3.5 小括

概要

第3章では、本研究で設定した肩部の19の計測点に対して単点圧力刺激を加え、刺激に対する痛みの強さを評価する実験を通じて、部位毎の痛みの感度の差異を確認する。さらに、得られた結果を基に、バックパックの負荷を避けるべき部位と積極的に支えられる部位を明確化する。

3.1 背景

バックパックの負荷による身体への様々な悪影響を防ぐために、バックパックの接触部位の荷重は、適正に保たれる必要がある。身体の警告信号である痛みを評価することは、負荷の適正な範囲からの逸脱の可否を測る上で非常に有益である。バックパックは着用時、主にユーザの肩部と腰部に接触するが、腰部は圧力刺激に対する痛みの閾値(圧痛閾値)が高く、痛みの感度が低い[48]。また、バックパックの荷重の大部分が肩に掛かることから[24]、本研究では、肩部の痛みのみに着目した。

ショルダーパッドを介したバックパックによる肩部への負荷は、接触部位全体に掛かるシームレスな負荷であるが、単点圧力刺激による圧痛閾値は、特定の身体部位における組織損傷のリスクを防ぐための最大許容負荷値とみなすことができる。また、先行研究から、肩部の代表的な部位に関しては、圧痛閾値の違いがすでに示されているが[48]、圧痛閾値は、刺激領域の圧子の増加と共に減少することが知られている[49]。また、圧痛閾値は、圧子の形状等によっても変化する[50]。本研究

では、被験者にバックパックからの負荷を伝達する 18mm 角のセンサの基盤を圧子に見立て、これらの圧子を介して刺激が提示されたものとみなして議論する。従って、本研究の接触荷重計測装置を用いて痛みを評価するために、本研究の装置に固有な閾値を確認する必要がある。

以上を踏まえて、本章では、単点圧力刺激に起因する侵害受容性疼痛を主観評価し、バックパックのショルダーストラップが接触する肩部の 19 点の痛みの感度を調査することで、負荷を避けるべき部位と積極的に支えられる部位を明確化する。

3.2 調査方法

3.2.1 実験方法

過去一年間に肩部、腰部に大きなケガや障害のない健康な成人男性 7 名を対象に実験を実施した。被験者の身体的特徴を Table 3.1 に示す。なお、背面長は腸骨稜から第七頸椎までの体表面の長さとして定義した。先行研究で、痛みの感度に左右差が検出されなかったことから [48]、本実験では、右肩の 19 点 (Fig. 2.6) のみを調査した。各被験者の 19 の計測点は、実験後、センサを取り付けた状態でパイル地のベストを展開し、スキャナーを用いて展開面上の位置として記録した。

一連の単点圧力刺激が被験者の肩部の計測点に提示され、その後、被験者はペインスケール (Fig. 2.12) を用いて痛みの強さを評価した。圧力刺激は金属製のプッシュ

Table 3.1 Biometrics of seven subjects

Subject #	Height [cm]	Back length [cm]	Weight [kg]	BMI [kg/m ²]	Age
1	169	47.5	64	22.4	32
2	168	44.5	62	22.0	44
3	167	44.0	61	21.9	27
4	168	51.0	68	24.1	27
5	176	49.5	67	21.6	28
6	172	53.5	60	20.3	28
7	178	53.0	58	18.3	28
Mean	171.14	49.00	62.86	21.51	30.57
S.D.	4.02	3.55	3.40	1.67	5.70



Fig. 3.1 Experimental condition presenting single point stimulus

ャーによって加えられ (Fig. 3.1), 三軸触覚センサを用いてセンサの貼付位置に対して垂直な向きの力をモニタリングした. 圧力刺激は次の 7 水準に設定した: 1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10.0, 15.0, 20.0 N. 垂直応力に変換すると, 3.1, 7.7, 15.4, 23.2, 30.9, 46.3, 61.7 kPa であり, 圧力刺激は被験者に知らせることなく小さい方から順に変更しながら提示した. 1 回の計測につき, 目標の圧力値に到達してから 10 秒間加圧した後, 被験者はペインスケールで痛みの強さを評価した. 計測は自然な呼吸条件下で行われた. 先行研究 [30] によると, 150 個の piezoresistive 圧力センサ (センサピッチ: 1cm) を用いて, 3 名の被験者に対し, 25 kg のバックパックを背負った静止立位での肩部の接触圧力を計測したところ, 次のような計測結果であった: 僧帽筋部 = 3–40 kPa, 鎖骨部 = 3–51 kPa, 胸筋部 = 3–24 kPa, 腋窩部 = 3–57 kPa. 従って, 本実験で設定した刺激の強さは, 軽~中程度の重量の荷物を持ち歩く, 日常生活での使用を想定したバックパックの荷重条件に, 十分対応可能であると考えられる.

3.2.2 データの解析方法

被験者 7 名の計測点の位置データは, 被験者の身長や体格の変化による位置の違いの影響を減らすために, 最も遠い計測点である MP #1–MP #19 間の距離を基準に正規化し, MP #1 と MP #19 でそれぞれの被験者のデータが重なるように, 位置を調整した.

実験を通じて得られた圧力刺激に対応する痛みの強さスコアは, 第 2 章 2.2.3 項

の手法を用いて区分間に等価性のある rNRS 値 (Fig. 2.14) に修正された後, シグモイド関数を用いて刺激と痛みの強さの関係を近似した. なお, 先行研究では, 刺激と痛みの強さの関係は, シグモイド関数によって十分にモデリングされており, 高い決定係数 (R-squared value) を示していた [51]. rNRS 値は 0 から 10 の範囲に制限されているため, シグモイド関数は次のように定義された.

$$F(x) = \frac{10}{1+e^{-(ax+b)}} \quad (3.1)$$

ここで, $F(x)$ は痛みの強さ (rNRS 値), x は圧力刺激 [kPa], a はゲイン・パラメータ, b はバイアス・パラメータである. これらのパラメータは, カーブフィッティングにより得られた.

次に, 初めて痛みが知覚される刺激の強さである, “僅かに痛みがある (mild pain)” の閾値 (rNRS 値 = 1.31) を式 (3.1) より推定した. 痛みの感度の個人差の影響を減らし, 痛みが容易に知覚される部位, または知覚されにくい部位を抽出するために, 各計測点の痛みの閾値を, 被験者毎にそれぞれ 0 (閾値の最小値) から 1 (閾値の最大値) の間で正規化した. 次に, k-means 法を用いて, 正規化された痛みの閾値 (NPT, normalized pain threshold) をクラスタリングし, これを痛みの感度レベル (PSL, pain sensitivity level) とした. データセットの各ポイントからそれぞれのクラスタの重心までの距離を計算するための関数として, 二乗ユークリッド距離を用いた. 分類するクラスタの数は, 最も強い刺激である 61.7 kPa の刺激の結果を基に決定した. 各計測点の PSL は, クラスタ毎の平均 NPT に基づいて割り当てられ, 高い NPT は, 低い PSL に対応し, 逆もまた同様であった. 各被験者, 各計測点における痛みの感度は, 計測点の位置データ上に, NPT に基づいて分類された PSL で色付けすることにより, 強調された. 一連のデータ分析は, MATLAB を用いて行われた.

3.3 結果

3.3.1 最大圧力刺激 (61.7 kPa) に対する痛みの評価

被験者は, 右肩の 19 点に加えられた 7 段階の圧力刺激に対する痛みの強さを評価した. 実験で使用された最も強い刺激 (61.7 kPa) の結果を Fig. 3.2 に示し, 修正された痛みのスコア (rNRS 値) を Table 3.2 に示す. なお, Fig. 3.2 の赤い線は, Fig. 2.6 の灰色の線や, 体の凹凸の輪郭を表した参照線であり, Table 3.2 のセルの色は, Fig. 3.2 の痛みレベルの色に対応している. 全ての計測点で, “耐えられないほど痛い (extreme pain)”, “考えられる最悪の痛み (worst pain)” の評価は観測されなかった. 痛みのレベルは,

鎖骨部 (MP #9, MP #10) を中心に前部と後部の領域で分かれた。

前部領域 (MP #1–MP #8) は、後部領域 (MP #11–MP #19) と比べて、高い痛み評価区分の点がより多く存在した。この傾向は、外側胸部 (MP #1)、乳房部 (MP #2)、及び鎖胸三角 (MP #8) で顕著であり、被験者の大多数が“痛い (moderate pain)”，または“ひどく痛い (severe pain)”と感じていた。鎖骨部では、内側 (MP #10) は外側 (MP #9) より痛みスコア (rNRS 値) が高く、その標準偏差 (S.D.) は同程度であったため、外側は相対的にばらつきが大きかった。乳房部 (MP #2)、烏口突起 (MP #7)、及び肩の稜線 (MP #11) は、rNRS 値の標準偏差が大きかった。後部領域については、被験者は肩の稜線 (MP #11) と肩甲骨上角 (MP #14) で“僅かに痛みがある (mild pain)”，

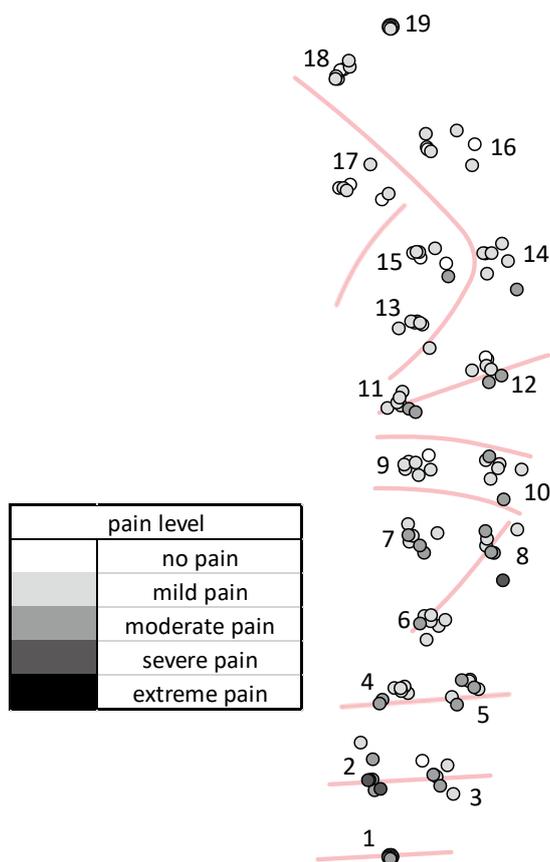


Fig. 3.2 Pain rating in response to the 61.7 kPa pressure stimulus

Table 3.2 rNRS value in response to 61.7 kPa pressure stimulus.

MP #	subject #							mean	S.D.
	1	2	3	4	5	6	7		
1	4.00	4.78	4.95	4.45	3.74	3.15	4.79	4.27	0.66
2	5.24	7.51	1.41	4.46	4.41	4.49	6.06	4.80	1.87
3	3.67	1.28	0.88	2.67	3.03	4.18	2.76	2.64	1.19
4	2.92	2.41	1.94	2.79	1.71	3.74	4.72	2.89	1.05
5	2.78	2.88	3.63	2.60	4.70	3.16	4.62	3.48	0.87
6	2.30	2.59	1.33	1.87	1.57	4.51	2.72	2.41	1.06
7	2.87	5.00	1.50	1.71	4.94	3.20	4.28	3.36	1.44
8	2.46	2.92	4.67	3.23	3.31	3.29	5.88	3.68	1.18
9	1.44	0.98	2.50	1.15	1.65	1.31	3.17	1.74	0.80
10	2.10	3.95	1.48	2.33	2.56	1.80	3.41	2.52	0.88
11	1.68	3.16	2.13	1.36	4.81	1.65	5.11	2.84	1.56
12	1.32	1.22	2.13	1.10	4.03	3.16	3.31	2.33	1.18
13	1.22	1.01	1.47	1.00	2.31	1.52	3.11	1.66	0.78
14	1.36	1.92	2.32	1.38	2.44	1.68	3.53	2.09	0.76
15	2.00	2.05	1.12	1.23	2.29	1.20	3.56	1.92	0.86
16	1.38	1.21	0.74	1.21	2.48	1.98	1.90	1.56	0.59
17	1.59	1.13	1.69	1.01	2.13	1.22	2.73	1.64	0.62
18	1.38	1.32	2.34	0.94	2.16	1.17	1.97	1.61	0.54
19	1.29	1.33	1.74	0.90	1.40	1.81	2.54	1.57	0.52

または，“痛い(moderate pain)”と感じた。さらに，ほとんどの被験者は，棘上筋(MP #13)から脊柱部(MP #19)まで，MP #14を除く上背部では，“僅かに痛みがある(mild pain)”と感じたか，痛みを感じなかった。乳房部(MP #2, MP #3)，鎖胸三角(MP #8)，肩の稜線(MP #12)，及び棘上筋(MP #15)で，評価は3つの区分に分かれ，被験者間で個人差が確認された。

3.3.2 痛みの感度レベルの特徴づけ

刺激と痛みの強さ(rNRS 値)の関係を式(3.1)のシグモイド関数で近似した。その一例として被験者#1の乳房部(MP #2)の結果を Fig. 3.3 に示す。全ての被験者，

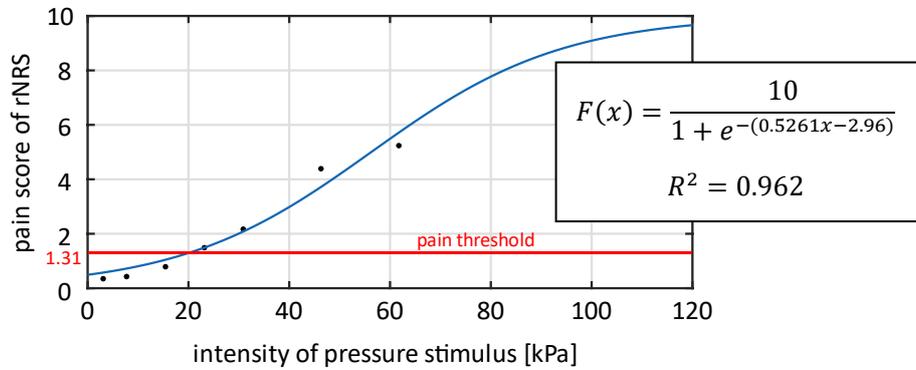


Fig. 3.3 Approximation of rNRS pain score with a sigmoid function

Table 3.3 Results of regression and estimation with mean scores of subjects

MP #	a	b	R-squared value	Estimated pain threshold $x = F^{-1}(1.31)$
1	0.0434	-2.869	0.962	22.465
2	0.0509	-3.224	0.996	26.150
3	0.0350	-3.221	0.974	37.918
4	0.0408	-3.436	0.992	37.858
5	0.0432	-3.296	0.997	32.486
6	0.0326	-3.104	0.949	37.192
7	0.0410	-3.219	0.986	32.328
8	0.0430	-3.204	0.990	30.516
9	0.0230	-2.930	0.911	45.018
10	0.0305	-2.898	0.934	32.923
11	0.0360	-3.135	0.980	34.536
12	0.0339	-3.303	0.986	41.646
13	0.0278	-3.305	0.962	50.783
14	0.0300	-3.132	0.959	41.241
15	0.0338	-3.540	0.992	48.693
16	0.0259	-3.280	0.942	53.533
17	0.0244	-3.085	0.924	48.880
18	0.0272	-3.317	0.965	52.268
19	0.0290	-3.434	0.957	53.049

計測点の近似式の決定係数 (R-squared value) の平均は, 0.929 ± 0.06 であった. 次に, 痛みの閾値を推定し, 被験者毎に正規化した. 本章では痛みの閾値の推定は, 被験者毎, 計測点毎に行ったが, 参考として刺激と痛みの強さの被験者平均を近似した結果を Table 3.3 に示す.

被験者毎に算出した NPT を k-means 法でクラスタリングするにあたって, 実験で最も強い刺激 (61.7 kPa) の痛みが, “痛みはない (no pain)” から “ひどく痛い (severe pain)” までの 4 つの評価レベルとして与えられたため, クラスタの数を $K=4$ とし, 4 つの PSL グループに分類した. NPT を全ての被験者の計測点にマッピングし, PSL で色付けした結果を Fig. 3.4 に示す. さらに, 各被験者の NPT を Table 3.4 に示す. なお, Table 3.4 のセルの色は, Fig. 3.4 の PSL の色に対応している.

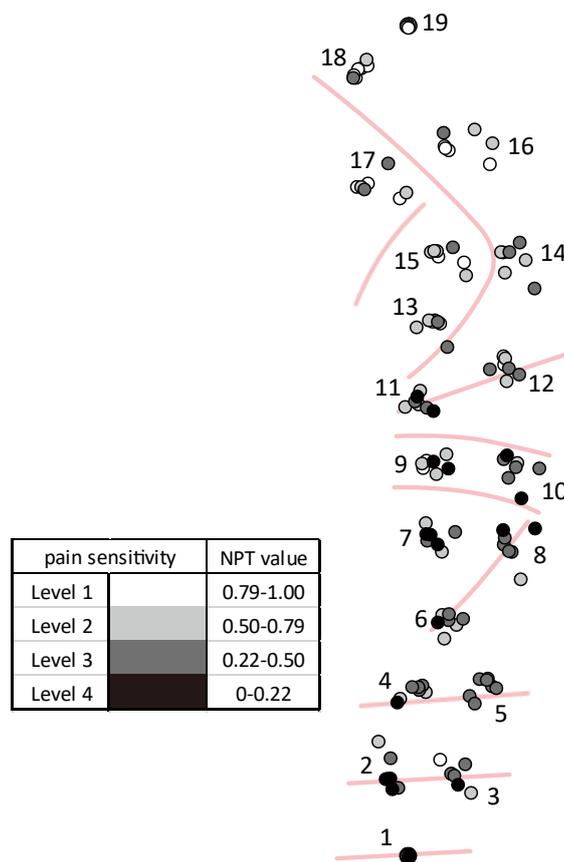


Fig. 3.4 Pain sensitivity classified with normalized pain threshold (NPT)

Table 3.4 NPTs classified into four pain sensitivity levels

MP #	subject #							mean	S.D.
	1	2	3	4	5	6	7		
1	0.00	0.00	0.00	0.19	0.03	0.01	0.26	0.07	0.10
2	0.05	0.08	0.57	0.25	0.04	0.02	0.35	0.20	0.19
3	0.34	0.76	0.91	0.30	0.32	0.00	0.57	0.46	0.29
4	0.28	0.39	0.46	0.37	0.66	0.15	0.69	0.43	0.18
5	0.28	0.23	0.34	0.32	0.29	0.32	0.28	0.29	0.03
6	0.36	0.24	0.58	0.46	0.67	0.04	0.65	0.43	0.21
7	0.29	0.16	0.58	0.48	0.14	0.12	0.56	0.33	0.19
8	0.29	0.28	0.15	0.00	0.29	0.22	0.69	0.27	0.20
9	0.85	0.96	0.17	0.77	0.64	0.74	0.00	0.59	0.34
10	0.44	0.14	0.55	0.31	0.38	0.29	0.11	0.32	0.14
11	0.74	0.20	0.48	0.66	0.00	0.64	0.35	0.44	0.25
12	0.94	0.77	0.29	0.79	0.34	0.37	0.57	0.58	0.24
13	1.00	1.00	0.58	0.89	0.40	0.73	0.47	0.73	0.23
14	0.90	0.53	0.31	0.64	0.48	0.52	0.33	0.53	0.19
15	0.70	0.53	0.73	0.80	0.40	0.96	0.74	0.70	0.17
16	0.88	0.83	1.00	0.70	0.50	0.33	1.00	0.75	0.23
17	0.61	0.88	0.49	0.91	0.35	0.90	0.62	0.68	0.21
18	0.89	0.79	0.26	1.00	0.56	1.00	1.00	0.79	0.26
19	0.96	0.67	0.54	0.98	1.00	0.61	0.79	0.79	0.18

以下、PSL の分類結果について述べる。鎖骨部 (MP #9, MP #10) の前部領域では、外側胸部から鎖胸三角 (MP #1–MP #8) まで、各計測点で PSL の分布に違いはあるものの、PSL は総じて高く、痛みは容易に感じられた。外側胸部 (MP #1) は、PSL 4 が最も観られた部位で、1 人を除く全ての被験者が PSL 4 であった。乳房部 (MP #3) では、全ての種類の PSL が観られ、乳房部 (MP #5) は、全ての被験者が PSL 3 であった。鎖骨部では、外側 (MP #9) の PSL は評価が二分した。一方、鎖骨部の内側 (MP #10) の PSL は、高めであった。肩の稜線では、外側 (MP #11) は内側 (MP #12) よりも痛みを感じ易かった。肩甲骨上角 (MP #14) では、ほとんど全ての被験者の PSL が 2 または 3 であった。棘上筋 (MP #13, MP #15)、棘下筋 (MP #17)、肩甲間部 (MP #16, MP #18)、及び脊柱部 (MP #19) では、大多数の被験者が PSL 1 または 2 であり、痛みが感じられにくい。脊柱部 (MP #19) は、痛みの感度が最も低かった。

3.4 考察

実験で使用された最も強い刺激(61.7kPa)から、計測点による痛みの評価の差異が確認された。さらに、NPTを4つのPSLに分類したFig. 3.4の痛みの感度マッピングは、肩の各計測点を痛みの感度で特徴づけた。この結果を領域毎に分析するために、解剖学的アプローチと統合して、以下に考察する。

長胸神経が前鋸筋の上を走行する外側胸部(MP #1)は、圧力刺激に対して最も敏感な領域であった。先行研究では、MP #1 下の前鋸筋と MP #10 及び MP #12 付近の中斜角筋との固定点間の牽引によって引き起こされる、肋骨の上部領域の長胸神経損傷の可能性が論じられている[19]。従って、MP #10 及び MP #12 にバックパックスの負荷が掛かる際には、MP #1 での圧力または痛みのレベルを慎重に考慮する必要がある。乳房部(MP #2-MP #5)は、全ての被験者のPSLが3であるMP #5を除いて、全体として被験者間で異なるPSLを示した。この領域は、筋肉(大胸筋と小胸筋)、骨(肋骨)、そして脂肪で構成されている。そのため、この部位は身体的な違いが目立つ傾向にある領域と考えられる。被験者のBMI(Table 3.1)の標準偏差は小さく、低体重であった1名を除いて、被験者は普通体重であった。従って、PSLの違いは、BMIだけでは説明できない被験者間の筋肉、脂肪量の違いによって引き起こされた可能性がある。あるいは、計測点が肋骨に位置したか、肋骨の間に位置したか等の未定義の計測点の条件のために、PSLが異なった可能性がある。この領域では、ショルダーストラップやパッドの厚さ、幅、曲線の形状等の設計の際に、個人差を考慮する必要があると考えられる。

鎖胸三角(MP #6, MP #8)は、大胸筋と三角筋、鎖骨で囲まれた三角形の領域であり、橈側皮静脈の上に位置する。多くの被験者は、MP #6と比較してMP #8で同じかそれ以上のPSLを示し、同じレベル(PSL 3)に分類されたNPTの平均値は、MP #8の方が低かった。鎖胸三角の上部(MP #8)は、鎖骨の内側部分(MP #10)と第一肋骨及び第二肋骨の近くに位置する。この領域は変形しやすく、荷重が筋肉の縁部分に集中する可能性がある。またMP #8は、鎖骨領域への負荷の影響を受けやすく、鎖胸三角は血行動態に直接影響するため、この部位では、圧力をより低いレベルに維持する必要がある。烏口突起(MP #7)は、圧力刺激に対して敏感であった。おそらく、この領域は、皮膚表面の近くに腱と靭帯が交錯する突出した骨端があるため、荷重が集中し易かったと考えられる。鎖骨の外側約3分の1の部分に位置した鎖骨部(MP #9, MP #10)は、後縁で僧帽筋の上部線維が停止する点である。さらに、MP #10は僧帽筋の内縁に位置した。鎖骨の外側(MP #9)は、個人の痛みの感度に最も大きなばらつきを示した。対照的に、鎖骨の内側(MP #10)は、多くの被験者で比較的高

い PSL を示した。鎖骨上神経は鎖骨の上を走行し、腕神経叢、鎖骨下動脈、鎖骨下静脈は鎖骨の下を走行する。先行研究で Hadid らは、計算分析を通じて腕神経叢の外側部が鎖骨への負荷に対して内側部より脆弱であることを示した[52]。PSL を基に負荷の分散を検討した場合、外側の MP #9 で負荷を支えることは痛みを管理する上で効果的に思えるが、解剖学的特徴、基礎となる構造を考慮する場合には推奨されない。従って、鎖骨領域では、負荷を減らすか、部分的に負荷を回避するためにバックパックのストラップまたはパッドの設計を検討する必要がある。

肩の稜線(MP #11, MP#12)は、僧帽筋上に位置する。MP #11 は肩甲骨または棘上筋の上にも位置する可能性があるが、MP #12 は多くの薄い筋肉が重なっている領域に位置した。両計測点の PSL は被験者間で異なったが、多くの被験者は MP #12 よりも MP #11 で高い PSL を示した。バックパックを着用すると、ショルダーストラップの張力により、この領域に強い応力が掛かる可能性がある。従って、ショルダーストラップの設計の有効性の評価結果は、この領域のどちらが高負荷となっているかによって大きく異なる可能性がある。上背部では、肩甲骨上の領域(棘上筋 MP #13, MP #15, 棘下筋 MP #17), 肩甲骨外の領域(肩甲間部 MP #16, MP #18), 及び脊柱部(MP #19)は、圧力刺激に対する感度が低い。従って、これらの領域は、バックパックの負荷を積極的に支えることが可能であると考えられる。肩甲骨上角(MP #14)は、肩甲骨の突出した端部上に位置するため、他の上背部よりも僅かに痛みの感度が高かった。

第3章では、肩の各部位を痛みの感度で特徴づけた。PSL は、どの部位が負荷に対するリスクが小さく、どの部位が負荷に対するリスクが大きいかについての洞察を与えた。さらに、PSL マッピングにより、痛みの感度を考慮した負荷分布のバランスの重要性を示した。バックパックのショルダーストラップの設計評価の際には、PSL の低い領域で負荷が積極的に支えられ、PSL の高い領域、または、PSL が大きく変動する領域では重い負荷から保護されていることを確認する必要がある。本章で得られた情報に基づいて、各部位で適切な負荷を維持することにより、適切な負荷分散が実現可能であると考えられる。

3.5 小括

- 1 単点圧力刺激の痛みを評価する実験を通じて、バックパックの接触部位に特化した肩の痛みの感度の違いを調査した.
- 2 k-means 法を用いて被験者毎に正規化した圧痛閾値(NRT)を4つの痛みの感度レベル(PSL)に分類し, さらに PSL に基づいて計測点に色分けを施すことで, 特性を包括的に把握可能な痛みの感度マッピングを作成した.
- 3 痛みの感度マッピングを解剖学的な解釈と統合し, 次の知見を得た. 上背部(MP #12-MP #19)は, バックパックの負荷を積極的に支えることができる. 鎖骨の周辺領域(MP #7-MP #11)は, 負荷を減らすのが望ましい. 前部領域(MP #1-MP #6)は, ユーザの体格を考慮しながら, バックパックの負荷を減らすのが望ましい.

第4章 肩部と腰部に負荷を分散する方法

- 4.1 腰部への負荷分散
- 4.2 可動式ランバーパッド
- 4.3 検証方法
 - 4.3.1 実験方法
 - 4.3.2 バックパックと背面パネル設定
 - 4.3.3 データの解析方法
- 4.4 結果
 - 4.4.1 背面パネル条件毎のバックパック荷重
 - 4.4.2 背面パネル条件毎のバックパック剪断荷重
 - 4.4.3 痛みに基づく計測点毎の荷重
- 4.5 考察
 - 4.5.1 バックパック荷重と剪断荷重
 - 4.5.2 痛みに基づく計測点毎の荷重
- 4.6 小括

概要

第4章では、肩の全体的な負荷を軽減する方法として、バックパックの荷重を肩部と腰部に分散する方法を検討する。歩行時の骨盤の運動に対応して可動するランバーパッド(可動式ランバーパッド)を提案し、これを用いた背面パネルと、従来型のフラットな背面パネル、中央にランバーパッドを固定した(固定式ランバーパッド)パネルの負荷を比較・評価する。さらに、痛みを基準とした肩部領域全体のリスクの大きさについて、従来型パネルと可動式ランバーパッド付きパネルを比較・評価する。また個別の計測点について従来型背面パネルを背負った際のリスクの大きい部位を調査する。

4.1 腰部への負荷分散

バックパックからの肩の過大な負荷を軽減する一つの代表的な方法として、肩の全体的な負荷を軽減する方法がある。これは、バックパックは着用時、主にユーザの肩部と腰部に接触するため、肩部の負荷を腰部に分散して負荷の一部を腰部で支えることで、肩部の負荷を全体的に軽減するというものである。その代表的な例と

して、ヒップベルトによる負荷軽減が知られるが[24]，腰部で荷重を安定的に支える構成パーツである“ランバーパッド”の骨格への効果も検証されている[16]。

ヒップベルトは，腰部への負荷分散の効果的な手段である反面，身体への拘束による不快感を伴い，日常生活においては服装との親和性の観点からも，使用が避けられたり，そもそもヒップベルトの搭載されていないバックパックが選ばれたりすることが多い．また身体の拘束による影響としては，骨盤の回旋が減少する等の歩容への影響がある[53]．従って，本章では，身体を拘束しない別の手段として，ランバーパッドによる負荷分散を検討・提案する．

腰部への負荷分散を検討する上で考慮すべき重要なポイントとして，歩行による骨盤の運動の影響が挙げられる．各歩行サイクルで，骨盤は周期的な三軸回転運動を行い(Fig. 4.1)，体幹は1回のサインカーブを描く(Fig. 4.2)[54]．歩行時のバックパックは，静的な負荷に加え，体幹の周期的な運動による動的な振動負荷を引き起こすため，肩部に大きなピーク負荷が掛かかる[55–56]．また骨格の歩行動作への影響としては，胸郭と骨盤の横回転の減少，相対位相の減少，股関節可動域の増加[53, 57]等が挙げられるが，バックパック着用時の歩行では，胸郭–骨盤間の水平相対変位や骨盤の回転運動によりバックパック本体が左右に振られ，肩に不均衡で過大な負荷が掛かると推察される．

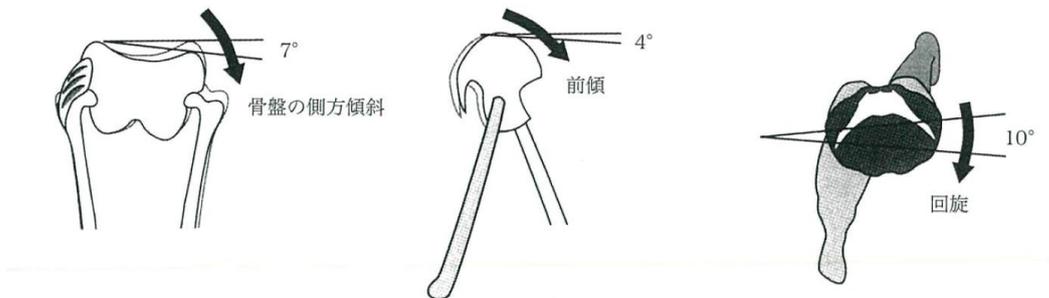


Fig. 4.1 Pelvis range of motion in gait [54]

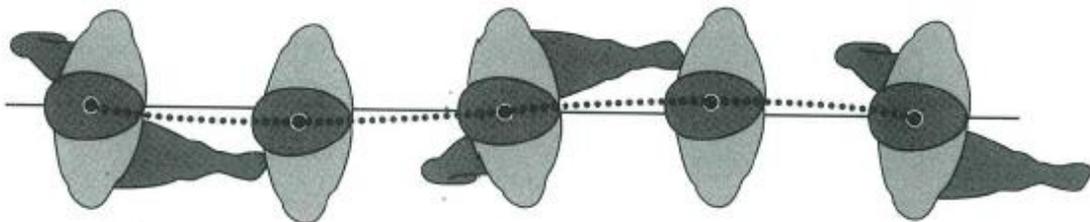


Fig. 4.2 Sideways trunk movement in gait [54]

そこで本章では，胸郭－骨盤間の水平相対変位と骨盤の回転を吸収して腰部で荷重を動的に支えることで，歩行サイクル全体でバックパックの肩部負荷を軽減する新しいランバーパッドを備えた背面構造を提案し，その効果を検証する．さらに，特定の身体部位における最大許容負荷値を想定し，単点圧力刺激の圧痛閾値で正規化した荷重を比較することで，肩部領域全体のリスクの軽減効果を検証する．また従来型の背面パネルのバックパックが持つ，肩部の特定の部位へのリスクが，腰部への負荷分散により，どのように変化したかについても調査する．

4.2 可動式ランバーパッド

本研究で提案するランバーパッドは，胸郭－骨盤間の水平相対変位と骨盤の回転を吸収して腰部で荷重を動的に支えることを期待した可動式のランバーパッドである．パッド部分の基本形状は，仙骨部の傾斜に沿う湾曲形状と山形形状を組み合わせ，臀部を避ける円弧状のカットを施した形状で (Fig. 4.3)，ナイロン樹脂素材とした．

動作部品は，AIST 歩行データベース 2015 [58]より解析した歩行周期中の第十胸椎と仙骨の相対変位が，前額面上の水平方向に ± 2 cm 程度であったことから (Fig. 4.4)，この変位吸収のため，背面パネル中心から左右に 2cm ずつ水平移動可能なスライダーを設けた (Fig. 4.5a)．また骨盤は三軸運動する (Fig. 4.1) [54]ため，ランバーパッドとスライダーを球状に接続した．スライダー側のコネクタに V 字穴を設けてランバーパッドの回転軸を挿通し，矢状面，横断面方向の運動範囲を制限する (Fig. 4.5b) と共に，コネクタの球面に凹凸を設けて前額面の傾斜範囲も制限した (Fig. 4.5c)．ランバーパッドの動作範囲は，矢状面に対称とした (Fig. 4.6)．

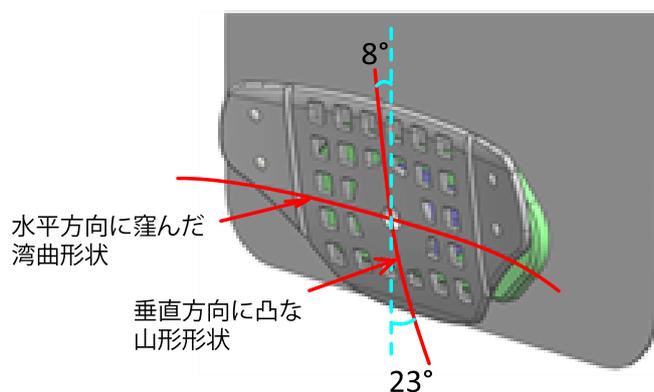
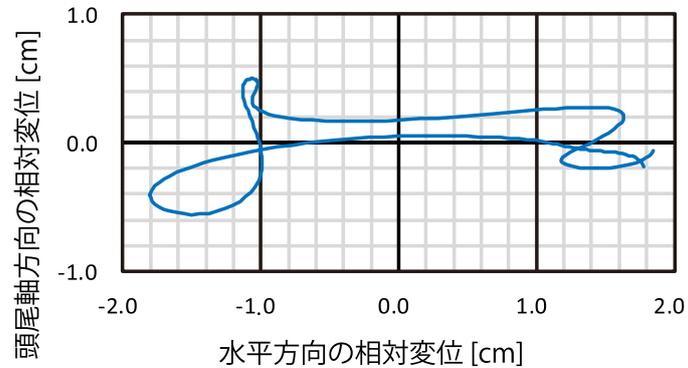


Fig. 4.3 Design of the proposed lumbar pad



身長 178 cm, 体重 58 kg, 年齢 35歳, 男性

Fig. 4.4 An example of relative displacement

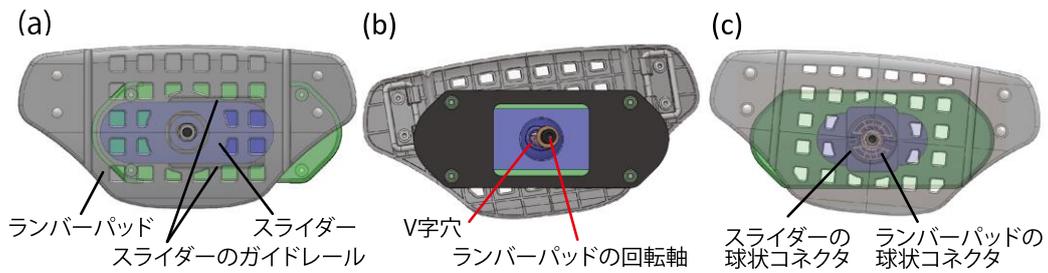


Fig. 4.5 Structure of the lumbar pad for motion control

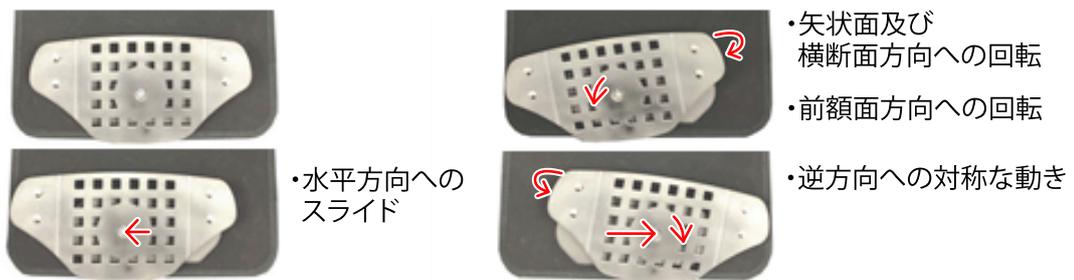


Fig. 4.6 Motion of proposed lumbar pad

4.3 検証方法

4.3.1 実験方法

過去一年間に肩部，腰部に大きなケガや障害のない健康な成人男性 3 名を対象に実験を実施した．被験者の身体的特徴を Table 4.1 に示す．なお，背面長は腸骨稜から第七頸椎までの体表面の長さ，仙骨傾斜角は体表面の仙骨部の中心傾斜角である．

バックパックから肩部と腰部の体表面に掛かる接触荷重を，三軸触覚センサを用いた接触荷重計測装置 (Fig. 2.4) で計測した．被験者は，50 個のセンサが貼付されたベストの上からバックパックを背負い (Fig. 4.7a)，トレッドミル上を 4 km/h で歩行した (Fig. 4.7b)．安定な歩行状態に達した後，歩行 50 サイクルの体表面上の接触荷重を 70 Hz で計測した．同時に，歩行状態の動画を 60 fps で録画した．各試行後，

Table 4.1 Biometrics of three subjects

Subject #	1	2	3
Height [cm]	169	172	168
Back length [cm]	47.5	53.5	51.0
Weight [kg]	64	60	68
BMI [kg/m ²]	22.4	20.3	24.1
Age	31	27	27
Right shoulder slope angle [deg]	24	24	26
Left shoulder slope angle [deg]	23	27	28
Sacral slope angle [deg]	17	20	11

a



b



Fig. 4.7 Experimental conditions

5分の休憩時間を設けた。計測した荷重データは、ローパスフィルタ(二次のバターースフィルタ)を用いてカットオフ周波数 10 Hz で処理した。カットオフ周波数は、高速フーリエ変換を使用して負荷データの周波数成分をチェックすることによって決定された。1歩行周期は、右足のヒールストライクを 0%, 60 フレームで 100% となるように、動画を基に正規化した。

4.3.2 バックパックと背面パネル設定

本実験では、日常生活での一般的な使用を想定し、高さが背面長より低い角型バックパックを採用した (Fig. 4.8a)。バックパックは 600 デニールのナイロン生地を主素材とし、本体背部に面ファスナーを設けて背面パネルを付け替え可能とした。ショルダーストラップは、肩部に自然に沿うカーブ形状で、素材自体の緩衝効果を

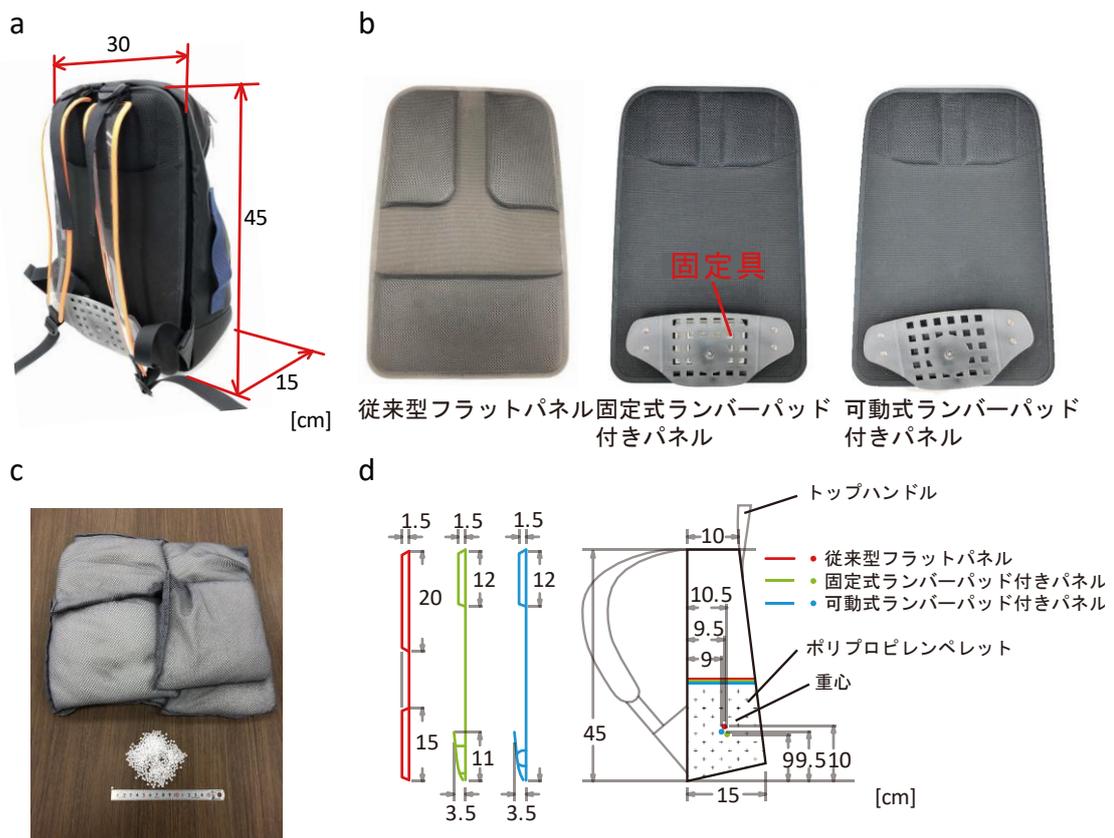


Fig. 4.8 Backpack and back panel conditions overview

排除するため 2mm 厚のシート状のポリ塩化ビニル(PVC)素材とし、歩行時に肩からの脱落防止のため接触面の内側にセンサと同じグリップ部材(TB641, 3M Company)が接着されていた。背面パネルは、従来型フラットパネル、固定式及び可動式ランバーパッド付きパネルの 3 条件とした(Fig. 4.8b)。各パネル裏面には、バックパック本体背部に対応する面ファスナーを設けた。従来型フラットパネル上下部、固定式及び可動式ランバーパッド付きパネル上部は、3D メッシュと発泡ポリエチレン材の一般的なパッド仕様とし、ランバーパッド付きパネルは下部にランバーパッドを取り付けた。また固定式ランバーパッド付きパネルの背面条件については、固定具でランバーパッドを中央、正面の向きに固定した。バックパックは、総重量が 6 kg になるようにポリプロピレンペレット(直径：約 3 mm, 密度：630 g/L)の錘の量で調整した(Fig. 4.8c)。錘の位置は、パッキング技術を必要としないシンプルな使用状況と実験時の再現性を考慮して、底部に押し並べて配置した(Fig. 4.8d)。

4.3.3 データの解析方法

肩部と腰部の領域全体の接触荷重推定のため、荷重を同一領域内で計測された接触荷重の三軸合力の総和[N]と定義し、歩行周期の各フェーズについて 50 サイクルの中央値を調査した。歩行時の振動の影響を最も受けた状態の負荷を評価するため、荷重のピーク値を代表値に設定した。荷重のピーク値は、荷重がピークを取る歩行フェーズ 50 サイクルの中央値とした。さらに歩行周期全体の負荷を評価するため、荷重の中央値も代表値に設定した。荷重の中央値は、ストライド時間を 100%に正規化した 60 フェーズの荷重の中央値とした。3 つの背面パネル条件の代表値を、被験者毎に多重比較(Steel-Dwass 法)して統計的に評価した。多重比較は、装具のデザインを評価した先行研究の手法[35]を参考に、ピーク値はサイクル数($n = 50$)、中央値は歩行周期のフェーズ($n = 60$)をサンプル数とした。

ランバーパッドの可動性の効果をより詳細に調査するため、剪断荷重についても調査した。バックパックは、ショルダーストラップが環状であり、本体がユーザの背面と接触するため、腕の周りに滑り落ちることはない。一方、肩の傾斜により左右外側へ滑り落ちることがある。そこで、同一領域内で計測された接触荷重の矢状面方向に垂直な成分(y 軸成分)の総和[N]を剪断荷重と定義し、肩の左右外側へ掛かる力を評価した。また、バックパックは身体に対称にフィットするため、剪断荷重は左右の肩部で互いに逆方向に掛かると想定した。そこで、領域全体の剪断荷重推定のため、左右の剪断荷重の絶対値の総和を代表値に設定し、3 つの背面パネル条件で被験者毎に多重比較(Steel-Dwass 法)して統計的に評価した。絶対値を用いたことを除き、ピーク値、中央値の算出方法は上記同様である。

さらに、可動式ランバーパッドによる腰部への荷重分散の結果、肩部の荷重分布がどのように変化したのかを検証するために、計測点毎の個別の荷重についても調査した。全般的な傾向の確認のため、各フェーズにおける計測点の荷重を左右の平均値、50 サイクルの中央値とし、ストライド時間を 100%に正規化した 60 フェーズに被験者 3 名を掛けた 180 データ ($n = 180$)をサンプル数とした。ここでは、従来型フラットパネルと可動式ランバーパッド付きパネルの各計測点における接触荷重(三軸合力)について、歩行周期全体の中央値の差をウィルコクソンの順位和検定 (Wilcoxon rank sum test)で統計的に評価した。また、各被験者の計測点毎の痛みの閾値(単点圧痛閾値)で接触荷重を正規化し、その正規化荷重値をリスクの大きさとして同様に評価した。肩部領域全体のリスクの大きさは、正規化荷重値の肩部領域全体の平均値とした。さらに、従来型フラットパネル条件の各計測点の正規化荷重値と肩部領域全体の平均値を多重比較 (Steel-Dwass 法)して、従来型フラットパネルのバックパックを背負う際に注意が必要な、ハイリスク部位を抽出した。各被験者の計測点における単点圧痛閾値は、第 3 章の手法を用いて推定した。また、一連のデータ分析は MATLAB, 多重比較は R version 4.0.2 (2020-06-22)を用いて行われた。各検定の有意水準は 5%に設定した。

4.4 結果

4.4.1 背面パネル条件毎のバックパック荷重

歩行周期における負荷の変動の傾向を確認するため、被験者#1 の荷重計測結果を Fig. 4.9 に示す。左右の肩部荷重は、それぞれ立脚中期に地面に接地している足と逆

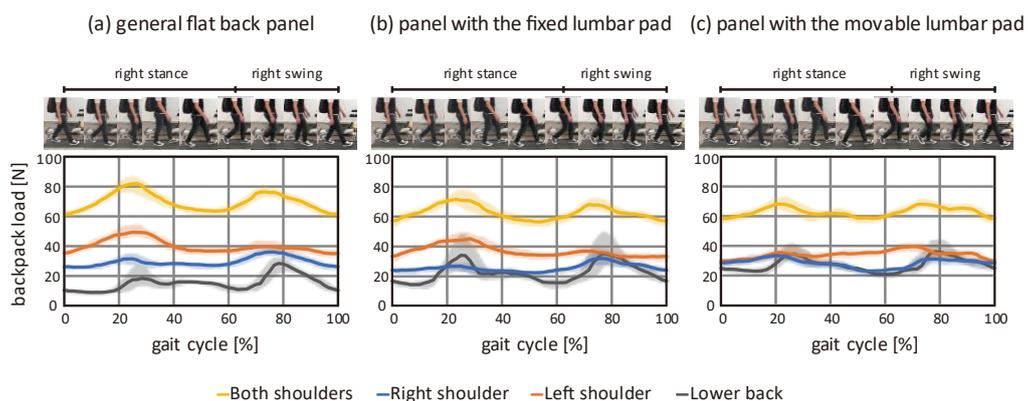


Fig. 4.9 Interface load under three backpack conditions for subject #1

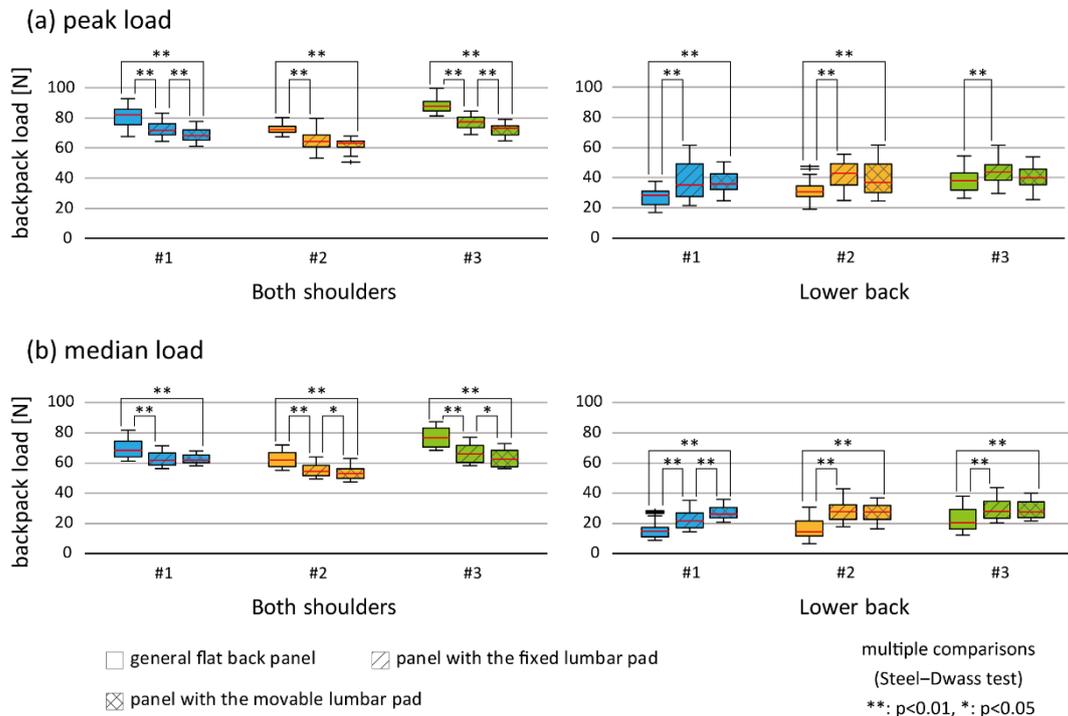


Fig. 4.10 Representative values of interface load under three conditions

側の肩でピークとなるため、両肩部の荷重は 2 つのピークを持った。腰部荷重は、両肩部の 2 つのピークのすぐ後のフェーズでピークとなった。

次に、3 つの背面条件下での両肩部と腰部の荷重の代表値の比較を Fig. 4.10 に示す。従来型フラットパネルとランバーパッド付きパネルの比較では、両肩部の荷重のピーク値、中央値共にランバーパッド付きパネルで有意に小さく、その軽減率はピーク値：11.0–16.9%、中央値：9.5–18.6%であった。腰部荷重の中央値は、ランバーパッド付きパネルで有意に大きく、増加率 34.8–91.8%であった。また腰部荷重のピーク値でもランバーパッド付きパネルの方が大きく、2 名の被験者で有意差が検出され、増加率 5.2–39.6%であった。

ランバーパッド付きパネル間では、両肩部の荷重のピーク値は被験者 3 名共、可動式タイプの方が小さく、そのうち 2 名で有意差が検出され、軽減率 1.6–5.4%であった。両肩部の荷重の中央値では 2 名で有意差が検出され、可動式タイプの方が小さかった。腰部のピーク荷重は、有意差が検出されなかった。また、腰部の荷重の

中央値は、可動式タイプの方が大きかった 1 名のみで有意差が検出された。歩行周期全体の荷重の四分位範囲 (interquartile range, IQR) は 3 名共、肩部、腰部両方で可動式タイプの方が小さかった。

4.4.2 背面パネル条件毎のバックパック剪断荷重

胸郭-骨盤間の水平相対変位及び骨盤の回転を吸収することによる、肩部の負荷軽減効果についてより詳細に調査するため、Fig. 4.9 の剪断成分に注目した (Fig. 4.11)。剪断荷重の符号は、背中に対して左方へ掛かると正、右方へ掛かると負のため、バックパックの剪断荷重は歩行周期を通して、それぞれの肩に対して外側の向き (滑り落ちる向き) に掛かった。一方、腰部の剪断荷重は 1 歩行周期中に符号が入れ替わった。立脚期に遊脚側の足が後ろから前へ振り出される際に、腰部の剪断荷重は遊脚側から立脚側へ変化した。

次に、3 つの背面条件下での両肩部と腰部の代表値を比較するため、剪断荷重の絶対値の総和にも注目した (Fig. 4.12)。両肩部の剪断荷重の絶対値のピーク値及び中央値は、従来型フラットパネルと比較して、可動式ランバーパッド付きパネルで有意に小さく、その軽減率はピーク値：18.5–60.3%，中央値：6.3–61.8%であった。腰部のピーク剪断荷重の絶対値は被験者で結果が分かれたが、ピーク剪断荷重の IQR は 3 名とも可動式タイプの方が大きかった。

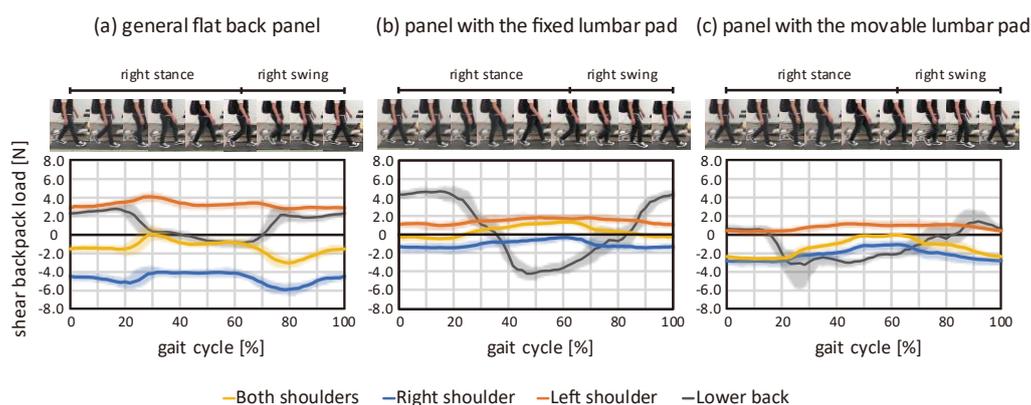


Fig. 4.11 Interface shear load under three backpack conditions for subject #1

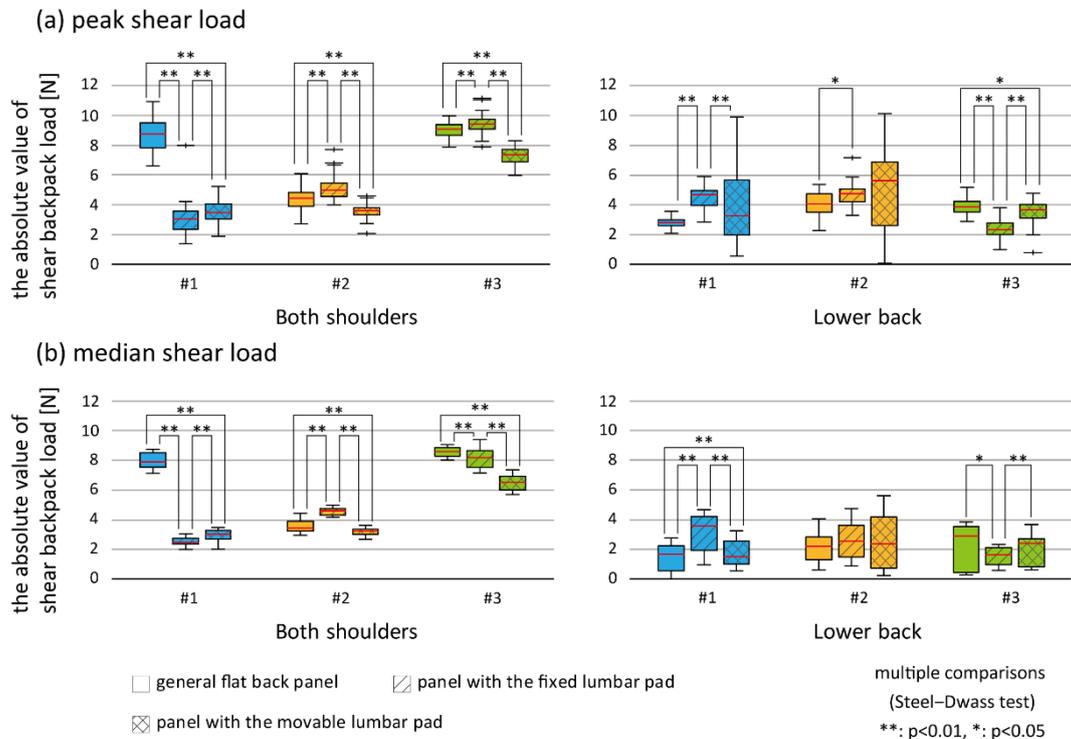


Fig. 4.12 Representative values of interface shear load under three conditions

4.4.3 痛みに基づく計測点毎の荷重

可動式ランバーパッドによる腰部への荷重分散の結果，肩部の荷重分布がどのように変化したのかを検証するために，計測点毎の荷重を調査した．従来型フラットパネルと可動式ランバーパッド付きパネルについて，各計測点における歩行周期全体の荷重の箱ひげ図を Fig4.13 に示す．また，併せて各計測点で測定された荷重の領域全体の平均値（肩部全体：ES，腰部全体：EL）も示す．なお平均値を算出するにあたり，最大値がセンサの計測レンジの最小値：0.5 N (Table 2.1) 未満であった部位は，負荷が掛かっていないものとして除外した．

両パネル条件の共通の結果として，バックパックの荷重は，外側に膨らんだ部位である鎖骨部 (MP #9, MP #10) と肩の稜線の内側 (MP #12) に大きく掛かっていた．ウィルコクソンの順位和検定の結果，MP #9 の荷重の中央値は，従来型フラットパネルの方が可動式ランバーパッド付きパネルよりも有意に大きかった．従来型フラ

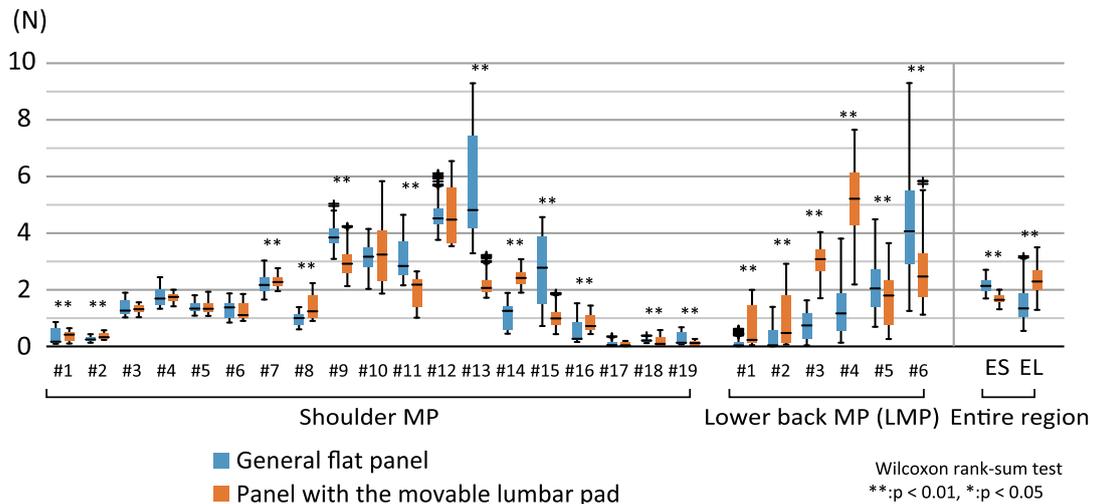


Fig. 4.13 Five-number summary of interface load at each measuring point

ットパネルでは、肩の稜線の外側(MP #11)と棘上筋(MP #13, MP #15)にも大きな荷重が掛かった。肩の後部(MP #13-MP #16)については、従来型フラットパネルでは棘上筋2点に荷重が集中したのに対し、可動式ランバーパッド付きパネルでは肩甲骨上角(MP #14)及び肩甲間部(MP #16)で荷重の中央値が有意に大きくなり、MP#13からMP#16にかけて徐々に減少する形で荷重がなだらかに分布した。腰部については、従来型フラットパネルでは下部、中央に位置するほど荷重が大きくなり、仙骨部(LMP #6)で最大となったのに対し、可動式ランバーパッド付きパネルでは中部の仙骨部(LMP #4)で最大となり、寛骨部(LMP #3)の荷重も大きく、広い範囲で荷重が支えられた。最後に、領域全体の平均荷重については、従来型フラットパネルと比較して、可動式ランバーパッド付きパネルで肩部全体の平均荷重が有意に減少(中央値で23.0%減少)し、腰部全体の平均荷重が有意に増加(中央値で70.8%増加)した。

次に、計測点間の負荷による組織損傷のリスクの大きさを比較するために、肩の接触荷重を、それぞれの計測点に対する各被験者の単点圧痛閾値で正規化した。さらに、従来型フラットパネルについて、正規化された荷重の各点における左右の平均値と肩部全体の平均値を多重比較(Steel-Dwass法)し、平均よりリスクの大きい7点(MP #7, MP #9-MP #13, MP #15)を、ハイリスク部位として抽出した。なお、単点圧痛閾値は、事前に第3章の手法を用いて、各被験者の計測点毎に推定した

Table 4.2 Estimated pain threshold

MP	Subject #1	Subject #2	Subject #3
lateral pectoral region (MP #1)	5.86	10.44	10.06
mammary region (MP #2)	6.57	10.52	11.19
mammary region (MP #3)	10.45	10.31	12.16
mammary region (MP #4)	9.62	11.76	13.40
mammary region (MP #5)	9.62	13.47	12.53
clavipectoral triangle (MP #6)	10.79	10.68	15.05
coracoid process (MP #7)	9.82	11.47	15.56
clavipectoral triangle (MP #8)	9.83	12.44	6.55
clavicle region (MP #9)	17.47	17.60	20.88
clavicle region (MP #10)	11.81	13.15	12.27
ridgeline of the shoulder (MP #11)	15.94	16.66	18.92
ridgeline of the shoulder (MP #12)	18.59	14.00	21.30
supraspinatus (MP #13)	19.47	17.53	23.19
angulus superior scapulae (MP #14)	18.10	15.46	18.38
supraspinatus (MP #15)	15.43	19.78	21.44
interscapular region (MP #16)	17.80	13.62	19.65
infraspinatus (MP #17)	14.14	19.16	23.55
interscapular region (MP #18)	18.00	20.19	25.17
vertebral region (MP #19)	18.90	16.33	24.78

(Table 4.2). 近似式の決定係数(R-squared value)の平均は、 0.912 ± 0.07 であった。また、Fig. 4.13の荷重データに対応する正規化された荷重値をFig. 4.14に示す。

抽出した7点の正規化された荷重について、鎖骨の外側(MP #9)、肩の稜線の外側(MP #11)、棘上筋(MP #13, MP #15)の4点では荷重の増減の傾向は変化せず、計測点間の荷重の比率が変化した。烏口突起(MP #7)、肩の稜線の内側(MP #12)では荷重の増減に有意な変化があったり、差が見られなくなったりする変化があった。従来型フラットパネルの個別の荷重については、最も大きかったMP #13と2番目に大きかったMP #12の荷重では中央値で6.1%の差が見られたが、正規化された荷重では3.3%の差となった。また元の荷重で3番目に大きかったMP #9の荷重は正規化された荷重で減少し、逆にMP #10の荷重は正規化された荷重でMP #12と同程度まで増加した。MP #11, MP #15については、IQRはMP #15の方が大きかった

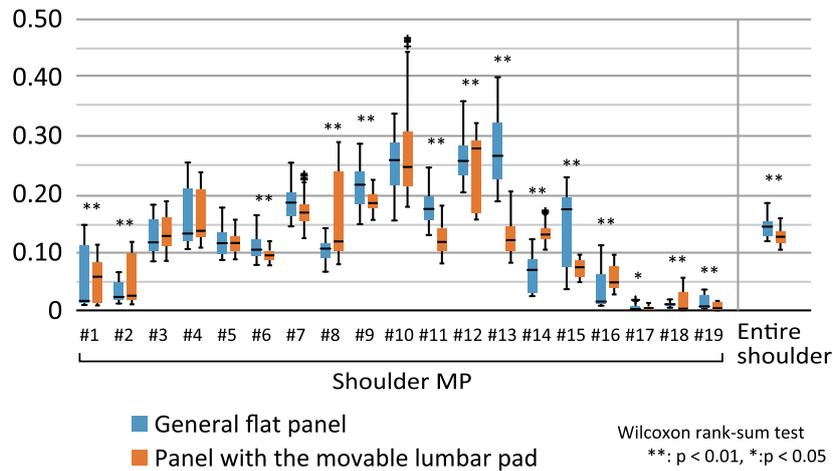


Fig. 4.14 Five-number summary of normalized interface load at each measuring point

が、元の荷重、正規化された荷重共に中央値は同程度で、抽出した7点の中では肩部領域全体の平均値に近かった。骨の端部が体表面近くに位置する烏口突起(MP #7)の荷重は、正規化された荷重で5番目に大きい荷重となった。可動式ランバーパッド付きパネルの正規化された荷重については、従来型フラットパネルと比較して、7点のハイリスク部位のうち4点(MP #9, MP #11, MP #13, MP #15)で大幅に減少した。逆に、MP #12では大幅に増加した。なお、MP #12の荷重は、元の荷重、正規化された荷重共に、可動式ランバーパッド付きパネルの最も大きい荷重であった。肩部領域全体のリスクの大きさ(正規化された荷重の肩部領域全体の平均値)は、従来型フラットパネルと比較して17.2%減少した。

4.5 考察

4.5.1 バックパック荷重と剪断荷重

バックパックからの接触荷重(三軸合力)について、被験者毎に3つの背面条件を多重比較(Steel-Dwass法)した結果、両肩部の荷重は、従来型フラットパネルと比較してランバーパッド付きパネルで有意に減少した。一方、腰部荷重は、被験者#3のピーク値を除き、ランバーパッド付きパネルで有意に増加した。これらの結果よりランバーパッド付きパネルは、従来型フラットパネルと比較してバックパックの負

荷を腰部に分散し、肩部の負荷を軽減することが示された。また腰部に配置され、仙骨傾斜部に沿うランバーパッドが、バックパックの負荷を腰部で効率的に支える要因となることが示された。さらに可動式タイプは、固定式タイプより両肩部の荷重のピーク値が小さく、歩行周期全体の肩部、腰部荷重それぞれの IQR も小さいことから、骨盤の回転に対応しながら胸郭-骨盤間の水平相対変位を吸収し、固定式タイプより振動負荷を抑えて安定的に腰部の荷重を支えた可能性があり、そのため特に片側に荷重が集中する立脚中期に肩部の荷重が減少した可能性がある。一方、固定式タイプは、歩行周期の各フェーズでのフィット状況に応じて、腰部の荷重支持がシビアに変化した可能性がある。即ち、骨盤に前額面、横断面方向の回転がなく、胸郭-骨盤間の相対変位が小さい歩行フェーズでは、ランバーパッドがフィットしてバックパックの荷重を腰部で支え、肩部の荷重を軽減できたのに対し、骨盤に上記の回転が生じ、胸郭-骨盤間の相対変位が大きい歩行フェーズでは、ランバーパッドがフィットせず、腰部でバックパックの荷重を効率的に支持できなかった可能性がある。それどころか、固定式タイプの腰部の剪断荷重が両下肢支持期付近で後ろ脚側へピークを取っていることから、この付近の歩行フェーズでは、固定されたランバーパッドが後ろ脚側の骨盤の動きを妨げ、腰部に余分な荷重が掛かった可能性がある。

次に剪断荷重の絶対値について、被験者毎に 3 つの背面条件を多重比較 (Steel-Dwass 法) した結果、両肩部の剪断荷重は、従来型フラットパネルと比較して可動式ランバーパッド付きパネルで有意に減少した。また可動式タイプの腰部の剪断荷重の IQR が大きいことから、バックパックの負荷がランバーパッドを介して腰部に分散され、骨盤の動きに対応してパッドが作動したことが示唆された。従来型フラットパネルでは、バックパックはショルダーストラップを介して両肩にぶら下がっているが、可動式タイプでは、それに加えてランバーパッドで動的に支えられていた。以上より、可動式ランバーパッド付きパネルでは、バックパックの荷重が腰部に分散し、歩行周期を通じて連続的に肩部の荷重が減少した結果、肩部の剪断荷重も減少し、ショルダーストラップが滑り落ちにくくなった可能性がある。

4.5.2 痛みに基づく計測点毎の荷重

従来型フラットパネルと可動式ランバーパッド付きパネルについて、荷重分布の変化を検証するために、個別の計測点における左右の肩部荷重の平均値に注目したところ、肩の後部で両パネル間の荷重分布の違いが確認された。本実験で使用したショルダーストラップは PVC のシート素材で、素材の変形による緩衝効果は極めて小さいと考えられる。また、従来型フラットパネル条件の歩行中のバックパック

は、両肩にぶら下がっている状態のため、肩の突出した部分に荷重が集中し易かった可能性がある。一方、可動式ランバーパッド付きパネルでは、バックパックの荷重を分散し、肩部の荷重を部分的に腰部で支えるため、肩の突出した部分への極端な荷重の集中を緩和するだけでなく、バックパックの荷重をシフト(バックパックの支点を変更,あるいは、被験者の身体に対するバックパックの重心の位置を変更)することで、肩部の荷重分布を変化させたと考えられる。また腰部で荷重の増加した部位が増えたことから、ランバーパッドにより腰部の接触面積が増えて適合性が向上したことで荷重の支持量が増加した、とも考えられる。さらに IQR も小さくなったことから、荷重が安定的に支えられ、歩行による振動の影響や、仙骨傾斜角等の個人差の影響による荷重分散量のバラつきが小さくなったと考えられる。

次に、被験者毎、計測点毎の単点圧痛閾値で正規化された荷重値(=リスクの大きさ)について、従来型フラットパネルの結果から抽出した、肩部領域全体の平均値より大きい7点のハイリスク部位(MP #7, MP #9-MP #13, MP #15)について考察する。第3章で調査した肩の痛みの感度レベルの特徴づけによると、鎖骨の周辺領域(MP #7-MP #11)は負荷を減らすのが望ましく、上背部(MP #12-MP #19)はバックパックの負荷を積極的に支えることができるという結論であったが、歩行中の実際の負荷状況を調査した本実験結果では、従来型フラットパネルの正規化された荷重値は、鎖骨の周辺領域(MP #7, MP #9-MP #11)が大きく、中でも鎖骨の内側(MP #10)が大きかった。また、上背部については、MP #12, MP #13 の2点が大きく、痛みの感度の低さを考慮した上でも荷重が集中し過ぎていた。従って、従来型フラットパネルでは、以上3点のリスクを減少させる手段を取られることが望ましい。

正規化された荷重値のパネル間の比較では、肩部領域全体の平均値が、可動式ランバーパッド付きパネルで有意に減少した。このことから、各計測点のリスクを考慮した上でも、可動式ランバーパッドを備えたパッドが肩部の負荷を大幅に軽減したことが示された。一方、個別の計測点においては、従来型フラットパネルから抽出した7点のハイリスク部位のうち4点(MP #9, MP #11, MP #13, MP #15)で有意に減少したものの、MP #12 では、有意に増加した。鎖骨を中心に前部と後部の膨らんだ部位、あるいは、体表面近くに突出した骨が存在する部位である MP #7, MP #9, MP #10, MP #12 は、依然とハイリスクな荷重が残存しており、この部位については、腰部への負荷分散の更なる改善に加え、ショルダーストラップの緩衝効果を局所的に組み合わせる等、肩部領域内での負荷分散と組み合わせる事が有効であると考えられる。

4.6 小括

- 1 バックパックの背面パネルの形状と動作部品を設計して可動式ランバーパッドを提案した.
- 2 歩行時のバックパックから身体への接触荷重を計測し、3つの背面パネル条件を多重比較することで、ランバーパッド付きパネルが従来型フラットパネルと比較して腰部に荷重を分散し、肩部の荷重を有意に減少させることを示した. さらに可動式タイプでは、ランバーパッドが骨盤の可動域内で回転しつつ、胸郭—骨盤間の水平相対変位を吸収し、腰部の荷重をより安定的に支えることで、振動負荷を抑え、固定式タイプと比較して肩部のピーク荷重を有意に減少させることを示した.
- 3 可動式タイプは、従来型フラットパネルと比較して肩部の剪断荷重(バックパックが肩から滑り落ちる向きの力)を有意に減少させることを示した.
- 4 単点圧痛閾値で正規化した歩行周期全体の荷重の中央値を組織損傷のリスクの大きさとして捉え、従来型フラットパネルの各計測点と肩部領域全体の平均値を多重比較することで、平均値より大きい7点(MP #7, MP #9–MP #13, MP #15)をハイリスク部位として抽出した. また、可動式ランバーパッド付きパネルでは、腰部への荷重分散、肩部の荷重分布の変化により、従来型フラットパネルと比較して肩部領域全体の平均値と7点のハイリスク部位の内4点(MP #9, MP #11, MP #13, MP #15)で正規化された荷重が有意に減少し、リスクを考慮した上でも肩部負荷が軽減した.
- 5 一方、可動式ランバーパッドによる全体的な負荷軽減のみでは、肩の凹凸部に集中するハイリスクな荷重が残存した.

第5章 肩部領域内で負荷を分散する方法

- 5.1 肩部領域での適切な負荷分散
- 5.2 調査方法
 - 5.2.1 実験方法
 - 5.2.2 実験器具と荷重条件設定
 - 5.2.3 データの解析方法
- 5.3 結果と考察
 - 5.3.1 荷重条件設定についての統計分析
 - 5.3.2 各計測点の荷重と総合的な痛みの強さについての統計分析
 - 5.3.3 回帰分析によるデータ解析
- 5.4 小括

概要

第5章では、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法として、バックパックの荷重を肩部領域内で適切に分散する方法を検討する。バックパックの負荷を多点機械刺激と捉え、背負った際に肩部領域全体に掛かる多点機械刺激が、総合的な痛みの強さとどのように結びつくのかを調査し、回帰分析によるモデルの構築を行う。バックパックの荷物の重心位置やショルダーストラップのパッドの有無による荷重分布の変化と総合的な痛みの強さの関係について、設定要因による影響を分析すると共に、モデルでフィッティングし、総合的な痛みの強さ決定に寄与する部分負荷の組み合わせについて言及する。

5.1 肩部領域での適切な負荷分散

バックパックからの肩の過大な負荷を軽減するもう一つの代表的な方法として、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法がある。これは、ショルダーストラップの幅や芯材等の設計により、バックパックの荷重を肩部領域内で分散する方法である[25-26]。その効果の検証方法は、フィルム型の圧力センサを用いて、圧力が集中するホットスポットの縮小化を確認する方法[25]や、肩部の有限要素モデルにストラップのモデルを組み合わせ、張力を加え、応力-ひずみの関係から肩の内部組織のひずみを計算分析で評価する方法[26]等、様々である。

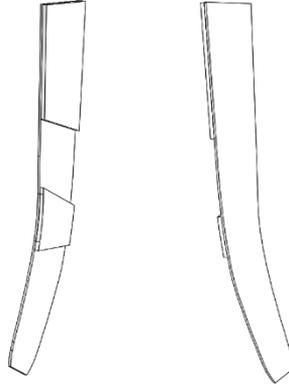


Fig. 5.1 Shoulder strap design considered to avoid clavicle load

本研究は負荷の評価の基準として痛みに着目し、負荷を適切に軽減・評価することが目的であるため、本章では肩部の接触荷重により生じる総合的な痛みの強さで負荷を評価する方法を検討する。バックパックの荷重は、接触領域全体に掛かるシームレスな機械刺激と考えられるが、接触領域の特定の部位への刺激が総合的な痛みの強さにどのように影響するかを調査するためには、刺激領域をより小さな領域に分割して調査することが有効である。そこで本章では、バックパックの接触部位を集約した代表点である、肩部の 38 点 (Fig. 2.6) への多点機械刺激と総合的な痛みの関係について調査し、その結果を基に肩部領域内での適切な負荷分散方法を検討する。また、従来型のショルダーストラップとは異なった荷重分布を提供する、新しい設計を検討するために、第 3 章で得られた知見を基にした鎖骨の負荷を回避するショルダーストラップ (Fig. 5.1) を実験設定に加えて検討する。

5.2 調査方法

5.2.1 実験方法

過去一年間に肩部、腰部に大きなケガや障害のない健康な成人男性 8 名を対象に実験を実施した。被験者の身体的特徴の代表値を Table 5.1 に示す。

被験者はそれぞれ、三軸触覚センサを用いたベスト型の接触荷重計測装置 (Fig. 2.4) を着用し、特定の荷重条件に設定された背負子型の実験器具 (Back carrier device) を背負った (Fig. 5.2)。実験手順は、次の通りである。被験者が実験器具を背

Table 5.1 Biometrics of eight subjects

	Height [cm]	Back Length [cm]	Weight [kg]	BMI	Age
Mean	171.1	48.5	63.7	21.8	31.3
S.D.	6.8	3.3	7.2	2.3	5.4

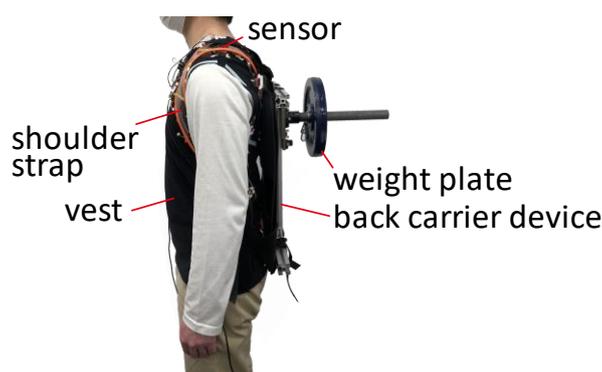


Fig. 5.2 Experimental conditions

負い，静止立位の安定した負荷状態に達した後，肩部の体表面上の接触荷重を自然呼吸下で 10 秒間，70Hz で計測した．次に，被験者はペインスケール (Fig. 2.12) を用いて，第 2 章 2.2.2 項の手順で，与えられた負荷条件での総合的な痛みの強さを評価した．被験者が実験器具を下ろすと，荷重条件が次のレベルに設定され，この一連の手順が繰り返された．

5.2.2 実験器具と荷重条件設定

実験では，被験者にバックパックのさまざまな負荷条件を提供するために，錘 (ウエイトプレート) の重量 : 2.5, 5.0, 7.5 kg, 錘の前後方向の (ユーザの背中からの) 距離 : near, far, 及び錘の高さ : high, low, を変更できる背負子型の実験器具を使用した．各設定での重心の位置を (Fig. 5.3a) に示す．ショルダーストラップは，第 4 章で用いた 2mm 厚のシート状の PVC 素材のストラップ (Fig. 4.8a) で，実験器具の背面には，第 4 章で用いた従来型フラットパネル (Fig. 4.8b) を取り付けました．

さらに，荷重の分布を変更する目的で，パッドの有無 : no padding, padded, も設定した．Padded レベルでは，計測点 MP #6–MP #8 (鎖胸三角，烏口突起) と MP #11–

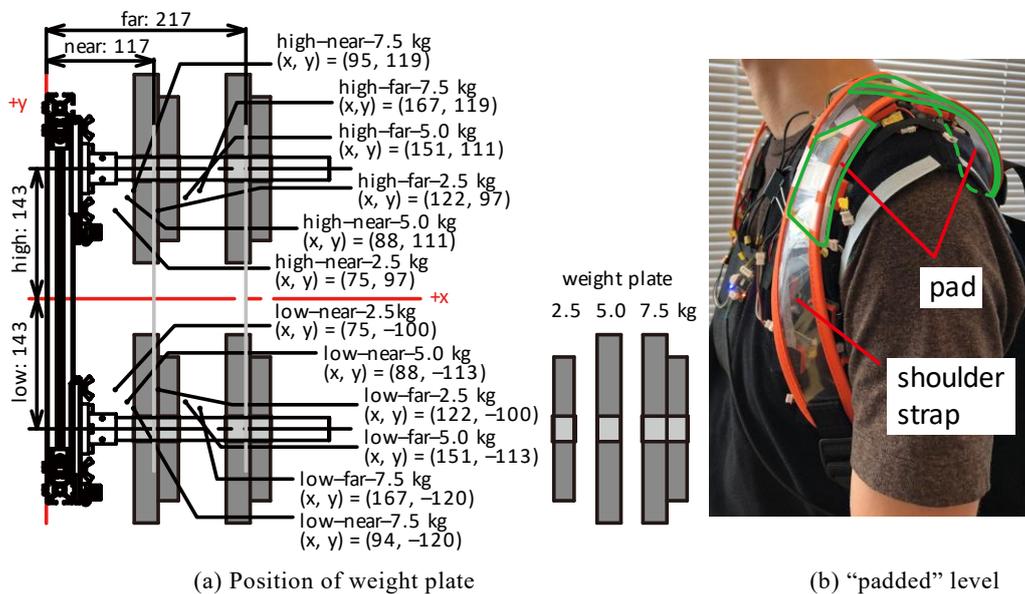


Fig. 5.3 Loading condition overview

MP #17(肩の稜線から棘下筋まで)をカバーする形状の2枚のPVCシート(ショルダーストラップ本体と同素材)を左右のストラップに取り付けて、鎖骨部(MP #9, MP #10)に荷重が掛かるのを可能な限り防いだ(Fig. 5.3b). このレベルは、パッドが無い場合(no padding レベル)の連続した刺激に対し、鎖骨部の前後で分断された刺激の場合、総合的な痛みの強さにどのような影響があるのかを調査する目的で設定された. また第3章の痛みの感度レベルの調査から得られた知見によると、鎖骨の周辺領域では負荷を減らすのが望ましいとされたが、その中でも体表面の大きな出っ張りとなり、荷重が集中し易い鎖骨への負荷を第一に減らし、他の部位に荷重を分散した場合の総合的な痛みの強さへの影響を調査するという狙いもあった.

以上より、錘の設定と、ショルダーストラップのパッドの設定の組み合わせから、荷重条件は全部で24レベル設定された. 実験器具本体の重量は3.2 kgのため、3つの錘の重量条件の合計負荷重量はそれぞれ、5.7, 8.2, 10.7 kgfであった. 荷重条件の順序は、high-near-2.5 kgのレベルから始まり、錘の重量(昇順)、背中からの距離、高さ、パッドの有無の順に変化させた. 被験者の半分は、no padding レベルから開始し、残りの半分は padded レベルから開始した.

5.2.3 データの解析方法

バックパックによる多点機械刺激としての負荷は、各センサによって肩部の 38 点 (Fig. 2.6) で計測された接触荷重(三軸合力[N])と定義した。各荷重データは、ローパスフィルタ(二次のバターワースフィルタ)を用いてカットオフ周波数 10 Hz で処理した。各荷重条件の荷重値は、それぞれの計測点で計測された荷重の 10 秒間の平均値とした。また、実験を通じて得られた総合的な痛みの強さスコアは、第 2 章 2.2.3 項の手法を用いて区分間に等価性のある rNRS 値 (Fig. 2.14) に修正された。実験より得られた荷重と痛みの強さのデータを用いて、本章では統計分析と回帰分析を実行した。

統計分析では、荷重条件の設定要因を調査するために、肩部荷重の総和と肩の総合的な痛みの強さについて、クラスカル・ウォリス検定を実行して同一重量レベルでの荷重条件毎のデータを比較し、必要に応じて多重比較 (Steel-Dwass 法) を実行した。また、荷重条件レベルに対する肩の総合的な痛みの強さの違いを分析し、重要な設定要因を調査するために、rNRS 値を対数に変換して四元配置分散分析 (four-way ANOVA) を実行した。さらに、各計測点の単一の荷重と総合的な痛みの強さ (rNRS 値) の関係を調査するために、スピアマンの順位相関係数を計算した。

回帰分析では、肩の負荷と総合的な痛みの関係を調査し、観測データの分析を通じて多点機械刺激を総合的な評価値に統合する適切な痛みモデルを見つけるために、全データに対して、4 種類のモデル (線形関数とシグモイド関数を用いた単回帰モデル、及び線形関数とシグモイド関数を用いた多項式回帰モデル) でフィッティングを試みた。rNRS 値 (総合的な痛みの強さ) を従属変数として設定し、各計測点の負荷を独立変数として設定した。第 3 章で示したように、痛みの強さと単点圧力刺激の関係はシグモイド関数によくフィットした (Fig. 3.3)。従って、多点の機械的刺激と総合的な痛みの強さの関係についても、良好なフィッティングが期待された。

回帰分析の手順について、単回帰モデルでは、全ての計測点の負荷に対してフィッティングを試みた。一方、多項式モデルについては、オーバーフィッティングのリスクとアンダーフィッティングのリスクの両方に対応する赤池情報量基準 (AIC) [59] に基づいて、変数増減法 (forward-backward stepwise selection method) で独立変数を選択し、フィッティングを試みた。また本研究では、多点機械刺激を統合する単純なモデル構築を目指したため、抑制は考慮せず、痛みの強度の伝達に関する基本的な現象である空間的加重 (Spatial summation, Fig. 2.11) [44] に倣って加算のみを考慮した。従って、負の係数を持つ独立変数は除外し、全ての独立変数が正となるように決定された。

多項式シグモイド関数を用いた回帰分析では、一般化線形モデル (GLM) を使用した。上記の従属変数と独立変数に加えて、ロジスティック回帰モデルの確率を参考に、rNRS 値を 10 で割った値 (知覚された痛みの強さと“考えられる最悪の痛み (worst pain)” の rNRS 値 = 10.00 の比率) のロジットを、リンク関数として設定した。GLM は次のように定義された。

$$\begin{aligned} \text{logit}\left(\frac{y}{10}\right) &= \log\left(\frac{\frac{y}{10}}{1-\frac{y}{10}}\right) = \log\left(\frac{y}{10-y}\right) \\ &= \beta_0 + \beta_1 x_1 + \dots + \beta_n x_n \end{aligned} \quad (5.1)$$

ここで y は総合的な痛みの強さ (rNRS 値, 従属変数), x は計測点の荷重 [N] (独立変数), β は係数, β_0 は定数項である。式 (5.1) を指数変換し, y は次のように表される。

$$y = \frac{10}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n x_n)}} \quad (5.2)$$

また、荷重条件の違いによる選択された独立変数の組み合わせの違いを分析するために、4 種類のモデルのうち、全データに対する回帰分析で最も当てはまりの良かったモデルを用いて、錘の高さ、背中からの距離、パッドの有無の組み合わせに基づいて分割した 8 つのデータグループに対して、さらにフィッティングを試みた。錘の位置とパッド条件の組み合わせには固有の荷重分布のパターンがあり、錘の重量の変化はそれらの分布のパターンを強調する方向に作用すると考えたため、各グループには異なる重量データ (2.5, 5.0, 7.5 kg) が含まれていた。一連のデータ分析は MATLAB, 多重比較は R version 4.0.2 (2020-06-22) を用いて行われた。各検定の有意水準は 5% に設定した。

5.3 結果と考察

5.3.1 荷重条件設定についての統計分析

同一重量条件での、錘の位置の違いとパッドの有無による負荷条件の違いを明確化するために、肩部荷重の全計測点の総和と知覚された総合的な痛みの強さのそれぞれに対して、クラスカル・ウォリス検定を実行した。各荷重条件の代表値を (Fig. 5.4) に示す。各荷重条件レベルの肩部荷重及び痛みの強さのデータ分布は、Lilliefors 検定の結果、ノンパラメトリックであった。肩部荷重については、padded レベルの負荷の中央値が、対応する no padding レベルの値よりも大きく、また、錘の高さが

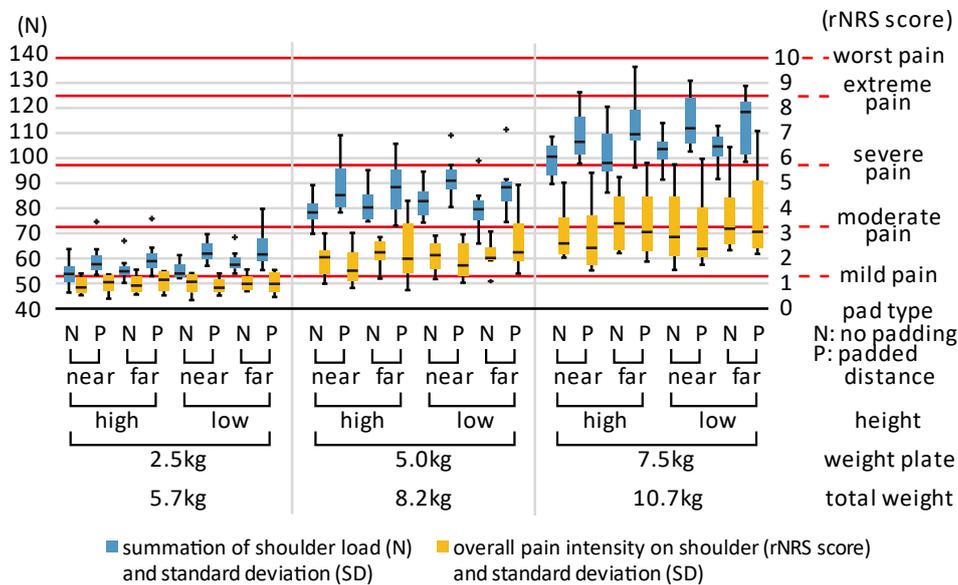


Fig. 5.4 Data distribution of shoulder load and overall pain intensity

low レベルの負荷の中央値は、対応する high レベルの値よりも大きかった。クラスカル・ウォリス検定では、全ての重量条件で有意差が検出された (2.5 kg : $p < 0.01$, 5.0 kg 及び 7.5 kg : $p < 0.05$) が、多重比較 (Steel-Dwass 法) で個別のレベル間の比較を行った結果、有意差は検出されなかった。

一方、総合的な痛みの強さについては、クラスカル・ウォリス検定の結果、同一重量レベルでの有意差は検出されなかった。ただし、low-far-5.0 kg のレベルを除いて、5.0 kg 及び 7.5 kg の重量レベルでの padded レベルの痛みの強さの中央値は、対応する no padding レベルの値よりも小さかった。2.5 kg の重量レベルでは、各荷重条件レベルで多くの被験者が痛みを感じず、中央値は“僅かに痛みがある (mild pain)”の閾値 (rNRS 値 = 1.31) より小さかった。5.0 kg の重量レベルでは、多くの被験者が痛みを感じた。7.5 kg の重量レベルでは、全ての荷重条件レベルで被験者は痛みを訴えたが、“耐えられないほど痛い (extreme pain)”の rNRS 値 = 8.49 以上の痛みは、報告されなかった。rNRS 値の IQR は、重量の増加と共に増加した。被験者の体重の 10% の平均値は、 6.37 ± 0.72 kg であった (Table 5.1) ため、総合的な痛みが 5.0 kg (合計 : 8.2 kg) の重量レベルで知覚され始めたという本結果は、体重の 10% を超えるバックパックの負荷が身体に悪影響を与えるという先行研究の結果と一致した [14,

22]. 肩部荷重の総和と総合的な痛みの強さの関係をまとめると、検定による有意差は検出されなかったが、5.0 kg 及び 7.5 kg の重量レベルの荷重条件において、near-padded レベルは、対応する near-no padding レベルよりも肩部の荷重が増加しているにもかかわらず、痛みの強さの中央値が小さかった。本実験で用いた PVC パッドは、鎖骨部 (MP #9, MP #10) に負荷がかかるのを防ぐため、near-padded レベルでの痛みの知覚は、鎖骨部での負荷の分離、または減少の影響を受けた可能性がある。

次に、総合的な痛みの強さに影響を与える重要な設定要因を調査するために、rNRS 値を対数に変換して四元配置分散分析 (four-way ANOVA) を実行した。log (rNRS) 値のデータの分布は、Lilliefors 検定の結果、各荷重条件でパラメトリックであると判定され、さらにバートレット検定の結果、等分散性についても棄却されなかった。四元配置分散分析の結果 (Table 5.2)、錘の重量と背中からの距離の 2 要因が主効果として検出された。また、全ての要因の組み合わせ間で交互作用は検出されなかった。先行研究では、バックパックを背負って歩行する際のエネルギー

Table 5.2 Four-way ANOVA results for overall pain intensity

Source	Sum Sq.	d.f.	Mean Sq.	F value	p value
weight	46.2861	2	23.143	140.79	0.0000
height	0.1483	1	0.1483	0.9	0.3435
distance	1.1461	1	1.1461	6.97	0.0091
pad	0.0227	1	0.0227	0.14	0.7106
weight*height	0.0689	2	0.0345	0.21	0.8111
weight*distance	0.1022	2	0.0511	0.31	0.7333
weight*pad	0.0418	2	0.0209	0.13	0.8808
height*distance	0.0031	1	0.0031	0.02	0.8907
height*pad	0.0047	1	0.0047	0.03	0.8657
distance*pad	0.0877	1	0.0877	0.53	0.4662
weight*height*distance	0.0054	2	0.0027	0.02	0.9838
weight*height*pad	0.1869	2	0.0934	0.57	0.5675
weight*distance*pad	0.096	2	0.048	0.29	0.7473
height*distance*pad	0.0086	1	0.0086	0.05	0.8193
weight*height*distance*pad	0.0304	2	0.0152	0.09	0.9117
Error	27.6155	168	0.1644		
Total	75.8543	191			

代謝コストについて、バックパックの重心位置を低く身体から遠い位置に配置するよりも、重心位置を高く身体の近い位置へ配置する方がコストを削減できると報告されていたが[23]、ユーザがバックパックを背負って立つ際の総合的な痛みの観点においては、背中からの重心の距離が、ユーザの体に悪影響を与える主な要因であるという結果となった。

5.3.2 各計測点の荷重と総合的な痛みの強さについての統計分析

各計測点の単一の荷重と総合的な痛みの強さの関係を調査するために、スピアマンの順位相関係数を求めた (Table 5.3)。肩甲間部 (MP #16, MP #18) と脊柱部 (MP

Table 5.3 Spearman's rank correlation coefficients

MP #	Right Shoulder			Left Shoulder		
	Median load (N)	IQR (N)	Correlation coefficient	Median load (N)	IQR (N)	Correlation coefficient
1	0.60	0.92–0.42	0.111	0.59	0.89–0.35	0.037
2	0.54	0.78–0.33	0.090	0.32	0.61–0.11	0.111
3	1.15	1.60–0.84	0.335	0.79	1.05–0.62	0.516
4	1.63	2.10–1.19	0.298	2.11	2.62–1.60	0.457
5	0.86	1.19–0.62	0.321	1.19	1.51–0.87	0.531
6	1.32	1.83–0.86	0.199	1.52	2.35–0.76	0.375
7	5.44	7.88–3.27	0.363	4.49	6.75–2.84	0.308
8	1.64	2.40–0.84	0.162	1.31	1.90–0.78	0.313
9	2.21	4.39–1.21	0.492	4.08	6.24–2.45	0.343
10	2.25	3.74–1.08	0.447	3.52	5.23–1.67	0.450
11	3.77	5.37–2.17	0.536	1.81	2.66–1.08	0.491
12	6.63	8.08–5.53	0.575	5.28	6.77–4.15	0.358
13	3.75	5.16–2.50	0.328	4.47	6.31–3.19	0.402
14	1.65	2.19–0.53	0.043	3.51	4.61–2.61	0.392
15	2.01	3.57–0.94	0.063	4.15	7.19–2.45	0.198
16	0.20	0.47–0.03	0.064	0.07	0.24–0.03	–0.087
17	0.05	0.21–0.02	0.043	0.12	0.65–0.04	0.136
18	0.05	0.08–0.03	–0.016	0.05	0.08–0.02	–0.082
19	0.04	0.06–0.02	0.340	0.04	0.06–0.02	0.322

#19)の荷重の中央値と IQR は、他の計測点よりも小さく、これらの点に荷重が掛かることはほとんどなかった。また、24 レベルの荷重条件全てを通じて総合的な痛みと一貫して強い相関関係がある単一の荷重は、観測されなかった。乳房部 (MP #3-#5)、鎖骨部 (MP #9, MP #10)、肩の稜線 (MP #11, MP #12) 等の比較的荷重が集中し易く、膨らみのある計測点の荷重では、中程度の相関関係があった。一部の計測点では、荷重の中央値、IQR、及び相関係数について、左右で違いが見られたが、これはおそらく、被験者の体の左右の形状の違いや左右に傾いた立ち姿勢が原因で、実験器具からの負荷のバランスが不均一だった可能性がある。

以上の結果から、総合的な痛みの強さと強い相関関係のある単一の荷重は存在せず、総合的な痛みの強さと関係のある荷重は、荷重条件毎に異なっていた可能性がある。また、総合的な痛みの強さは、複数の計測点の荷重の組み合わせから決定された可能性がある。

5.3.3 回帰分析によるデータ解析

肩の負荷と総合的な痛みの強さの関係を調査して適切に説明するために、4 つの異なるモデルを使用して全データへのフィッティングを実行した (Table 5.4)。単回帰モデルでは、肩の稜線の外側 (MP # 11) の荷重を独立変数とした際に、決定係数が最も高くなった。ただし、2 つのモデルのどちらも十分にはフィットしなかった。一方、多項式回帰モデルでは、線形モデルが、2 つの単回帰モデルよりフィットした。さらに、式 (5.2) のシグモイド関数を用いた GLM が決定係数 : 0.822 と高く、最もフィットした。なおこのモデルは、荷重の線形結合で表されるため、総合的な痛みの強さを下げるための減らすべき特定の荷重が明確化された。

多項式シグモイド関数を用いた GLM では、鎖胸三角 (MP #6)、鎖骨部 (MP #9, MP #10)、肩の稜線 (MP #11, MP #12)、肩甲骨上角 (MP #14) が独立変数として選択された。これらの計測点は、MP #6 を除いて、肩の稜線の周り、あるいは、荷重が比較的集中し易い膨らんだ部位、骨の突出した部位に配置されていた。さらに、第 3 章で得られた結果では、MP #6 と MP #10-MP #11 が、単点圧力刺激における痛みの感度レベルの高い部位であった (Table 3.4)。従って、これらの負荷は、全体的な痛みの強さ決定に大きく寄与した要因であった可能性がある。

次に、総合的な痛みの強さに寄与する荷重条件毎の計測点の負荷を調査するために、この GLM を用いて 8 つのデータグループに対してフィッティングを実行した (Fig. 5.4)。Fig. 5.4 のオレンジにハイライトされた数字は、独立変数として選択された計測点を表し、対応する荷重は、左側が右肩の荷重、右側が左肩の荷重となって

Table 5.4 Different regression models of overall pain intensity

Model	R-Squared Value
Parameter	
$y = \beta_0 + \beta_1 x_1$	0.337
intercept: 0.853, R-MP #11: 0.316	
$y = \frac{10}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 x_1)}}$	0.325
intercept: -2.007, R-MP #11: 0.164	
$y = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n x_n$	0.760
intercept: -1.822, L-MP #6: 0.166, R-MP #9: 0.143, L-MP #9: 0.069, R-MP #10: 0.073, R-MP #11: 0.203, R-MP #12: 0.117, R-MP #14: 0.257, L-MP #14: 0.125, L-MP #17: 0.314	
$y = \frac{10}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n x_n)}}$	0.822
intercept: -3.925, L-MP #6: 0.090, R-MP #9: 0.081, L-MP #9: 0.047, R-MP #10: 0.038, R-MP #11: 0.136, R-MP #12: 0.082, R-MP #14: 0.137, L-MP #14: 0.103	

いる。なお、MP #16, #18, #19 の荷重は、全データの中央値、第三四分位数共にセンサの計測レンジの最小値 : 0.5 N (Table 2.1) を下周り、ほとんど荷重が掛かっていなかった (Table 5.3) ため、除外した。決定係数の平均値は、 0.928 ± 0.031 であった。全てのデータグループに共通する独立変数として、肩甲骨上角 (MP #14) が選択された。また、肩の稜線の内側 (MP #12) も、low-far-padded レベルのグループを除く、残り全てのデータグループで独立変数に選択された。肩の稜線の内側 (MP #12) は、他の計測点と比較して、全体的に負荷の中央値が大きく、静止立位においても大きな荷重が掛かった。no padding レベルの 4 つのグループでは、各グループ内で荷重値が比較的大きかった鎖骨部 (MP #9) が共通して独立変数に選択された。対照的に、padded レベルの 4 つのグループでは、各グループ内で荷重値が比較的小さかった MP #9 は選択されなかった。また鎖骨の内側 (MP #10) は、padded レベルの 4 つのグループの内、low-far-padded レベルのみで選択された。

padded レベルの 4 つのグループでは、鎖骨部 (MP #9, MP #10) への過大な荷重を抑える代わりに、烏口突起 (MP #7) に荷重が集中した。また対応する no padding レ

ベルと比較して棘上筋(MP #15)の荷重も高かった。MP #7は突出した骨の端部に位置し、第3章の調査結果では、単点圧力刺激に対する痛みの感度レベルの高い部位であったが、paddedレベルのMP #7の荷重は、総合的な痛みの強さを説明する独立変数として選択されなかった。本研究の回帰分析で用いた独立変数は、統計的な評価指標に基づいて選択されており、選択された計測点の荷重と総合的な痛みの因果関係は明らかではない。しかしながら、統計的に高い予測を実現したこの回帰分析の結果によると、paddedレベルの総合的な痛みは、主に肩の稜線(MP #11, MP #12)から後背部(MP #15まで)にかけての荷重の線形結合で説明された。

GLMはよくフィットした。ただし、一部のデータグループの結果は、全データに対して選択された独立変数では説明できない、他の計測点の荷重にも従属していた。従って、全データから得られた回帰式を改善するために、荷重条件に応じて独立変数が適切に選択される必要があった。本研究では、既知の荷重条件の8つのグループに対してGLMによるフィッティングを実行したが、未知の荷重条件にも対応するためには、独立変数を選択するための負荷の条件や基準が、多点機械刺激に対する痛みの知覚や統合のメカニズムに基づいて構築される必要があると考えられる。paddedレベルのグループについての回帰分析結果は、鎖骨部で分離された単一で大きいMP #7の荷重よりも、肩の稜線から後背部にかけての広い領域の荷重が、一つの大きな有害刺激として統合・知覚され、総合的な痛みの強さの決定に寄与した可能性を示唆する。またその際、MP #7の負荷による痛みの情報が、近傍のより有害な刺激によって抑制されたことで、総合的な痛みの強さ決定に寄与しなかった、という解釈も考えられ得る。以上はあくまでも回帰分析結果からの考察であるが、独立変数のより適切な選択とより正確な痛みの予測のためには、小さな組み合わせの単位で計測点間の関係性や相互作用を調査する等して、特定の負荷と総合的な痛みの強さの関係をより強く裏付ける必要がある。そのためには、本研究では考慮しなかった抑制について考慮することも有効であると考えられる。

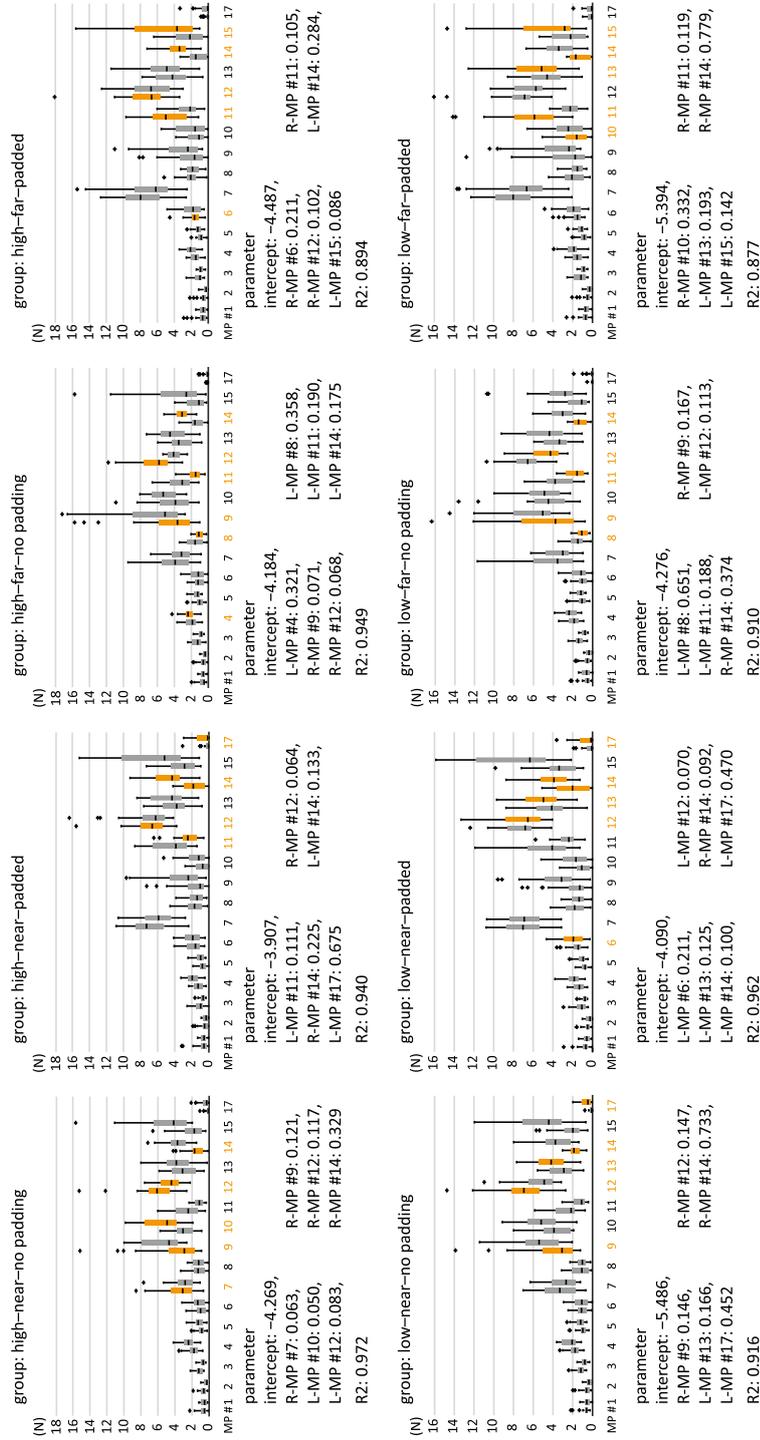


Fig. 5.5 Load distribution and selected independent variables in GLM

5.4 小括

- 1 バックパックの肩部負荷を肩部への多点機械刺激と捉え、静止立位の肩部荷重と総合的な痛みの強さの関係を調査した
- 2 錘の重量、位置(背中からの距離、高さ)と鎖骨への負荷を避けるパッド設定の24レベルの荷重条件設定による総合的な痛みの強さへの影響として、
 - ・ 総重量 8.2 kg(被験者の平均体重の 10%以上)では、多くの被験者が痛みを感じた.
 - ・ 検定による有意差は検出されなかったが、5.0 kg 及び 7.5 kg の重量レベルにおける鎖骨への荷重を回避するパッドの効果として、near-padded レベルは、対応する near-no padding レベルより肩部荷重の総和の中央値が大きかったにもかかわらず、痛みの強さの中央値が小さかった.
 - ・ 四元配置分散分析(four-way ANOVA)の結果、錘の重量と背中からの距離が主効果として検出された. 他の要因や交互作用による効果は検出されなかった.
- 3 特定の部位の荷重と総合的な痛みの関係は、多項式シグモイド関数を用いた GLM が最もフィットした. モデルは、荷重の線形結合で表されるため、総合的な痛みの強さを下げるための減らすべき特定の荷重が明確化された.
- 4 より適切なフィッティングのためには、荷重条件に応じて、総合的な痛みの強さ決定に寄与する荷重の組み合わせが適切に選択される必要がある.

第6章 結論

6.1 まとめ

6.2 研究の限界

6.3 展望

6.3.1 今後の研究の課題

6.3.2 本研究のバックパック商品開発への応用

6.1 まとめ

本研究は、日常生活で軽～中程度の重量の荷物をバックパックで持ち運ぶ際に生じる、身体に悪影響を及ぼす肩部負荷軽減のために、バックパックの構成部品の身体との適合性を高め、痛みに基づいて負荷を適正に評価する方法を検討した。バックパックの負荷の評価に用いられる代表的な荷重計測技術を基に、接触部位の負荷を代表する 50 点の三軸接触荷重を本研究における負荷と定義し、身体の警告信号である痛みと結びつけることで、適正な負荷の評価を試みた。肩の全体的な負荷を軽減する、バックパックの荷重を肩部と腰部に分散する方法と、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する、バックパックの荷重を肩部領域内で適切に分散する方法の、二つの代表的な負荷軽減方法に本研究で提案する負荷評価方法を適用し、それぞれのアプローチにおける有用性を示した。

以下、本論文の内容を章別にまとめる。第 1 章では、バックパックの歴史や構成パーツに関する基礎的な情報、近年の日常使用の増加に関する社会背景から、バックパックの 3 つの課題を挙げ、肩の接触部位の筋圧迫痛を本研究の解決すべき課題として取り上げた。次に、バックパックの負荷による身体への悪影響と負荷軽減を目的とした設計に関する先行研究より、負荷軽減方法を二つのアプローチ方法に分けた。そして、負荷の適切な軽減の重要性から、適正な負荷の基準となり得る痛みに焦点を当て、本研究の目的を「バックパック着用時に身体に悪影響を及ぼす二種類の肩部負荷を、痛みに基づいて適切に軽減・評価する方法の提案」と設定した。

第 2 章では、本研究で共通して適用する負荷計測手法と負荷評価手法について説明した。負荷計測手法のパートでは、バックパックの代表的な荷重計測方法に触れた上で、本研究で評価する負荷を接触荷重と設定し、計測要件に合わせて構築した三軸触覚センサを用いた負荷計測手法について述べた。接触荷重計測装置の構成や、

採用した三軸触覚センサの詳細，また接触荷重の計測方法についても述べた．負荷評価手法のパートでは，負荷の評価基準となる痛みについて，バックパックの負荷によって引き起こされる痛みの生理学的メカニズムに触れた上で，背負うと知覚され，外すと収まる急性の侵害受容性疼痛を本研究で対象とする痛みとした．さらに，被験者の主観による負荷評価手法として採用した，ペインスケールを用いた痛みの評定手法について述べた．またデータ解析時の負荷(荷重値)との結び付けのために行った，評定スコアを等価性のある尺度に修正する手法について述べた．

第3章では，バックパック着用時にショルダーストラップが接触する右肩の19点について，バックパックの負荷を避けるべき部位と積極的に支えられる部位を明確化するために，第2章の手法を用いて単点圧力刺激に対する痛みの強さを評価する実験を行った．実験より得られたデータに基づいて各計測点の圧痛閾値を推定し，k-means法を用いて被験者毎に正規化した圧痛閾値(NRT)を4つの痛みの感度レベル(PSL)に分類した．さらにPSLに基づいて計測点毎に色分けを施すことで，特性を包括的に把握可能な痛みの感度マッピングを作成した．この痛みの感度マッピングを解剖学的な解釈と統合することで，上背部(MP #12-MP #19)はバックパックの荷重を積極的に支えることができ，鎖骨の周辺領域(MP #7-MP #11)は負荷を減らすのが望ましく，前部領域(MP #1-MP #6)はユーザの体格を考慮しながら，バックパックの負荷を減らすのが望ましいという知見を得た．

第4章では，肩の全体的な負荷を軽減する方法として，バックパックの荷重を肩部と腰部に分散する方法を検討し，ヒップベルトに代わる，身体を拘束しない新し手段として，歩行時の胸郭-骨盤間の水平相対変位と骨盤の回転を吸収する可動式ランバーパッドを提案した．歩行時のバックパックから身体への接触荷重を計測し，3つの背面パネル条件を多重比較することで，ランバーパッド付きパネルが従来型フラットパネルと比較して腰部に荷重を分散し，肩部の荷重を有意に減少させることを示した．さらに可動式タイプでは，ランバーパッドが骨盤の動作範囲で回転しつつ，胸郭-骨盤間の水平相対変位を吸収し，腰部の荷重をより安定的に支えることで，振動負荷を抑え，固定式タイプと比較して肩部のピーク荷重を有意に減少させることを示した．また，可動式タイプは，従来型フラットパネルと比較して肩部の剪断荷重(バックパックが肩から滑り落ちる向きの力)を有意に減少させることを示した．痛みに基づく負荷の評価方法としては，各計測点の荷重を単点圧痛閾値で正規化した値を組織損傷のリスクの大きさとして捉え，従来型フラットパネルと可動式ランバーパッド付きパネルの歩行周期全体の荷重の中央値を統計的に比較することで評価した．さらに，この正規化された荷重値について，従来型フラットパネルの各計測点の荷重値と領域全体の平均値を多重比較することで，平均より大きい，従来型フラットパネルの7点のハイリスク部位(MP #7, MP #9-MP #13, MP

#15)を抽出した。可動式ランバーパッド付きパネルでは、肩部領域全体の平均値と7点のハイリスク部位の内4点(MP #9, MP #11, MP #13, MP #15)で正規化された荷重が有意に減少し、リスクを考慮した上でも肩部負荷が軽減することを示した。一方、可動式ランバーパッドによる全体的な負荷軽減のみでは、肩の凹凸部に集中するハイリスクな荷重が残存した。

第5章では、肩の部分的に過大な負荷や不均一な負荷を軽減する方法として、バックパックの荷重を肩部領域内で適切に分散する方法を検討した。バックパックの肩部負荷を肩部への多点機械刺激と捉え、静止立位の肩部荷重と総合的な痛みの強さの関係を調査した。錘の重量、位置(背中からの距離、高さ)と鎖骨への負荷を避けるパッド設定の24レベルの荷重条件を設定し、統計分析による設定要因の影響の調査と回帰分析による特定の荷重と総合的な痛みの強さの関係のモデリングを行った。統計分析の結果、総重量8.2 kg(被験者の平均体重の10%以上)では、多くの被験者が総合的な痛みを感じた。検定による有意差は検出されなかったが、5.0 kg及び7.5 kgの重量レベルにおける荷重条件設定の効果として、near-paddedレベルは、対応するnear-no paddingレベルより肩部荷重の総和の中央値が大きかったにもかかわらず、痛みの強さの中央値が小さくなり、鎖骨への荷重を回避するショルダーストラップという新しい設計の可能性を示した。また、四元配置分散分析(four-way ANOVA)では、錘の重量と背中からの距離が主効果として検出された。一方、回帰分析の結果、特定の部位の荷重と総合的な痛みの関係は、多項式シグモイド関数を用いたGLMが最もフィットした。本研究で検討したモデルは、荷重の線形結合で表されるため、総合的な痛みの強さを下げるための減らすべき特定の荷重が明確化された。

以上より、本論文は、バックパック着用時の肩部負荷軽減のための二つの方法(腰部への負荷分散方法と肩部領域内での適切な負荷分散方法)に対して、痛みに基づく負荷の適切な軽減方法、評価方法を検討し、その有用性を示した。腰部への負荷分散方法では、身体拘束による不快感のない新しい手段として、可動式ランバーパッドを提案した。肩部領域内での適切な負荷分散方法では、総合的な痛みの強さが小さい荷重設定条件を示すと共に、多項式シグモイド関数を用いたGLMによる回帰分析を実行し、総合的な痛みの強さの決定に寄与する荷重の選択とフィッティングを通じて、総合的な痛みの強さを下げるための減らすべき特定の荷重を明確化した。これらの方法を組み合わせることで、荷重を避けるべき部位の適切な負荷量と荷重を積極的に支えられる部位の適切な負荷量を調整し、荷重条件に応じて最も痛み(組織損傷のリスク)の小さい、最適な肩部の荷重分布状態を実現できると考えられる。

6.2 研究の限界

本研究は、荷重計測方法や各章で実施した実験方法、解析方法、また検証された効果等に関して、いくつかの限界がある。以下、限界について記載する。

共通する内容について、実験の被験者は、男性のみを対象に行われた。第2章 2.1.5 項の接触荷重の計測点 (Fig. 2.6) は、ショルダーストラップの接触部位と身体の特徴点を組み合わせて設定したため、本研究の設定を女性に適用する際には、身体的特徴の違いから生じるショルダーストラップの接触部位の違いを考慮し、計測点の修正の必要がないか検討する必要がある。またそれに伴って、第3章の痛みの感度レベルの調査結果が異なる可能性がある。次に、接触荷重の計測に関する限界として、計測点へのセンサの貼付は、目視と触知に基づいて行われたため、貼付位置に誤差が含まれる。またバックパックの荷重、歩行等の荷重変化がもたらす、皮膚の変形によるセンサ角度・位置のずれの影響は考慮していない。さらに、第4章、第5章で検討した負荷軽減効果について、第1章 1.2.1 項で記載した種々の身体への悪影響が、肩部の負荷軽減によりどのように変化したかについては、評価していない。

次に各章の限界について、第3章の肩部の接触圧力と痛みの関係の調査実験では、圧力刺激は昇順で提示されたため、順序による心理的要因の影響が含まれる。また圧力刺激は、接触荷重の垂直成分をモニタリングしながら人の手によって提示されたため、誤差が含まれる。第4章では、可動式ランバーパッドの肩部負荷軽減効果を検証したが、全般的な効果の検証を目的としたため、ランバーパッドの個々の設計値が、各ユーザの身体適合性にどのような影響を与えるかについては考慮していない。第5章の多項式シグモイド関数を用いた GLM は、特定の計測点の荷重で総合的な痛みの強さを説明したが、多点機械刺激による計測点間の抑制の影響は考慮していない。また計測点の刺激の線形結合が総合的な痛みの強さを決定するこのモデルは、第2章 2.2.1 項で触れた空間的加算 (Fig. 2.11) [44] を参考にしているが、各計測点の受容野を支配する一次侵害受容ニューロンの、電気生理学的な実際の入力は確認していない。

6.3 展望

6.3.1 今後の研究の課題

本研究は、荷重の計測と痛みの定量評価を行い、これらを結びつけることで適正な負荷の評価を試みた。

第4章では、身体を拘束しない可動式ランバーパッドを提案し、腰部への負荷分散効果と肩部の負荷軽減効果を確認したが、骨盤の動きや歩容が、従来型のバックパックと比べてどのように変化したかについては調査していない。従って、可動式ランバーパッドが真にヒップベルトに代わる手段となるためには、負荷や姿勢、歩容への影響等の直接的な比較が課題となる。また、第4章の痛みを基準とした評価方法は、単点圧痛閾値を基にしたリスクの大きさを評価しており、歩行中の実際の痛みを評価していない。バックパックの実際の使用状況においては、歩行中にも痛みが生じるため、歩行中の痛みの評価とパネル間の比較が課題となる。

第5章では、多項式シグモイド関数を用いたGLMにより、特定の荷重状況に対応した、総合的な痛みの強さを下げるための減らすべき計測点の荷重を明確化した。その一方で、選択された独立変数と総合的な痛みの強さの関係性は、裏付けが弱く不明瞭な統計モデルに留まっている。従って、未知の荷重条件においても当てはまりが優れ、正確な痛みの予測や適切な負荷の評価が可能なモデルとするためには、多点機械刺激に対する痛みの知覚や統合のメカニズムに基づき、強い裏付けと共に独立変数を選択する手法の構築が課題となる。

6.3.2 本研究のバックパック商品開発への応用

本研究は、第4章の腰部に負荷を分散する方法の中で、ヒップベルトに代わる身体を拘束しない新しい手段として可動式ランバーパッドを提案し、その負荷軽減効果を示した。実験では、取り換え可能な背面パネルで効果の検証を行った。本研究で提案する可動式ランバーパッドは、パッドと可動機構部品のアセンブリとして取り扱うことができ、一般的なバックパックの背面部に取り付け可能であるため、腰部の適合性を高めるためにパッド部分をメッシュや緩衝材で覆う等の軽微な仕様修正により、実際の商品へ導入可能である(Fig. 6.1)。



Fig. 6.1 Backpack with movable lumbar pad

また、第 5 章の肩部領域内で適切に分散する方法の中で、従来型のショルダーストラップとは異なった荷重分布を提供する新しい設計を検討するために、荷重条件設定として鎖骨への負荷を回避するパッドを **padded** レベルとして設けた。検定による有意差は検出されなかったが、5.0 kg 及び 7.5 kg (総重量 8.2 kg 及び 10.7 kg) の、痛みが知覚された重量レベルの荷重条件では、位置(背中からの距離)のレベルと組み合わせた **near-padded** レベルで、対応する **near-no padding** レベルよりも肩部荷重の総和の中央値が大きかったにもかかわらず、痛みの強さの中央値が小さかったという結果が得られたことから、このようなパッドの商品への応用も検討した。マチ幅の狭いバックパックや荷物の位置、用途等が限定されて背中からの距離に近い位置で荷物を背負うバックパックでは、有効である可能性がある。実験の設定では、パッドは、それ自体の緩衝効果を排除するためシート状の PVC 素材としたが、実際のバックパックにおいては、発泡素材等を用いることで、鎖骨部周辺の極端な荷重の集中も避けつつ、鎖骨の負荷を回避する仕様が実現可能であると考えられる (Fig. 6.2)。

さらに、第 5 章では、多項式シグモイド関数を用いた GLM でバックパックによる肩部の多点機械刺激と総合的な痛みの強さをフィッティングすることで、総合的な痛みの強さを下げるための減らすべき、特定の荷重を明確化した。このモデルは、実験の設定として用いた鎖骨への負荷を回避するパッド以外にも、特定の部位の荷重量を調整した場合の総合的な痛みの強さ推定が可能のため、出来上がったパーツの仕様の評価だけでなく、先に新しい荷重分布の検討から入り、それを実現するた



Fig. 6.2 Shoulder strap which avoids clavicle load

めのパーツの仕様を後から考える等，より創造的な設計を可能とすると考えられる．また，モデルの課題が改善され，幅広い荷重条件でより正確な予測を実現した際には，肩部の接触荷重を軽減するための，バックパックのパーツ設計にかかる期間の短縮や開発コストの削減等に大きく貢献すると考えられる．

参考文献

- [1] 一般社団法人日本かばん協会: ギャラリー, <http://www.kaban.or.jp/gallery.php> (2021/1/25 にアクセス).
- [2] 徳久球雄: 日本大百科全書(ニッポニカ), ルックザック, 小学館, <https://japanknowledge-com.ez.wul.waseda.ac.jp/lib/display/?lid=1001000241588> (2021/1/25 にアクセス).
- [3] JTB パブリッシング: るるぶD o !, これで身につく山歩き-バテない歩き方術, 2009 年 8 月.
- [4] Gregory Mountain Products, “PACK FIT & CARE: BACKPACK FIT & SIZING,” Gregory Packs, <<https://www.gregorypacks.com/fit-and-sizing.html>>, (accessed on 25 January, 2021).
- [5] Deuter Sport GmbH., “ADVICE > How to adjust a backpack, Backpacks, sleeping bags and bags by Deuter,” <<https://www.deuter.com/pt-en/advice/how-to-adjust-a-backpack>>, (accessed on 25 January, 2021).
- [6] エース株式会社: ハイテク素材を活用し, 快適さを向上させたビジネスリュック, NEWS RELEASE, https://www.ace.jp/news/pdf/1701_acedot.pdf (2021/1/25 にアクセス), 2017.
- [7] 毎日新聞: 暮らしナビ・ライフスタイル, 通勤リュック, 場面意識を, <https://mainichi.jp/articles/20180321/ddm/013/040/008000c> (2021/1/25 にアクセス), 2018 年 3 月 21 日 東京朝刊.
- [8] 総務省統計局: 統計ヘッドライン - 統計局月次レポート - No. 32, <https://www.stat.go.jp/info/headline/pdf/201210.pdf> (2021/1/25 にアクセス), 2012 年 10 月.
- [9] 株式会社 宝島社: MonoMax 2017 年 3 月号.
- [10] 総務省消防庁: 平成 23 年版 消防白書, 第 2 章 災害の概要, 第 5 節 その他の被害, <https://www.fdma.go.jp/publication/hakusho/h23/cat-2/5/577.html> (2021/1/25 にアクセス), 2011 年 12 月.
- [11] 諸岡晴美, 河上朋子, 諸岡英雄: 肩ストラップの接触圧分布を指標にしたランドセルの身体負荷軽減のための検討, 繊維学会誌, 65, no.12, 325–331, 2009.

- [12] J, Samakow, "The Dangers Of Heavy Backpacks -- And How Kids Can Wear Them Safely," HUFFPOST, <https://www.huffpost.com/entry/what-heavy-backpacks-are-doing-to-kids-bodies- n_5700485>, 2014 (accessed on 25 January, 2021).
- [13] エース株式会社：背中が涼しいビジネスリュック「ラパックエアー V」, NEWS RELEASE, https://www.ace.jp/news/pdf/1904_acedot.pdf (2021/1/25 にアクセス), 2019.
- [14] C. Devroey, I. Jonkers, A. Becker, G. Lenaerts, and A. Spaepen, "Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures", *Ergonomics*, vol.50, no.5, pp. 728–742, May 2007.
- [15] H. M. Brackley, J. M. Stevenson, and J. C. Selinger, "Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children.," *Work*, vol. 32, no.3, pp. 351–360, 2009.
- [16] T. In, S. Yu, and S. Jang, "The Effects of Force That Pushes Forward Lumbar Region on Sagittal Spinal Alignment When Wearing Backpack," *International journal of environmental research and public health*, vol.16, no.19, 2019.
- [17] M. S. Kerr, J. W. Frank, H. S. Shannon, R. W. K. Norman, R. P. Wells, W. P. Neumann, C. Bombardier, and the Ontario Universities Back Pain Study Group., "Biomechanical and psychosocial risk factors for low backpain at work," *American Journal of Public Health*, vol.91, no.7, pp. 1069–1075, Jul. 2001.
- [18] P.D. Wettenschwiler, S. Lorenzetti, S.J. Ferguson, R. Stämpfli, A. K. Aiyangar, R. M. Rossi, and S. Annaheim, "Loading of the lumbar spine during backpack carriage," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol.20, no.5, pp. 558–565, Apr. 2017.
- [19] J. P. Mäkelä, R. Ramstad, V. Mattila, and H. Pihlajamäki, "Brachial Plexus Lesions after Backpack Carriage in Young Adults," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no.452, pp. 205–209, Dec. 2006.
- [20] 舟橋明男：リュックザック麻痺の起因に関する研究, *体力化学*, vol. 34, pp.11–26, 1985.
- [21] S. H. Kim, T. B. Neuschwander, B. R. Macias, L. Bachman Jr, and A. R. Hargens, "Upper extremity hemodynamics and sensation with backpack loads," *Applied Ergonomics*, vol.45, no.3, pp. 608–612, May 2014.

- [22] J. Li, Y. Hong, and P. Robinson, “The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking”, *European Journal of Applied Physiology*, vol.90, no.1, pp. 35–43, 2003.
- [23] J. P. Obusek, E. A. Haraman, P. N. Frykman, C. J. Palmer, and R. K. Bills, “The relationship of backpack center of mass to the metabolic cost of load carriage”, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol.29(Supplement), no.5, p. 205, 1997.
- [24] M. Lafandra and E. Herman, “The Distribution of Forces between the Upper and Lower Back during Load Carriage,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol.36, no.3, pp. 460–467, 2004.
- [25] J. L. Martin and R. H. Hooper, “Military load carriage: A novel method of interface pressure analysis.,” *Proceedings of the RTO HTM Specialist’s Meeting on Soldier Mobility: Innovations in Load Carriage System Design and Evaluation*, Kingston, Canada, 2000.
- [26] A. Hadid, G. Gozes, A. Atoon, A. Gefen, and Y. Epstein, “Effects of an improved biomechanical backpack strap design on load transfer to the shoulder soft tissues,” *Journal of Biomechanics*, vol.76, pp. 45–52, Jul. 2018.
- [27] Merskey H and Bogduk N, “Classification of chronic pain (2nd ed.),” *Descriptions of chronic pain syndromes and definitions of pain terms*, Seattle, IASP press, 209–213, 1994.
- [28] 勝田茂：新体育講座 第60卷 登山生理学，逍遙書院，1972.
- [29] S. Reid, J. Bryant, and J. Stevenson, J. Doan, “Biomechanical Assessment Rucksack Shoulder Strap Attachment Location: Effect on Load Distribution to the Torso,” *Soldier Mobility: Innovations in Load Carriage System Design and Evaluation*, 2001.
- [30] A. Hadid, Y. Epstein, N. Shabshin, and A. Gefen, “Modeling mechanical strains and stresses in soft tissues of the shoulder during load carriage based on load-bearing open MRI,” *Journal of applied physiology*, vol.112, no.4, pp. 597–606, Feb. 2012.
- [31] M. Makhous, F. Lin, D. Hanawalt, David, S. L. Kruger, and A. LaMantia, “The Effect of Chair Designs on Sitting Pressure Distribution and Tissue Perfusion,” *Human factors*, vol.54, no.6, pp.1066–1074, Dec. 2012.
- [32] S. M. Carcone and P. J. Keir, Peter, “Effects of backrest design on biomechanics

- and comfort during,” *Applied ergonomics*, vol.38, no.6, pp.755-764, 2007.
- [33] L. Yu-Chi, L. Chih-Yun, and W. Mao-Jiun, “Better combination of thickness and hardness of mattress topper for supine sleeping posture: A physiological measurements evaluation”, *International journal of industrial ergonomics*, vol.78, p.102979, July 2020.
- [34] H. Nagano and R. K. Begg, “Shoe-Insole Technology for Injury Prevention in Walking,” *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol.18, no.5, p.1468, May 2018.
- [35] S. Telfer, J. Pallari, J. Munguia, K. Dalgarno, M. Mcgeough, and J. Woodburn, “Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design,” *BMC musculoskeletal disorders*, vol.13, p.84, 2012
- [36] 國見ゆみ子, 野村進, 別府政敏: リュックザックの重心位置が歩行に及ぼす影響, *登山医学*, vol.27, no.1, pp.111–114, 2007.
- [37] 直井俊祐, 勝平純司, 丸山仁司: リュックサック使用が歩行動作の運動学・運動力学的変化に及ぼす影響 - 若年者と高齢者を対象として -, *理学療法科学*, vol.29, no.6, pp.923–926, 2014.
- [38] E. Linder-Ganz, and A. Gefen, “The Effects of Pressure and Shear on Capillary Closure in the Microstructure of Skeletal Muscles,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol.35, no.12, pp.2095–2107, 2007.
- [39] T. Tomo, M. Regoli, A. Schmitz, L. Natale, H. Kristanto, S. Somlor, L. Jamone, G. Metta, and S. Sugano, “A New Silicone Structure for uSkin-A Soft, Distributed, Digital 3-Axis Skin Sensor and Its Integration on the Humanoid Robot iCub”, *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol.3, no.3, pp.2584–2591, July 2018.
- [40] 小川節郎: 1. 痛みの概念, *THE BONE*, vol. 27, no.1, pp.21–25, 2013.
- [41] 谷口亘, 中塚映政: 痛みと神経のメカニズム, *関節外科*, vol.37, no.6, pp.568–573, 2018.
- [42] 熊澤孝朗: 痛みとその抑制, *理学療法学*, vol.16, no.3, pp.159–169, 1989.
- [43] R.-D. Treede., R. Rolke, K. Andrews, and W. Magerl, “Pain elicited by blunt pressure: neurobiological basis and clinical relevance,” *Pain*, vol.98, no.3, pp.235–240, 2002.
- [44] T. Kermavnar, V. Power, A. de Eyto, and L. O'Sullivan, “Computerized Cuff Pressure Algometry as Guidance for Circumferential Tissue Compression for

- Wearable Soft Robotic Applications: A Systematic Review,” *Soft robotics*, vol.5, no.5, pp.497–511, 2018.
- [45] D. L. Wong and C. M. Baker, “Pain in children: comparison of assessment scales,” *Pediatric nursing*, vol.14, no.1, pp.9–17, Jan. –Feb. 1988.
- [46] 高木 英行 : 使える！統計検定・機械学習-III : 主観評価実験のための有意差検定, システム／制御／情報, vol.58, no.12, pp.514–520, 2014.
- [47] 向井淳治, 石坂敏彦, 福嶋誠, 高橋直継, 中川雅史, 石橋岬, 吉原ゆかり, 伊藤千恵, 玉井藍子, 石本麻由 : Labeled Face Scale を用いた痛みの評価, 医療薬学, vol.35, no.4, pp.240–246, 2009.
- [48] A. A. Fischer, “Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold,” *Pain*, vol.30, no.1, pp.115-126, 1987.
- [49] H. Nie, T. Graven-Nielsen, and L. Arendt-Nielsen, “Spatial and temporal summation of pain evoked by mechanical pressure stimulation,” *European Journal of Pain*, vol.13, no.6, pp.592–599, 2009.
- [50] S. Finocchietti, M. Nielsen, C. D. Mørch, L. Arendt-Nielsen, and T. Graven-Nielsen, “Pressure-induced muscle pain and tissue biomechanics: A computational and experimental study,” *European Journal of Pain*, vol.15, no.1, pp.36–44, 2011.
- [51] H. Matsubara, H. Hirano, H. Hirano, Z. Soh, R. Nakamura, N. Saeki, M. Kawamoto, M. Yoshizumi, A. Yoshino, T. Sasaoka, S. Yamawaki, and T. Tsuji, “Quantitative Evaluation of Pain during Electrocutaneous Stimulation using a Log-Linearized Peripheral Arterial Viscoelastic Model,” *Sci Rep*, vol.8, no.1, pp.3091–3091, 2018.
- [52] A. Hadid, N. Belzer, N. Shabshin, G. Zeilig, A. Gefen, and Y. Epstein, “The effect of mechanical strains in soft tissues of the shoulder during load carriage,” *Journal of Biomechanics*, vol.48, no.15, pp.4160–4165, Nov. 2015.
- [53] S. R. Sharpe, K. G. Holt, E. Saltzman, and R. C. Wagenaar, “Effects of a hip belt on transverse plane trunk coordination and stability during load carriage,” *Journal of Biomechanics*, vol.41, no.5, pp.968–976, 2008.
- [54] Jacquelin Perry : ペリー歩行分析—正常歩行と異常歩行—, pp.77–82, 医歯薬出版株式会社, 東京都, 2007.
- [55] J. Hoover and S. A. Meguid, “Performance assessment of the suspended-load backpack,” *International Journal of Mechanics and Materials in Design*, vol. 7, no.2,

pp.111–121, 2011.

- [56] L. C. Rome, L. Flynn, L., and T. D. Yoo, “Biomechanics: rubber bands reduce the cost of carrying loads,” *Nature*, vol. 444, pp.1023–1024, 2006.
- [57] M. Lafiandra, R. C. Wagenaar, K. G. Holt, and J. P. Obusek, “How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters?,” *Journal of Biomechanics*, vol.36, no.1, pp.87–95, 2003.
- [58] 小林吉之, 保原浩明, 持丸正明 : 歩行運動データベース 2015, 国立研究開発法人 産業技術総合研究所, 2015.
- [59] N, Sugiura, “Further analysts of the data by akaike' s information criterion and the finite corrections,” *Communications in Statistics - Theory and Methods*, vol.7, no. 1, pp.13–26, Jan. 1978.

謝辞

本論文をまとめるにあたり，多大なご指導とご教示を賜った早稲田大学理工学術院 菅野重樹教授に心より感謝いたします。7年ぶりに早稲田大学の門を潜って社会人の学生として研究を0から始めることとなり，その道中では様々な障壁に直面することもありましたが，躓きそうになった折にはいつも懇切丁寧に御指導くださり，適切な方向へ導いてくださったことに，厚く御礼申し上げます。また，本論文の執筆にあたり，ご多忙の中，貴重なお時間を割いていただき，御指導，御意見を賜った早稲田大学理工学術院の高西淳夫教授，宮下朋之教授，尾形哲也教授に深く感謝いたします。

本研究中で用いたバックパックの接触荷重計測装置は，XELA Robotics 株式会社の御協力の下，開発されました。三軸触覚センサの仕様を決めるにあたり，参考となる先行研究の情報が少ない中，試行錯誤を重ねて，専用の計測装置の開発が実現できたことは，ひとえに XELA Robotics 社の皆様の親身なご対応のおかげと，深く感謝申し上げます。センサのメンテナンスや校正で多大なご協力をいただいた Tito Pradhono Tomo 氏，そして，専用ソフトウェアの開発を快く引き受けて下さった菅野研究室(当時)の Alexis Carlos Holgado 氏に深く感謝いたします。

バックパックの負荷軽減に関する研究に取り組みたいという思いで，博士後期課程では，それまでの専攻とは異なる総合機械工学専攻に進学しましたが，右も左も分からない筆者に対して，親身にアドバイスをくださり，また時には厳しくご指摘くださった，菅野研究室ヘルスケア班の先輩の加藤陽氏，岡村尚美氏，三宅太文氏に心より感謝申し上げます。また筆者の大学での研究拠点である工房では，様々な専攻分野のメンバーの皆様と交流させていただき，多大な刺激を受けました。ここに感謝申し上げます。そして，本研究を進めるにあたり，種々の実験に快くご協力くださった被験者の皆様に深く感謝申し上げます。

本研究は，研究に掛かる費用，実験用のバックパック製作，可動式ランバーパッドのモデル製作等，筆者の勤務先のエース株式会社による多大な支援を受けて行われました。業務としても研究を進めていくことに御理解・御承認くださいました，加来剛常務取締役，荻尾昌平部長，また同じチームとしてご協力いただいた澤田隆充氏に深く感謝申し上げます。研究の中で生まれた可動式ランバーパッドが，ラン

バームービングシステムという商品となり，2020年度グッドデザイン賞を受賞できたことは，筆者にとって誇れる成果の一つとなりました．本研究の成果は，今後の商品開発にも応用し，更なる価値創造に努めて参ります．

最後に，筆者の研究生活を見守り，支えてくれた母，兄弟，そして何より，3年間どのような状況においても愛を持って応援してくれた妻 ブサリンに心から感謝します．ペーさん，ありがとう．

本論文がこれからのバックバック研究，またウェアラブルデバイスの身体適合性を向上させるための Human Factors 分野の研究に少しでも貢献できれば幸いです．

2021年2月
若生 然太

研究業績

2021年2月現在

本論文に関わる業績

【論文】

- ・ 若生 然太, 三宅 太文, 菅野 重樹: 骨盤の動きを考慮したバックパックの可動式ランバーパッドの提案, 人間生活工学, 2021年3月.

【講演・国際会議(査読付)】

- ・ N. Wako, T. Miyake, and S. Sugano, “Characterization of shoulder load for backpack shoulder strap design based on the relationship between interface pressure and shoulder pain”, 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob2020), pp.30–35, DOI: 10.1109/BioRob49111.2020.9224304, New York, USA, Nov. 2020.
- ・ N. Wako, T. Miyake, and S. Sugano, “Extraction of Shoulder Parts to Avoid Heavy Load Based on Pain While Walking with Backpack”, 2021 IEEE/SICE International Symposium on System Integrations (SII2021), pp.357–362, Fukushima, Japan, Jan. 2021.
- ・ N. Wako, T. Miyake, and S. Sugano, “Investigation of Relationship Between Multi-Point Mechanical Stimuli on Shoulder and Overall Pain on Backpack Wearers”, 2021 IEEE/SICE International Symposium on System Integrations (SII2021), pp.363–368, Fukushima, Japan, Jan. 2021.

【講演・国内学会】

- ・ 若生 然太, 菅野 重樹: バックパック背負い時の負担軽減を目的とした肩部の接触圧力と痛みとの関係の検討, 第39回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 2018.