

腰部アシスト装置使用時の椎間板負荷による
椎体変位に関する研究

令和 5 年度

三重大学大学院地域イノベーション学研究科

博士前期課程地域イノベーション学専攻

三岩 功季

目次

第1章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.2 腰部アシスト装置の現状	3
1.3 研究の目的	7
1.4 本論文の構成	7
第2章 椎間板負荷算出	8
2.1 先行研究にて設計された腰部アシスト装置	8
2.1.1 アシストの装置の概要	8
2.1.2 アシスト力測定方法	10
2.1.3 アシスト力測定装置	11
2.1.4 アシスト力測定結果	12
2.2 椎間板負荷算出概要	13
2.3 身体関節角度	14
2.4 通常作業時の椎間板負荷算出	15
2.5 腰部アシスト装置使用時の椎間板負荷算出	19
2.6 椎間板負荷算出結果	21
2.7 アシスト力の違いによる椎間板負荷	23
2.8 椎間板負荷の低減による危険性	30
第3章 椎体および椎間板について	31
3.1 椎体の概要	31
3.2 椎間板の概要	33

3.2.1	椎間板の基礎	33
3.2.2	粘弾性	35
3.2.3	椎間可動域	36
3.3	椎間板負荷による先行研究	37
3.4	椎間板負荷実験装置	38
3.5	試験体	41
第4章	椎間板負荷実験	42
4.1	荷重緩和実験	42
4.1.1	荷重緩和実験概要	42
4.1.2	荷重緩和実験結果	42
4.2	椎間板圧縮力負荷実験	44
4.3	椎間板剪断力負荷実験	45
4.4	椎間板圧縮力剪断力同時負荷実験	46
第5章	結論	47
5.1	まとめ	47
5.2	今後の課題	48
参考文献		49
謝辞		53

A Study of Vertebral Displacement Due to Intervertebral Disc Load when Using a Lumbar Assist Device

Koki Mitsuiwa
March 2024

1. Introduction

Low back pain not only reduces work efficiency but may also cause other injuries due to complications. Under such circumstances, companies and research institutes have developed a wide variety of lumbar assist devices as countermeasures against back pain at workplaces^{[1][2]}. Although there are many reports from developers that indicate the effectiveness of lumbar assist devices in reducing muscle fatigue, increasing work efficiency, and providing additional factors, there are few reports on the effects of such devices on the body. In particular, the application of unusual loads to the vertebral bodies and intervertebral discs may cause unexpected spinal disorders. In this study, we focused on intervertebral disc loading during the use of a lumbar assist device.

2. Method

The magnitudes of the compression and shear forces applied to the intervertebral disc during normal work and when a lumbar assist device is used are calculated from the equilibrium equation and compared. Based on the comparison results, the effects on the human body caused by the displacement of the vertebral body due to the use of the lumbar assist device that occurs in the intervertebral disc are discussed. The intervertebral disc is known to have nonlinear deformation characteristics. Therefore, it is difficult to calculate the mechanical displacement of the vertebral body due to intervertebral disc loading. Therefore, an experimental verification using a deer cadaver lumbar vertebra was conducted. Based on the results obtained in the experiment, we will examine whether or not there is any adverse effect of using a lumbar assist device, and if any, what effect it is.

3. Result

The equation of equilibrium force showed that the lumbar assist device reduced intervertebral disc compression and shear forces. However, the reduction ratio and amount of shear force reduction are small when comparing the compression and shear forces. In this case, the displacement of the vertebral body becomes larger, which may cause spinal disorders.

The results of the experiment using intervertebral disc specimen showed that the displacement of the vertebral body increased linearly as the shear force on the intervertebral disc increased. In addition, the displacement of the vertebral body becomes larger when the shear force is applied in a state of decreased compression.

4. Discussion & Conclusion

The results of this study were obtained in the lumbar spine of a deer cadaver. Since the components of the intervertebral disc are the same between humans and deer, the changing trend can be applied to the mechanical properties of the human intervertebral disc. However, the thickness and cross-sectional area of intervertebral discs are very different. Therefore, it is necessary to examine the measurement results of simultaneous compression and shear forces applied to human intervertebral discs as a remaining issue of this study. Based on the experimental results, guidelines for vertebral displacement, which is predicted to cause spinal disorders, should be developed to promote the use of lumbar assist devices that place the safety of the user's body first.

Acknowledgments

I would like to express my sincere gratitude to Professor Ryojun Ikeura, Associate Professor Soichiro Hayakawa, and Research Fellow Shunichi Yoshida for their helpful advice and research guidance in the completion of this thesis. I would also like to thank all the people involved for their cooperation in the experimentation for this thesis.

References

- [1] Takayuki TANAKA, "Smart Suit: KEIROKA assistive suit", Journal of JSAEM, Vol.25, No.1, pp.17-23, 2017.
- [2] Kotaro YOSHIDA, Chiharu ISHII, "Verification Tests of a Lightweight Assist Suit for Assistance of Lifting Motion and Its Evaluation Based on Lumbar Load Model for Holding Heavy Object with Half-Sitting Posture", Journal of the Robotics Society of Japan, Vol.38, No.6, pp.559-566, 2020.

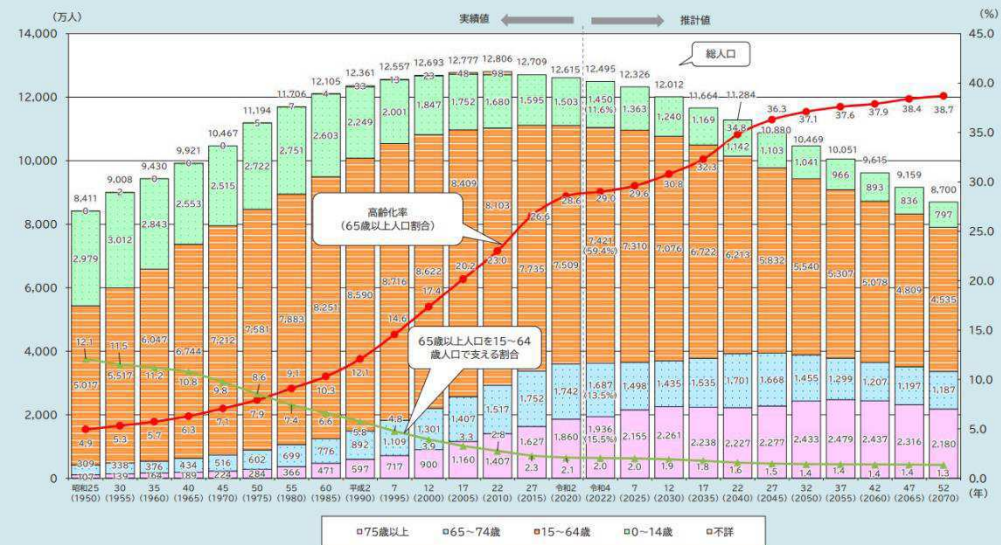
第1章 序論

1.1 研究背景

少子高齢化の影響による労働力不足は現代日本が抱える深刻な社会問題の一つである。高齢化の推移を Fig.1.1 に示す。内閣府の調査によると 2022 年現在、一般的に高齢者と呼ばれる 65 歳以上の人口は 3624 万人と総人口の約 28.8% (約 3.5 人に 1 人) を占めている。また、高齢者の人口割合は年々増加傾向にあり、2070 年には約 38.7% (約 2.6 人に 1 人) にまで増加すると推計されている^[1]。労働力人口の推移を Fig.1.2 に示す。日本は高齢化社会を迎える一方、継続雇用制度の導入や定年年齢の引き上げにより、労働力人口に占める高齢者割合も年々増加傾向にある。2022 年の労働力人口 6902 万人に対し、65 歳から 69 歳の人数は 395 万人、70 歳以上の人数は 532 万人であり、労働力人口総数に占める 65 歳以上の割合は 13.4%と長期的に上昇傾向にある^[2]。しかし、高齢者の労働力への参画が必ずしも良いものとは限らない。厚生労働省が毎年行っている世帯員の健康状況の調査によると、病気やけが等で自覚症状のある者（有訴者）の人口千人当たりの割合（有訴者率）を性別にみると男性 246.7、女性 304.2 であり、65 歳以上の年齢階級では男性 397.6、女性 435.2 と年齢階級が高くなるにしたがって上昇傾向にある。また症状別にみると、男女ともに「腰痛」が最も有訴者率が高くなっている^[3]。作業現場における腰痛は作業効率の低下だけでなく、腰痛が起因してさらに別の傷害を引き起こす可能性が示唆される。

そのような中、作業現場における腰痛対策として各企業および研究機関では腰部アシスト装置の開発が進められている。特許庁によるパワーアシストスーツの市場規模推移によるとパワーアシストスーツの世界市場は今後、年平均成長率約 17.1%で拡大していくと予想されている。また用途別の市場規模では、製造業における割合が最も高く、次いで運輸・保管業、建設業と続く^[4]。国内でもその用途に合わせたアシストスーツが様々に開発されており、将来的な高齢化社会を迎えるにあたってアシストスーツが国内の産業を土台から支えるデバイスになることに疑いの余地はない。腰部アシスト装置の性能を示す基準として筋疲労の低減効果や作業効率の上昇、補助機構の有無等が挙げられ、より良い腰部アシスト装置が日々誕生している。しかし、本研究分野においては腰部アシスト装置の性能を向上させることだけが全てではない。腰部アシスト装置を設計する際は使用者の身体の安全を常に第一に考え、新たな装置を提案していかなければならない。

図1-1-2 高齢化の推移と将来推計



資料：棒グラフと実線の高齢化率については、2020年までは総務省「国勢調査」（2015年及び2020年是不詳補完値による。）、2022年は総務省「人口推計」（令和4年10月1日現在（確定値））、2025年以降は国立社会保障・人口問題研究所「日本の将来推計人口（令和5年推計）」の出生中位・死亡中位仮定による推計結果

(注1) 2015年及び2020年の年齢階級別人口は不詳補完値によるため、年齢不詳は存在しない。2022年の年齢階級別人口は、総務省統計局「令和2年国勢調査」（不詳補完値）の人口に基づいて算出されていることから、年齢不詳は存在しない。2025年以降の年齢階級別人口は、総務省統計局「令和2年国勢調査 参考表：不詳補完結果」による年齢不詳をあん分した人口に基づいて算出されていることから、年齢不詳は存在しない。なお、1950年～2010年の高齢化率の算出には分母から年齢不詳を除いている。ただし、1950年及び1955年において割合を算出する際には、(注2)における沖縄県の一部の人口を不詳には含めないものとする。

(注2) 沖縄県の昭和25年70歳以上の外国人136人（男55人、女81人）及び昭和30年70歳以上23,328人（男8,090人、女15,238人）は65～74歳、75歳以上の人口から除き、不詳に含めている。

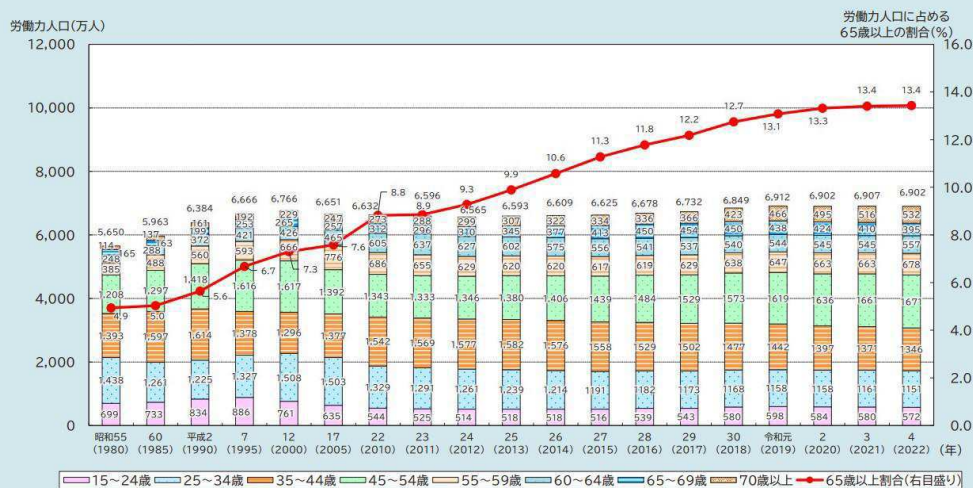
(注3) 将来人口推計とは、基準時点までに得られた人口学的データに基づき、それまでの傾向、趨勢を将来に向けて投影するものである。基準時点以降の構造的な変化等により、推計以降に得られる実績や新たな将来推計との間には乖離が生じるものであり、将来推計人口はこのような実績等を踏まえて定期的に見直すこととしている。

(注4) 四捨五入の関係で、足し合わせても100.0%にならない場合がある。

Fig.1.1 Transition in the aging population

(Source: 「令和4年度高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況、高齢化の現状と将来像」, 内閣府)

図1-2-1-9 労働力人口の推移



資料：総務省「労働力調査」

(注1) 年平均の値

(注2) 「労働力人口」とは、15歳以上人口のうち、就業者と完全失業者を合わせたものをいう。

(注3) 平成23年は岩手県、宮城県及び福島県において調査実施が一時困難となったため、補完的に推計した値を用いている。

Fig.1.2 Transition in the laboring population

(Source: 「令和4年度高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況、就業・所得」, 内閣府)

1.2 腰部アシスト装置の現状

現場での作業を支援する方法の一つとして腰部アシスト装置による作業者の支援が挙げられる。中でも身体に密着するアシストスーツは各種企業や研究機関において様々なモデルや用途に合わせたものが提案され、実用化に至っている。アシストスーツはアシスト力を発生させる動力源の違いからアクティブ型アシストスーツとパッシブ型アシストスーツの二種類に大別される。アクティブ型アシストスーツは主な特徴として動力源にモーターや空気圧アクチュエータ等、外部からの動力を使用してアシスト力を発生させる装置を指す。外部からの動力を使用するため身体を支えるアシスト力は大きく、重量物の持ち上げや移動には長けているものの、バッテリーや制御機器等を搭載するため装置全体が大型化しやすく、また使用時間が限られるといった欠点が挙げられる。それに対し、パッシブ型アシストスーツは外部からの動力は使用せずゴムやバネ等、弾性材の復元力を使用してアシスト力を発生させる装置を指す。外部からの動力を使用しないため長時間使用することができ、装置重量も軽量で小型ではあるが、アシスト力は全体的に小さく疲労低減や軽作業用に開発されたものが主流となっている。

まず、他機関で開発されたアクティブ型アシストスーツについて紹介する。CYBERDYNE 社が販売する「HAL」は介護分野での自立支援や工場での重作業支援を目的としている^[5]。脳から神経を通じて筋肉に送られてきた生体電位信号を、皮膚に張り付けたセンサーが読み取ることで装着者がどのような動作をしたいのかを読み取り、大腿側部にあるアクチュエータが腰部の回転をアシストする。主に福祉や介護分野での自立動作および介護支援などでの応用が考えられているが、医療分野、特に理学療法における歩行練習の機器として、普及は既に始まっている^[6]。クボタ社が販売する「WIN-1」はコンテナの運搬に特化したアシストスーツである^[7]。ウインチワイヤをコンテナに引っ掛け、手元の操作スイッチでウインチワイヤを上げ下げすることで、約 20kg のコンテナを楽に持ち上げることができる。コンテナを持ち上げる際は、大腿部を押して立ちあがりアシストし、コンテナを持ち下げる際は、姿勢に応じて大腿部と腰を保持し、ゆっくりと下ろすことができる。八木らは「装着型パワーアシストロボット WAS-LiBERo」を開発した^[8]。電動モーターを装着者の左右股関節付近に配置し、持ち上げ時には抗重力方向に腰関節のアシストを行う。また歩行時に遊脚側は足を振り上げる方向に、支持脚側は足を支持する方向に股関節のアシストを行う。吉田らは「両用型サステナブル」を開発した^[9]。両用型サステナブルは、低圧の圧縮空気を充填した人工筋肉をフルハーネスに取り付け、腰部をアシスト

する。低圧の空気が充填された人工筋肉のパッシブな収縮力により通常はパッシブなアシストを使用する。特に重い荷物を持ち上げる際はプッシュスイッチを押すことで圧縮空気が供給され、より力の大きいアクティブなアシストを使用することができる。本装置は状況に合わせてアシスト方式を切り替えることが可能である。

続いて、パッシブ型アシストスーツについて紹介する。株式会社モリタホールディングスが販売する「ラクニエ」は作業中の前屈姿勢や中腰姿勢をアシストする^[10]。姿勢変化に伴う身体表面の長さ変化が弾性生地には張力を生み出し、腰部をサポートする^[11]。前屈時のみに筋力をサポートする力が発生し、過剰なサポートによる筋力の負担を防ぎ、前屈姿勢を維持する際に負担を軽減させる。サポートウェアであるため本体重量は 0.25kgf と軽量であり、加えて着脱も容易である。株式会社イノフィスの「マッスルスーツ Every」は重作業支援を目的としている^[12]。McKibben 型人工筋肉と呼ばれるゴムチューブを筒状のナイロンメッシュで包んで両端をかしめた弾性材を使用し、ゴムチューブへの圧縮空気の注入による膨張力をナイロンメッシュにより長さ方向への引っ張り力に変換する。人工筋肉の収縮により腿のフレームに固定されたワイヤーが引っ張られ、背中のフレームが回転し、上半身をアシストする^[13]。Laevo 社の「レイボエクソスケルトン」は爪車（ラチェット）を用いる^[14]。胸部を支えるチェストパッドと腰部にあるスマートジョイントを身体に沿ったストラクチャーにて連結し、前屈時にチェストパッドで胸部を支えることで腰部の負担を軽減させる。反重力方向に力が作用することで背骨に対して垂直方向にアシスト力を加えることができる。田中らは「スマートスーツ」、「スマートスーツ・ライト」を開発した^[15]。スマートスーツは弾性材の伸展の際に発生する弾性力をアシスト力とし、腰部をアシストする^{[16][17]}。進展量は小型モーターによって調整されアシスト力を制御している。アシスト方式はパッシブであるものの装置本体にモーターを使用しているため、完全なパッシブ型アシストスーツではなく、セミアクティブアシストスーツである。一方、スマートスーツ・ライトは弾性材のみによるパッシブ型アシストスーツである。後背部の筋力補助だけでなく、体幹を安定させるためにコルセットを使用している。コルセットを使用することで腹腔内圧が高まり、関節剛性を高め、体幹の安定化に貢献している。



Fig.1.3 HAL ^[5]



Fig.1.4 WIN-1^[7]

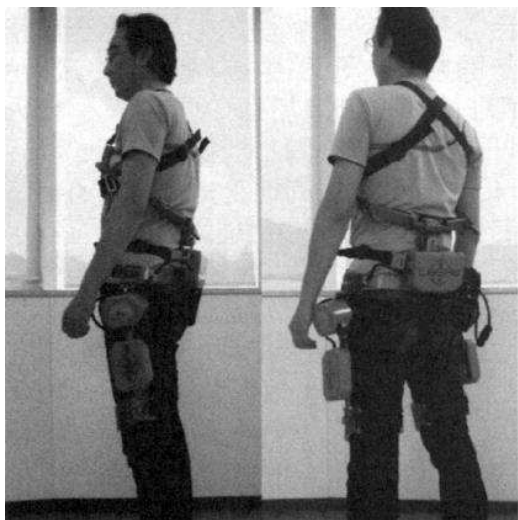


Fig.1.5 WAS-LiBERo^[8]

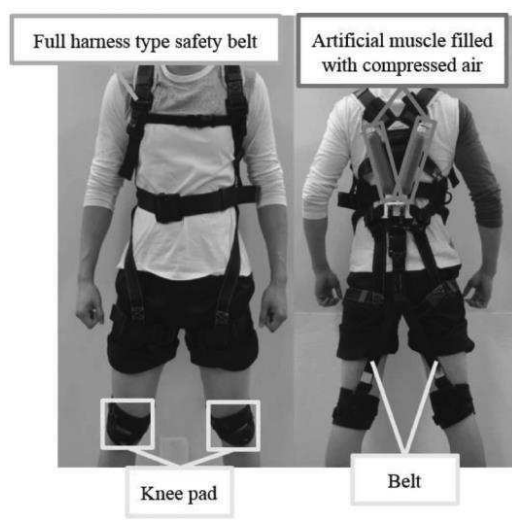


Fig.1.6 両用型サステナブル^[9]



Fig.1.7 ラクニエ^[10]

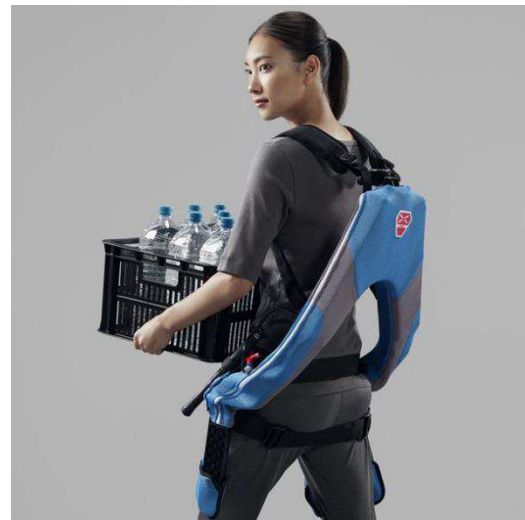


Fig.1.8 マッスルスーツ Every^[12]



Fig.1.9 レイボエクソスケルトン^[14]



Fig.1.10 スマートスーツ・ライト^[15]

1.3 研究の目的

現在、市場に流通している腰部アシスト装置の多くは、その開発元で作業におけるプラスの効果が認められ、購入者はその効果と作業における需要を見ながら腰部アシスト装置を選ぶことができる。しかし、腰部アシスト装置の使用が必ずしも、労働環境の改善につながるわけではないと我々は考える。腰部アシスト装置は筋疲労の低減効果や作業効率の上昇、補助機構の有無により有効性を示している報告は多いが、装置使用時の身体への影響について述べた報告は少ない。特に腰部アシスト装置の使用により、腰椎や椎間板に対し、普段とは異なる力関係で負荷が加わった場合、椎体変位に悪影響を及ぼし、思わぬ脊椎疾患を引き起こす可能性が示唆される。

そこで、本研究では腰部アシスト装置使用時の椎間板負荷に着目する。まず、椎間板負荷の中でも特に圧縮力と剪断力に関して、通常作業時と腰部アシスト装置使用時の二条件において、それぞれの力の大きさを力のつり合い式から算出し、結果を比較する。比較結果をもとに椎間板内で起こりうる腰部アシスト装置の使用による椎体変位と、その際の人体への安全性について検討する。また、椎間板は力に対して非線形な変形特性を有することで知られる。そこで、本研究では椎間板負荷による椎体変位の力学的な算出は難しいと考え、シカ屍体腰椎を用いた実験的検証を行う。実験にて得られた結果をもとに、腰部アシスト装置の使用による身体への悪影響の有無と、存在する場合にはどのような影響であるか検討する。

1.4 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す。本論文は5章編成となっている。まず、第1章では研究背景と腰部アシスト装置の現状について触れながら研究の目的について述べた。第2章では本研究グループが開発した腰部アシスト装置を解説し、通常作業時と腰部アシスト装置使用時における椎間板への圧縮力と剪断力について比較結果を述べる。第3章では椎体、椎間板の性質、椎間板負荷による先行研究について解説し、本研究で扱う実験装置と椎間板試験体について述べる。第4章で本研究における実験条件と実験結果について述べる。また、実験結果より得られる考察について述べる。最後に、第5章では本研究のまとめと今後の研究課題について述べる。

第2章 椎間板負荷算出

2.1 先行研究にて設計された腰部アシスト装置

2.1.1 アシストの装置の概要

本研究で扱う腰部アシスト装置を Fig.2.1, その寸法を Fig.2.2 に示す. この腰部アシスト装置は身体に密着するアシストスーツであり, ピアノ線の復元力を用いてアシスト力を発生させるパッシブ型アシストスーツである. ピアノ線が樹脂製の腰パッドを中心に固定され, 背部, 腿部でそれぞれ独立した構造となっている. 背部は直径 3.5mm のピアノ線をコの字に折り曲げ, 3 本ずつ結束バンドで束ねて使用する. 腿部は直径 2.5mm のピアノ線を 3 本ずつ結束バンドで束ね, 片足につき 2 束ずつ使用する. 身体を支えるベルトが胸部, 腹部, 腿部にそれぞれ取り付けられており, 胸部ベルトの位置は使用者に合わせて, 高さを調整することが可能である. ベルトは樹脂製のバックルで固定し, ベルト長さはストップにて調整する. 体幹傾斜角度の増加に伴いピアノ線が曲がり, アシスト力が増加する構造となっており, ピアノ線の本数や腿部ベルトの長さを変更することでアシスト力を調整することが可能である. また, 総重量 1kg 未満と軽量で, 身体に密着し薄いため, 道幅の狭い作業現場でも使用することが可能である. 本装置はアシスト力の向きが背骨に対して垂直方向に作用するため, 椎間板を圧迫せずに姿勢維持をサポートすることが可能である. これは背骨を圧迫する方向に力が作用すると, 椎間板に負担をかけ, 腰椎椎間板ヘルニアなどの疾患を引き起こす可能性があるため, それを防ぐための工夫である. このアシスト方式およびパッシブ型アシストスーツは本研究グループの先行研究にて提案され, 腰部負担評価モデルによる負担算出結果により, 脊柱起立筋の疲労低減に効果的であることが示されている^{[18][19]}. また, 本装置を使用した場合の実験協力者による脊柱起立筋の表面筋電図測定においても脊柱起立筋の疲労低減に関して, その有効性が示されている^{[20][21]}.



Fig.2.1 Passive type of assist suit

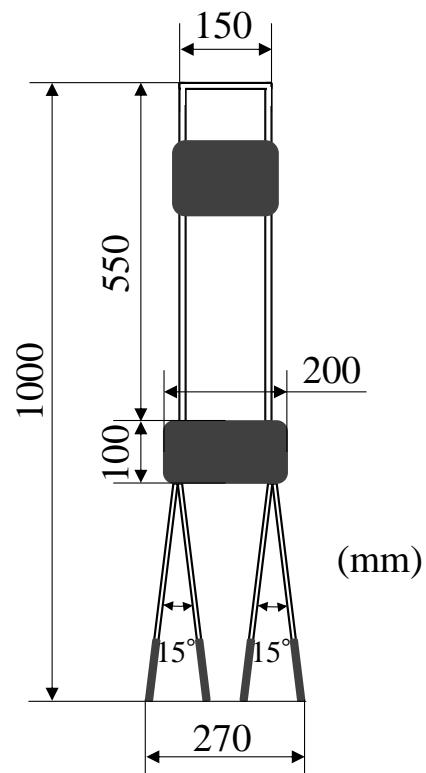


Fig.2.2 Dimensions of passive type of assist suit

2.1.2 アシスト力測定方法

腰部アシスト装置使用時の椎間板への負荷を算出するためにはパッシブ型アシストスーツのアシスト力を知る必要がある。そこで人間の体幹傾斜を再現し、角度を統一してアシスト力を測定できる実験装置を製作した。装置にパッシブ型アシストスーツを取り付け、アシスト力の測定を行っている様子を Fig.2.3 に示す。本装置は人体を上半身部、下半身部に分けそれぞれをアルミフレームにて再現している、上半身部と下半身部を接続するジョイントにはボールベアリングを採用しており、目的の体幹傾斜角度に合わせて腰部の可動を再現することができる。上半身部には角度センサーが取り付けられており、体幹傾斜角度はこの角度センサーを用いて調整し、上半身部を固定する。また人体では腕部に当たる、アシストスーツの胸部ベルトを通すパーツには硬質ポリ塩化ビニル管を採用しており、アシストスーツ使用者の腕部に当たる高さ位置に調整することが可能である。

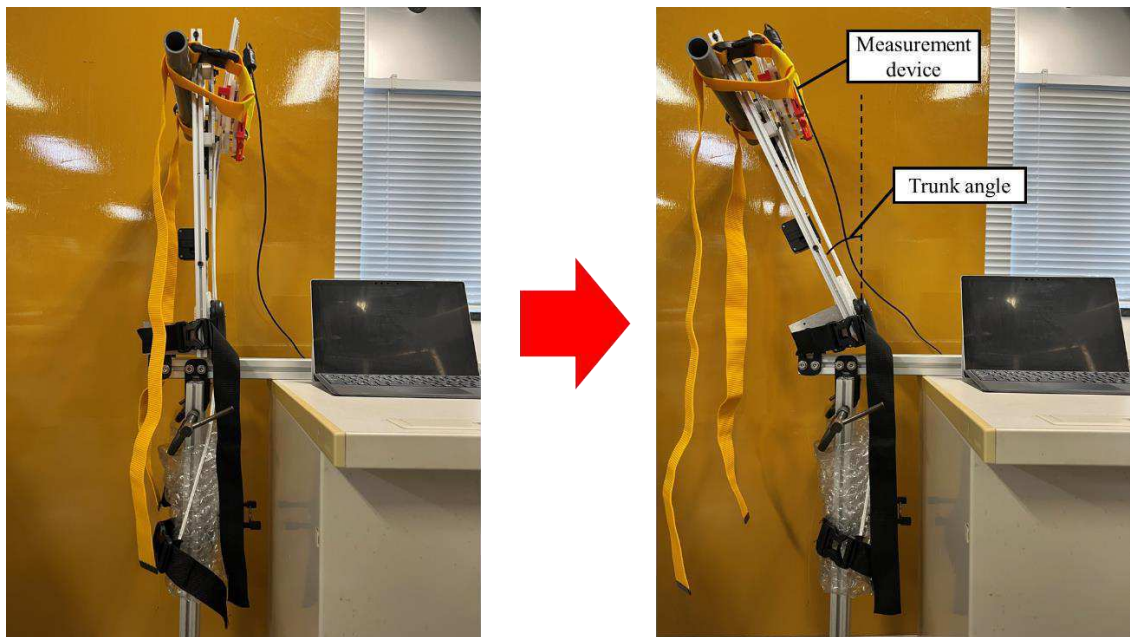


Fig.2.3 Measurement of assist force

2.1.3 アシスト力測定装置

アシスト力測定装置の測定原理について解説する。アシスト力の測定には1軸のロードセルを用いたアシスト力測定装置を使用した。アシスト力測定装置の概要を Fig.2.4 に示す。本装置はロードセルが取り付けられた Fig.2.5 に示す測定用パーツと胸部ベルトに取り付けられた Fig.2.6 に示すカバーパーツの二種類のパーツより構成されている。装置の上半身部を前屈方向に倒すことで測定装置の胸部ベルトが引かれ、ピアノ線の復元力（アシスト力）を測定する仕組みである。測定を行う際はパッシブ型アシストスーツの胸部ベルトを取り外し、本装置を胸部ベルトと同じ位置に取り付けて測定を行う。

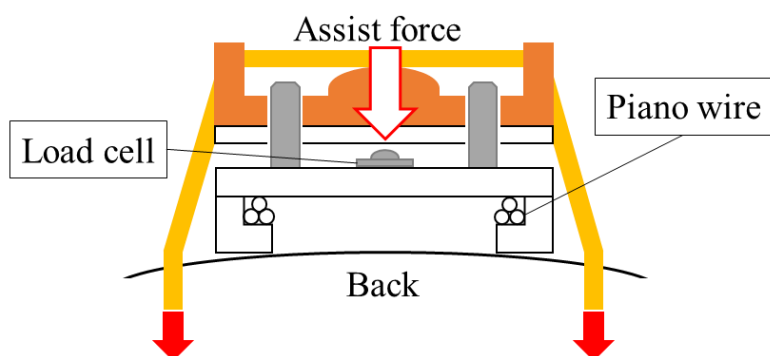


Fig.2.4 The principle of assist force measurement device

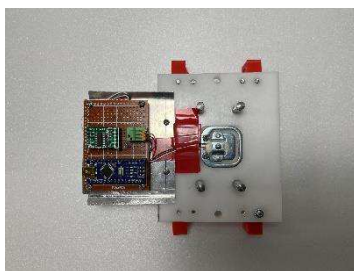


Fig.2.5 Measurement part

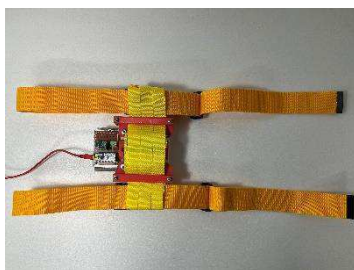


Fig.2.6 Cover part

2.1.4 アシスト力測定結果

測定では体幹傾斜角度 0deg から 90deg までを想定し 10deg 間隔で 3 回測定を行い、その平均値を取得し、体幹傾斜角度に対するアシスト力の近似曲線を得る。また、本実験におけるアシストスーツ使用者の身長は成人男性の平均的な身長である 170cm を仮定し、それに合わせ硬質ポリ塩化ビニル管の高さ位置を調整した。アシスト力測定結果を Fig.2.7 に示す。縦軸がアシスト力[N]，横軸が体幹傾斜角度[deg]を表している。測定結果より体幹傾斜角度の増加に伴い、アシスト力が二次関数的に増加することが示された。本実験にて得られたパッシブ型アシストスーツの体幹傾斜角度に対するアシスト力を二次式で近似し、腰部アシスト装置使用時のアシスト力として椎間板に加わる負荷を算出する。

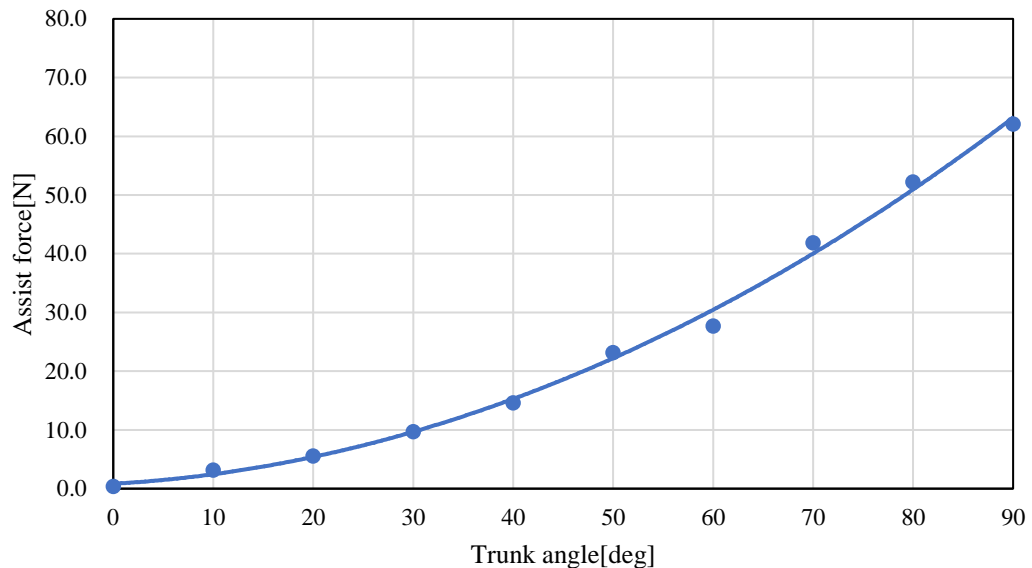


Fig.2.7 Variation in assist force by trunk angle

2.2 椎間板負荷算出概要

現場での作業で起こりうる腰痛には様々な要因が挙げられる。その代表的な脊椎・脊髄疾患として腰椎椎間板ヘルニアが挙げられる。腰椎椎間板ヘルニアは椎間板組織である髄核や線維輪が脊柱管内や椎間孔内外に突出することにより馬尾、神経根を圧迫し、症状を呈する疾患である。この腰椎椎間板ヘルニアは、L4/L5, L5/S1 の下位腰椎椎間板に好発する^[22]。そこで本研究では特に腰椎椎間板ヘルニアの発生件数が多い腰椎 L5 と仙骨 S1 の間にある L5/S1 関節椎間板に関して圧縮力と剪断力の算出を行う。椎間板負荷に関する先行研究として、松丸らは重量物挙上動作における腹圧増加を考慮し、L5/S1 関節にかかる負担を算出する動的リンクモデルを開発した^[23]。瀬尾らは腰痛防止のための腰部負荷推定ソフトを開発し、腰部負荷を腰部椎間板圧迫力で評価した^[24]。しかし、これら研究においては腰部アシスト装置を用いるような外部からのアシスト力が作用する場合に関しては考慮されていない。そこで本研究では外部からのアシスト力が作用する際の椎間板負荷を算出し、通常作業時と腰部アシスト装置使用時での結果を比較する。本研究の算出を進めるうえで重要になる身体各パラメータ値を Table2.1 に示す。リンク長 (link length) は身長に対する比、質量比 (mass rate) は体重に対する比を表しており、質量中心比 (COM: center of mass) はリンク上端から質量中心までの距離のリンク長に対する比を表している。リンク長は人体測定学に基づく各セグメント長を身長に対する割合で示し、その平均値を示した文献値を参考にした^[25]。質量比、質量中心比は男性 215 名の測定データを示した文献値を参考にした^[26]。腕部の質量比は両腕での合計値を示している。

Table2.1 Body parameters

Element	Link length[m%]	Mass Rate[kg%]	COM Rate[m%]
Head+Neck	0.182	0.069	0.821
Arm	0.493	0.098	0.536
Upper L5/S1	0.291	0.465	0.572

2.3 身体関節角度

身体の各部関節角度を Fig.2.8 に示す．まず， θ_T は体幹傾斜角度を表す．上半身全体の体幹傾斜を担っており，先行研究にて開発されたパッシブ型アシストスーツはこの体幹傾斜角度が増加することでアシスト力も増加する． θ_N は頸椎前傾角度， θ_A は肩関節角度を表す．本研究において頸椎は脊椎と平行方向を保ち，肩関節以下の腕部は重力方向に伸ばした場合を仮定しているので $\theta_N = \theta_A = \theta_T$ として算出を行う． θ_H は股関節角度， θ_K は膝関節角度， θ_F は足首関節角度を表している．ここでは， $\theta_K = 180\text{deg}$ ， $\theta_F = 90\text{deg}$ として算出を行う．

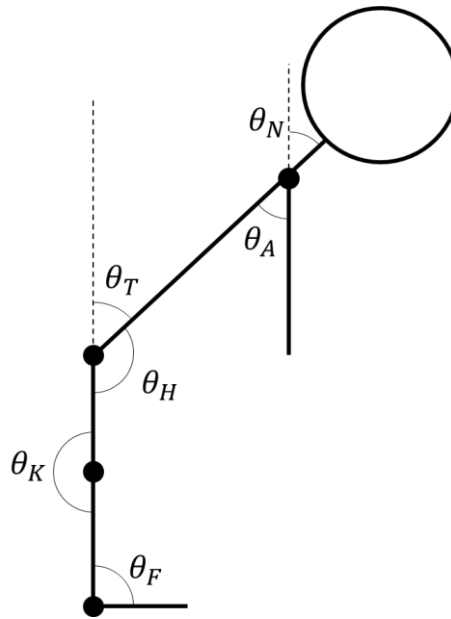


Fig.2.8 Angles of body joints

2.4 通常作業時の椎間板負荷算出

まず，通常作業時における椎間板圧縮力と剪断力について算出を行う．L5/S1 関節椎間板周りにはたらく力を Fig.2.9 に示す．L5/S1 関節椎間板には脊柱起立筋力，腹圧による力，上半身の自重，腰関節モーメント，椎間板圧縮力，椎間板剪断力がはたらくと考えられる．

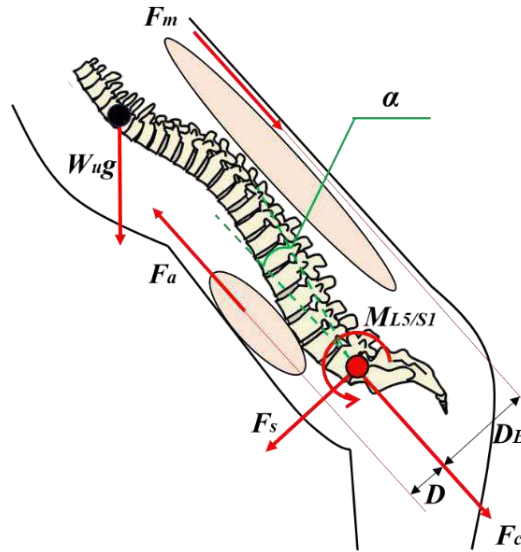


Fig.2.9 Forces and moments around the L5/S1 joint

L5/S1 関節上部の重量 W_u [kg]は人体の全体質量 W [kg]に対する身体のパラメータ値より以下のように表される．

$$W_u = 0.632W \quad (2.1)$$

L5/S1 関節の伸展モーメント $M_{L5/S1}$ [Nm]は上半身の自重 $W_u g$ [N]と W_u のモーメントアーム B [m]より表される．

$$M_{L5/S1} = W_u g \times B \quad (2.2)$$

また，重量物を持ち上げる場合を考慮すると $M_{L5/S1}$ [Nm]は重量物の自重 $W_L g$ [N]，重量物の重心から L5/S1 関節までの水平距離 L_0 [m]を用いて以下のように表される．

$$M_{L5/S1} = W_u g \times B + W_L g \times L_0 \quad (2.3)$$

ここで、腰部椎間板の負荷を軽減させる役割を果たす腹圧について解説する．人が物を持ち上げた際、背筋だけでなく腹圧も大きな役割を果たす．腹筋が緊張すると腹圧が上昇し、腹腔は弾力のある支持体となる．支持体となった腹腔により、中腰時に腰椎への負荷となる上体の重量と背筋力とのつり合いの支点が前方に移動する．また、腹圧の上昇は、横隔膜を持ち上げて腰椎に伸展方向のモーメントを加え、腰椎への圧迫負荷を減少させると考えられている．本研究では、腹筋により腹圧が作用すると腰椎の圧縮、剪断のいずれの方向の負荷も軽減できると考える．腹圧による力の推定には Chaffin の推定式が知られている^[27]．これは、股関節角度 θ_H [deg]、関節の伸展モーメント $M_{L5/S1}$ [Nm]、重力加速度 g [m/s²]、から腹圧 P_a [Pa]を求めることができる．

$$P_a = 133.322 \times 10^{-4} \times \{0.6516 - 0.005447 \times (180 - \theta_H)\} \times (100M_{L5/S1})^{1.8} \quad (2.4)$$

算出した腹圧に、腹圧が作用する横隔膜面積を掛けることで腹圧による力 F_a [N]を算出する．横隔膜面積は文献値より 0.027m² を使用する^[28]．

$$F_a = 0.027P_a \quad (2.5)$$

腹圧による L5/S1 関節椎間板周りのモーメントアーム D [m]は、Morris らの推定式を用いて股関節角度 θ_H [deg]から算出する^[29]．

$$D = 0.067 + 0.082 \times \sin(180 - \theta_H) \quad (2.6)$$

脊柱起立筋力によるモーメントは、回転中心から筋張力の作用線までの距離で定義されるモーメントアームと、筋張力との積で計算される．モーメントアームは通常の体格差程度ではほぼ等しく、運動中はほぼ一定だと考えられている．ここでは先行研究を参考にし、脊柱起立筋力のモーメントアーム $D_E = 0.05$ m で一定とする^{[30][31]}．L5/S1 関節椎間板を支点と考えモーメントのつり合い式を立てる．

$$M_{L5/S1} - F_m D_E - F_a D = 0 \quad (2.6)$$

F_m について解くことで，脊柱起立筋力を算出する．

$$F_m = \frac{(M_{L5/S1} - F_a D)}{D_E} \quad (2.7)$$

ここで，L5/S1 関節を考慮する場合に重要な影響を与える仙骨角度について解説する．仙骨は背骨の下端に位置する骨であり，骨盤の中央に位置している．また，背骨はこの仙骨が傾くことで反り返る仕組みとなっている．そのため，仙骨が傾くことにより背骨の反りが強くなり，背骨同士が圧迫され腰痛の要因となる．この仙骨角度は膝関節角度と体幹傾斜角度の屈曲角によって決まる．膝と股関節の伸展が同時に発生するときの仙骨角度 β [deg] は Anderson らの推定式から，体幹傾斜角度 θ_T [deg] と膝関節角度 θ_K [deg] を用いて次式で表せる^[32]．

$$\begin{aligned} \beta = & -17.519 - 0.11863\theta_T + 0.22687\theta_K + 0.0011904\theta_T\theta_K \\ & + 0.00499\theta_T^2 - 0.000753\theta_K^2 \end{aligned} \quad (2.8)$$

また，L5/S1 関節面の傾斜角度 α [deg] は仙骨角度 β [deg] に 30deg 加えたものとなる．これは，立位において第3腰椎は水平であるが，第5腰椎は水平と 30deg の傾きをなしているためである^[33]．そのことを考慮し，L5/S1 関節面の傾斜角度 α [deg] は以下のように表せる．

$$\alpha = \beta + 30 \quad (2.9)$$

これらの式を用いて仙骨角度を計算し，腰部負担推定に使用する．L5/S1 関節椎間板より上半身の質量 W_u [kg]，重量物等を持っていた場合の負荷質量 W_L [kg] より，背骨に対して鉛直方向と水力方向の力のつり合い式を立てることで，椎間板への圧縮力 F_c [N] と剪断力 F_s [N] は以下のように算出できる．

$$F_c = F_m - F_a + (W_u + W_L)g \times \cos \alpha \quad (2.10)$$

$$F_s = (W_u + W_L)g \times \sin \alpha \quad (2.11)$$

2.5 腰部アシスト装置使用時の椎間板負荷算出

身体をアシストした状態での椎間板周りにはたらく力を Fig.2.10 に示す．身体をアシストした状態では椎間板周りにはたらく力に加えて，脊椎に対してアシスト力 F_1 [N]が加わる．また，アシスト力 F_1 [N]が脊椎に対してはたらく角度を γ [deg]とし，本装置ではアシスト力が背骨に対して垂直方向にはたらくため $\gamma=90\text{deg}$ として算出を行う．脊椎にはたらくアシスト力の垂直方向のモーメントアームを D_a [m]，平行方向のモーメントアームアームを L_a [m]とする．

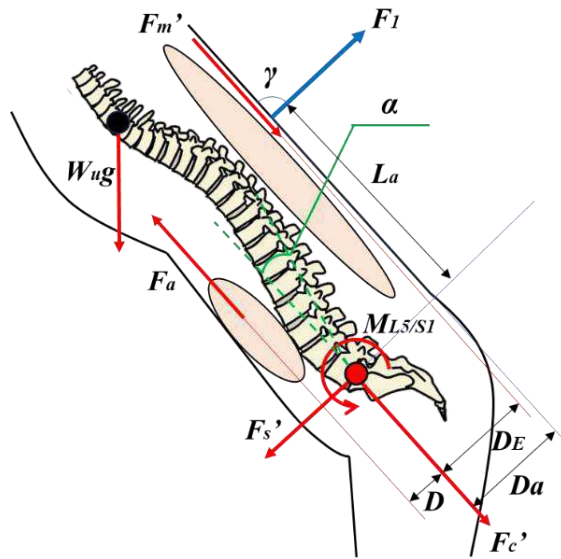


Fig.2.10 Forces and moments around the L5/S1 joint when a body is assisted

モーメントアーム L_a [m]は胸部をアシストすることから身長 L [m]に対するリンク長として以下に表す．

$$L_a = 0.291L \quad (2.12)$$

また，モーメントアーム D_a [m]は背部の皮膚表面から L5/S1 関節椎間板までの距離であり，通常の体格差程度ではほぼ等しく，運動中はほぼ一定だと考えられる．そこで，患者 100 名の体表から大腰筋膜までの測定を行った文献値より $D_a = 0.063\text{m}$ とする^[34]．

腰部アシスト装置使用時の脊柱起立筋力を F_m' [N]とし、L5/S1 関節椎間板を支点と考え、モーメントのつり合い式を立てる。

$$M_{L5/S1} - F_m' D_E - F_a D - F_1 D_a \cos \alpha - F_1 L_a \sin \alpha = 0 \quad (2.13)$$

F_m' について解くことで、腰部アシスト装置使用時の脊柱起立筋力を算出する。

$$F_m' = \frac{(M_{L5/S1} - F_a D - F_1 D_a \cos \alpha - F_1 L_a \sin \alpha)}{D_E} \quad (2.14)$$

通常作業時と同様に、背骨に対して鉛直方向と水平方向の力のつり合い式から椎間板への圧縮力 F_c' [N]と剪断力 F_s' [N]は以下のように算出できる。

$$F_c' = F_m' - F_a + (W_u + W_L)g \times \cos \alpha + F_1 \cos \gamma \quad (2.15)$$

$$F_s' = (W_u + W_L)g \times \sin \alpha - F_1 \sin \gamma \quad (2.16)$$

2.6 椎間板負荷算出結果

通常作業時と腰部アシスト装置使用時での椎間板に加わる圧縮力の算出結果を Fig.2.11, 剪断力の算出結果を Fig.2.12 に示す。それぞれ縦軸が椎間板への圧縮力および剪断力[N], 横軸が体幹傾斜角度[deg]を表している。算出には成人男性の平均的な体格である身長 170cm, 体重 60kg, 重量物等は何も持ち上げていない状態を仮定している。腰部アシスト装置使用時の算出にはアシスト力の近似曲線だけでなく, アシスト力の測定値から算出した値もプロットしている。一般的に作業時に取ることの多いとされる体幹傾斜角度 60deg の際, パッシブ型アシストスーツを着用することで圧縮力は約 15%, 剪断力は約 9%低減されることが示された。また, 体幹傾斜角度をより大きくした 90deg に着目すると圧縮力は約 29%, 剪断力は約 17%低減されることが示されている。このことからパッシブ型アシストスーツの使用が椎間板への圧縮力と剪断力の低減に関して一定の効果があることが示されており, 体幹傾斜角度の増加が, 椎間板に加わる負荷の低減に大きく影響することが示されている。しかし, 圧縮力と剪断力を比較すると, どちらも一定の低減効果はあるものの, 剪断力に関しては低減割合が小さく, それに伴い低減量も小さい。

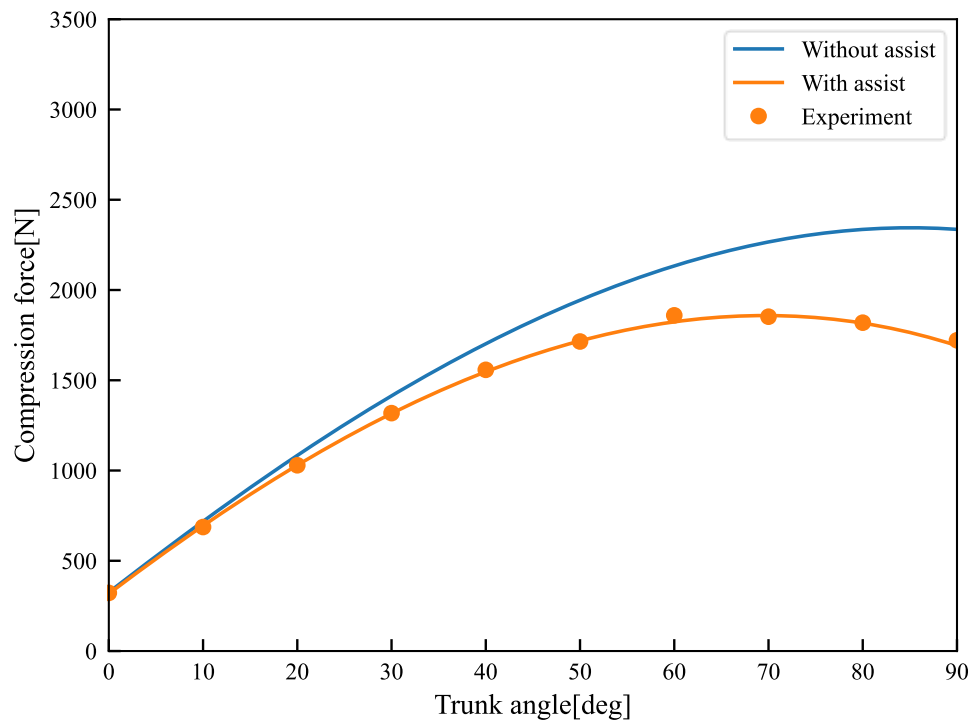


Fig.2.11 Variation in compression force of intervertebral disc by trunk angle

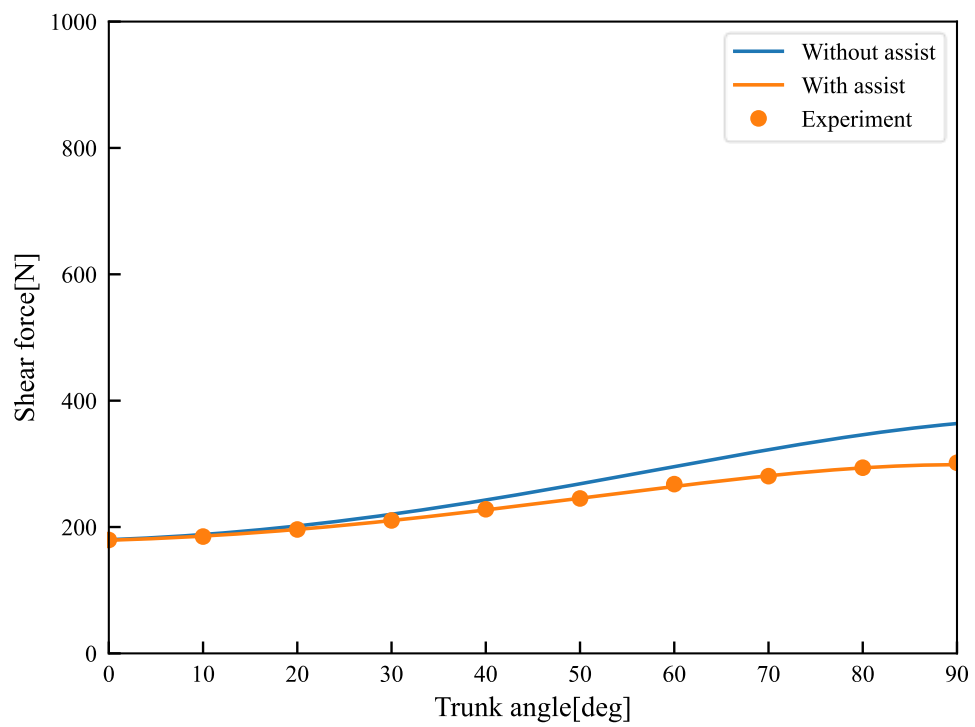


Fig.2.12 Variation in shear force of intervertebral disc by trunk angle

2.7 アシスト力の違いによる椎間板負荷

続いて、本アシストスーツのみならず、腰部へのアシスト力の違いが椎間板に与える影響について検討する。算出には体幹傾斜角度を 60deg で固定し、重量物等は何も持ち上げていない状態での作業姿勢を仮定する。身長を 4 階級（160cm, 170cm, 180cm, 190cm）、体重を 6 階級（50kg, 60kg, 70kg, 80kg, 90kg, 100kg）に分け、それぞれの身長、体重条件の組み合わせにおける椎間板への圧縮力と剪断力の算出を行った。実験条件に用いた、身長 160cm から 190cm、体重 50kg から 100kg の範囲は厚生労働省による平成 28 年国民健康・栄養調査において 18 歳から 49 歳の成人男性のパーセンタイル値 5% から 95% を包含する値である^[35]。また、アシストスーツは本来、腰部の脊柱起立筋力の負担低減を目的として設計されている。我々が日常で発揮する筋力負担を表す指標の 1 つに最大随意収縮（maximum voluntary contraction：以下 MVC）がある。MVC に対する筋発揮率は%MVC と呼ばれ、脊柱起立筋力 F_m [N]の%MVC は以下のように求められる。ここで F_{mmax} [N]は脊柱起立筋力の最大筋発揮力を表す。

$$\%MVC = \frac{F_m}{F_{mmax}} \times 100 \quad (2.17)$$

Hettinger らはこの%MVC について日常生活動作において使う筋力発揮は 30%MVC までであり、等尺性収縮によるトレーニングでは 40%MVC 以上の強度で行うことが望ましいと報告している^[36]。そこで、本研究では腰部アシスト装置時の%MVC を日常生活動作と同等にするため、30%MVC 以下になるようにアシスト力を加えた場合の椎間板負荷について算出を行う。また、%MVC を算出するうえで重要になる脊柱起立筋力の最大筋発揮力は、日本スポーツ振興センターによる 19 歳以上の男性 705 人の背筋力測定の結果、 160.0 ± 21.0 kg を参考にした^[37]。各身体条件におけるアシスト力の変化に伴う%MVC の算出結果を Fig.2.13 から Fig.2.16 に、アシスト力の変化に伴う椎間板への圧縮力と剪断力の算出結果を Fig.2.17 から Fig.2.20 に示す。Fig.2.17 から Fig.2.20 において椎間板への圧縮力は実線、椎間板剪断力は破線で示されている。また、通常作業時と腰部アシスト時の椎間板への圧縮力と剪断力の算出結果を Table2.2 から Table2.5 に表す。この表において身長、体重以下の縦方向の各値は上から、通常作業時の圧縮力、通常作業時の剪断力、30%MVC を下回するために必要なアシスト力、腰部アシスト時の圧縮力、腰部アシスト時の剪断力をそ

れぞれ示している。算出結果より身長、体重の全ての階級において腰部へのアシストが%MVC の低減に有効であり、身長、体重の増加が%MVC の増加にも繋がることがわかる。これは身長増加により上半身の質量中心までのモーメント距離が、体重増加により上半身の重量が大きくなるためである。また、今回仮定した作業姿勢においては身長4階級全てにおいて体重 50kg から 70kg の人ではアシスト力を与える前から 30%MVC を下回っており、腰部へのアシストを必要としないことが示された。しかし、80kg から 100kg の人では身長4階級全てにおいて腰部へのアシストを必要としており、身長 190cm、体重 100kg の人で最大 79.0N のアシスト力を必要とする。次に椎間板負荷に着目するとアシスト力が与えられた階級では圧縮力、剪断力がともに低減されている。例として身長 180cm、体重 80kg の階級に着目すると、通常作業時は圧縮力が 2942.1N、剪断力は 394.1N であるが、腰部アシスト時は圧縮力が 2680.6N、剪断力が 369.2N と圧縮力、剪断力がともに低減されている。しかし、ここでも圧縮力と剪断力を比較すると剪断力は低減割合、低減量がともに小さくなるという結果が得られ、これは例に挙げた階級だけでなく腰部アシストを必要とする階級全域でみられる。また、今回腰部アシストを必要としなかった範囲でも重量物の持ち上げや、体幹傾斜角度の増加を考慮すると腰部アシストを必要とする場合が考えられる。腰部アシストが大きくなるほど Fig.2.17 から Fig.2.20 の圧縮力と剪断力のグラフの傾きから、圧縮力と剪断力の低減割合と低減量の差は大きくなる。

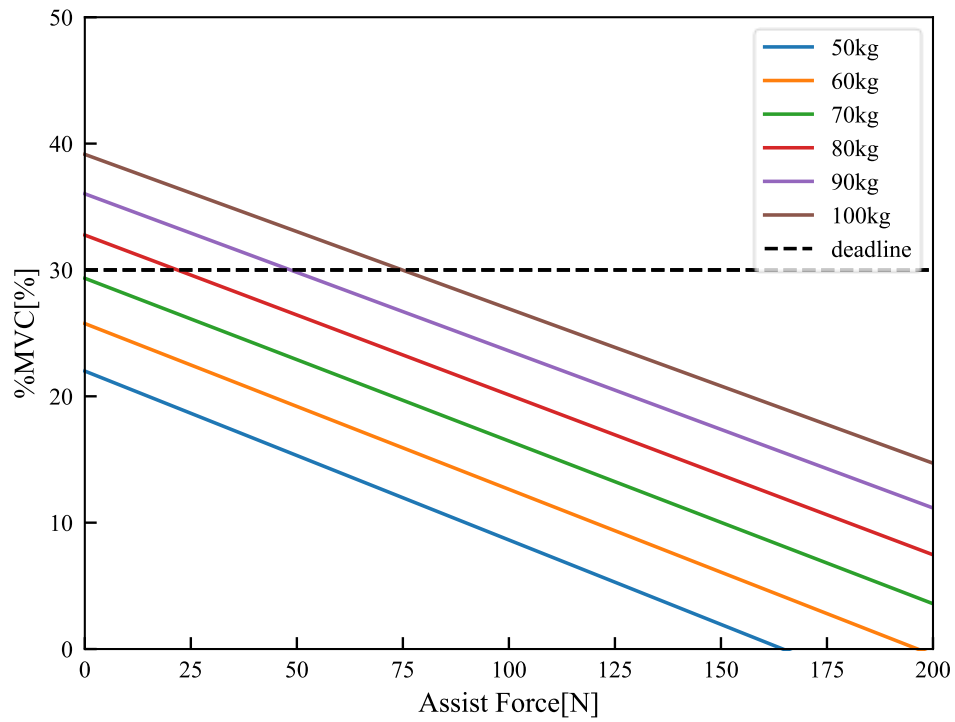


Fig.2.13 Variation in %MVC by assist force at 160 cm in height

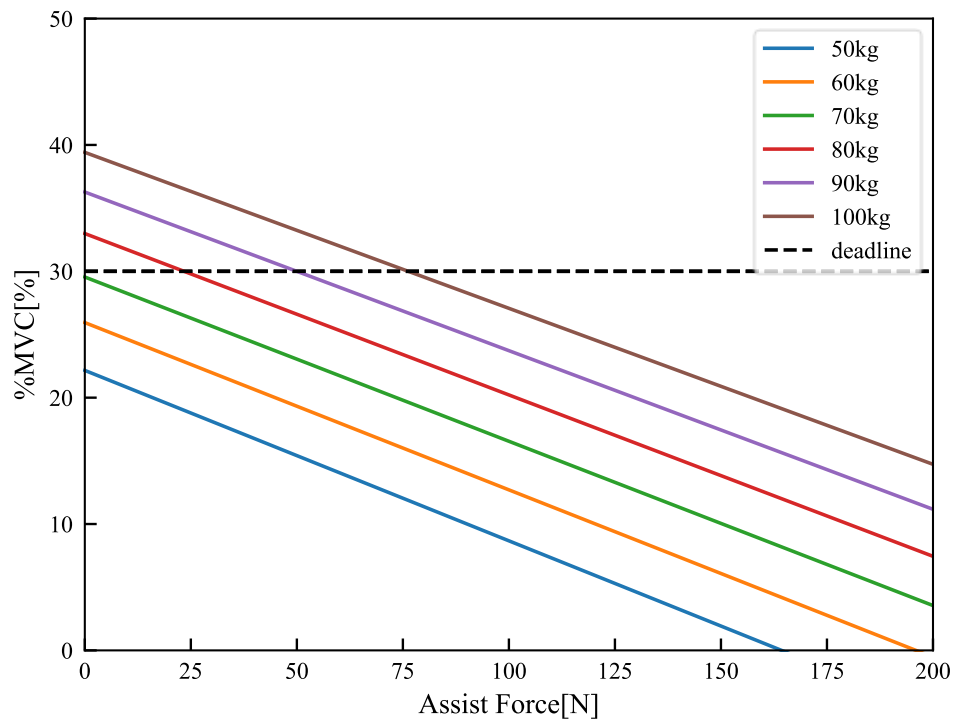


Fig.2.14 Variation in %MVC by assist force at 170 cm in height

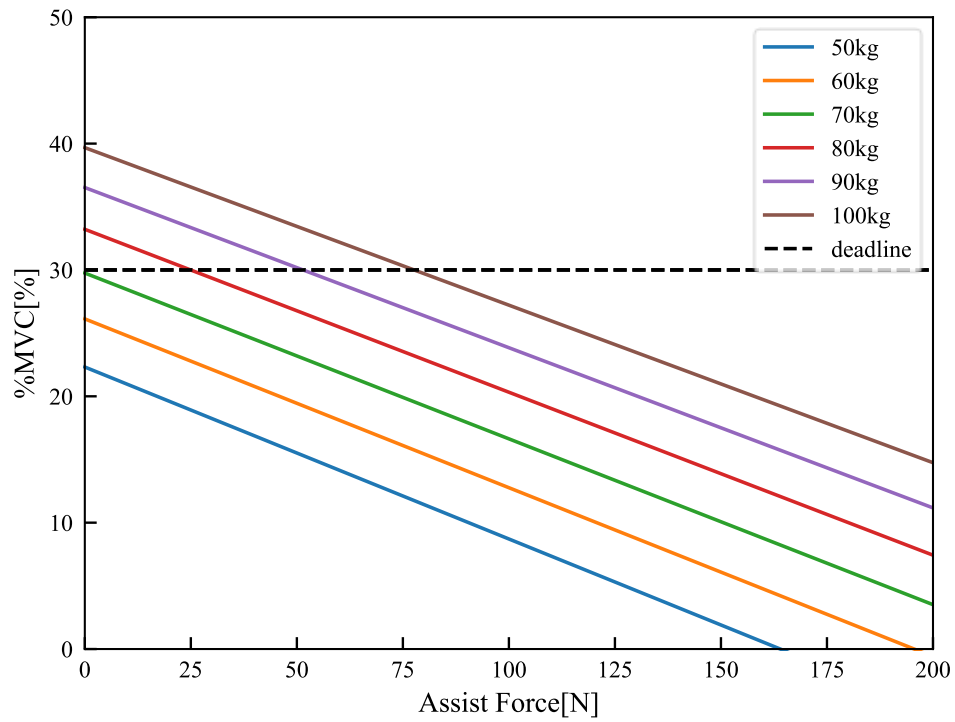


Fig.2.15 Variation in %MVC by assist force at 180 cm in height

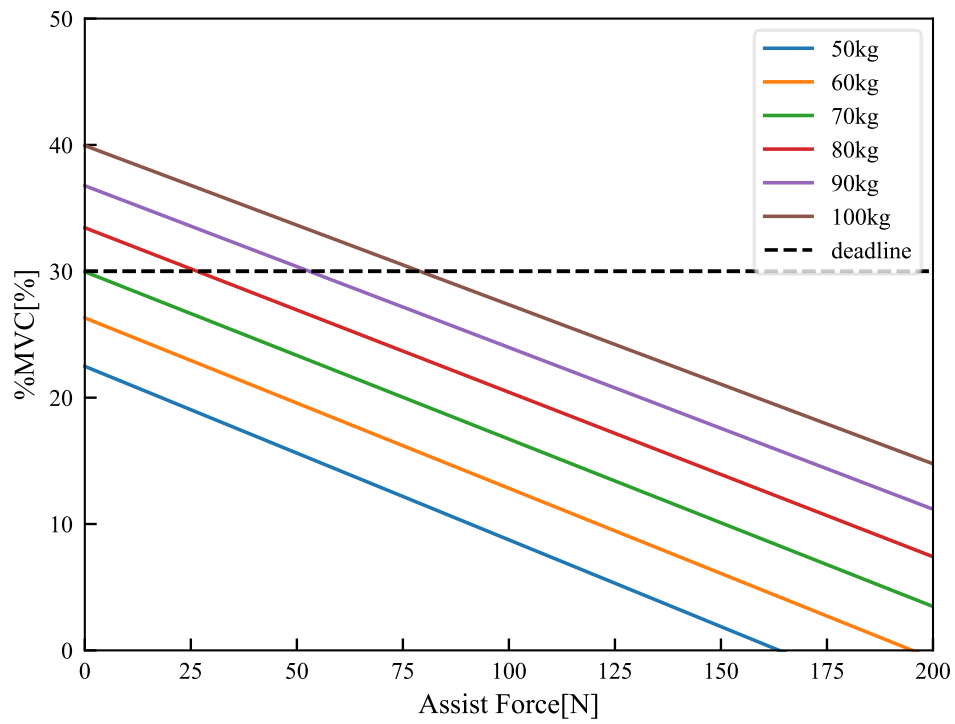


Fig.2.16 Variation in %MVC by assist force at 190 cm in height

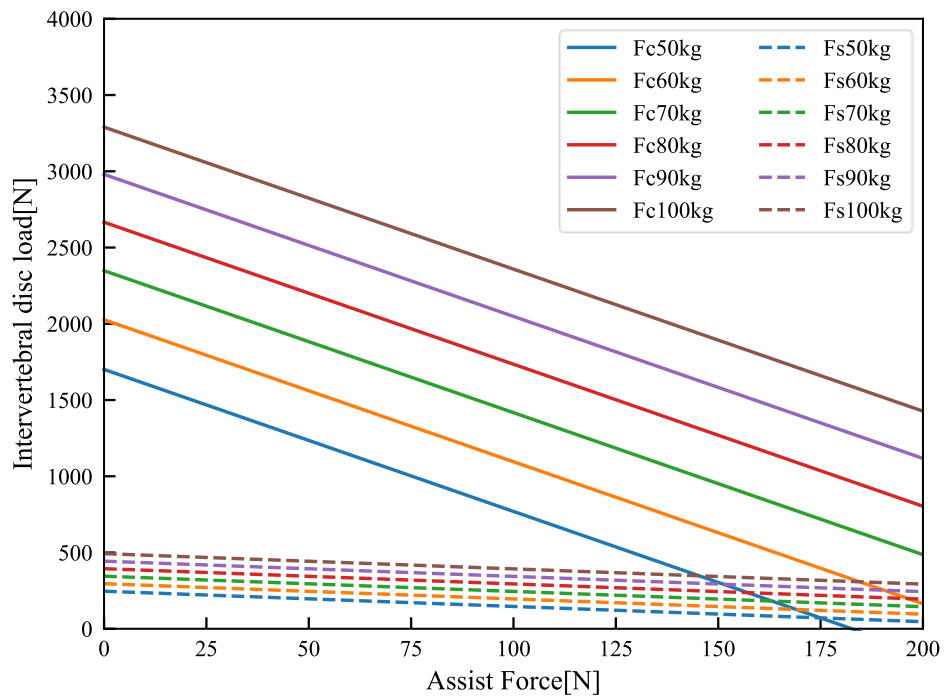


Fig.2.17 Variation in intervertebral disc load by assist force at 160 cm in height

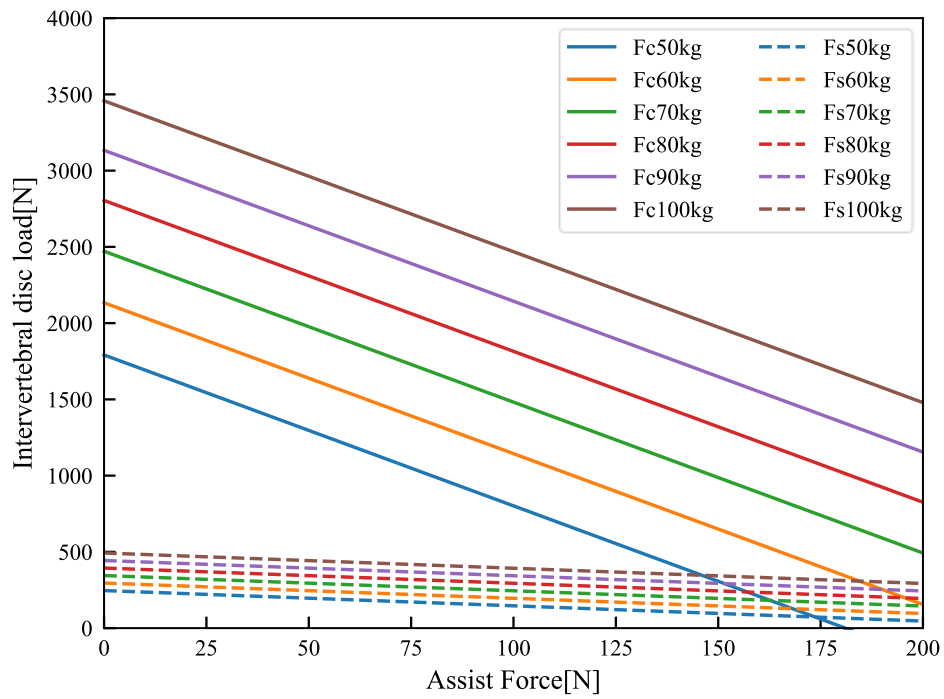


Fig.2.18 Variation in intervertebral disc load by assist force at 170 cm in height

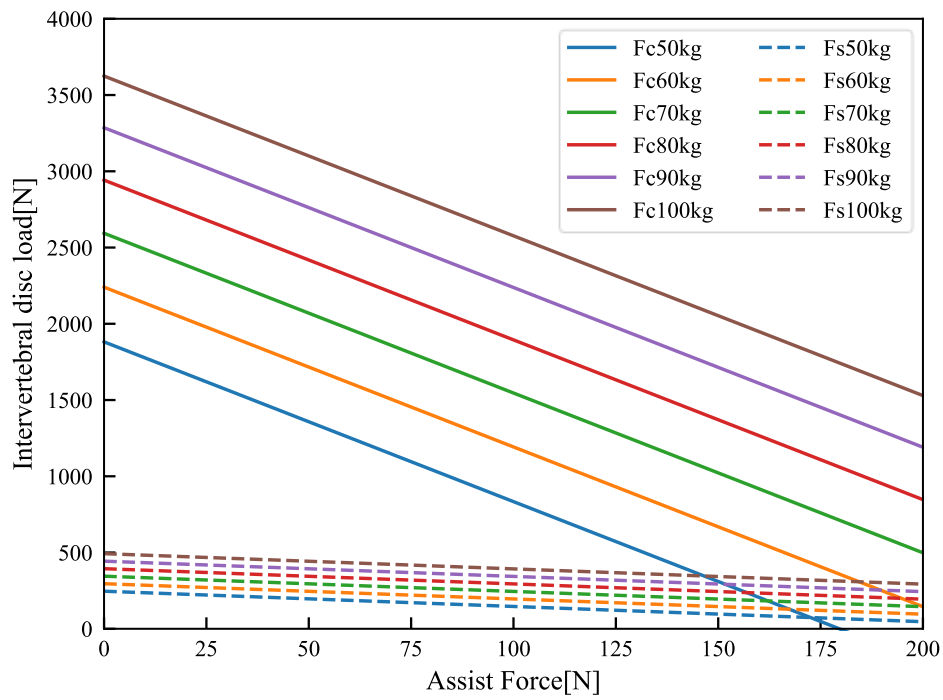


Fig.2.19 Variation in intervertebral disc load by assist force at 180 cm in height

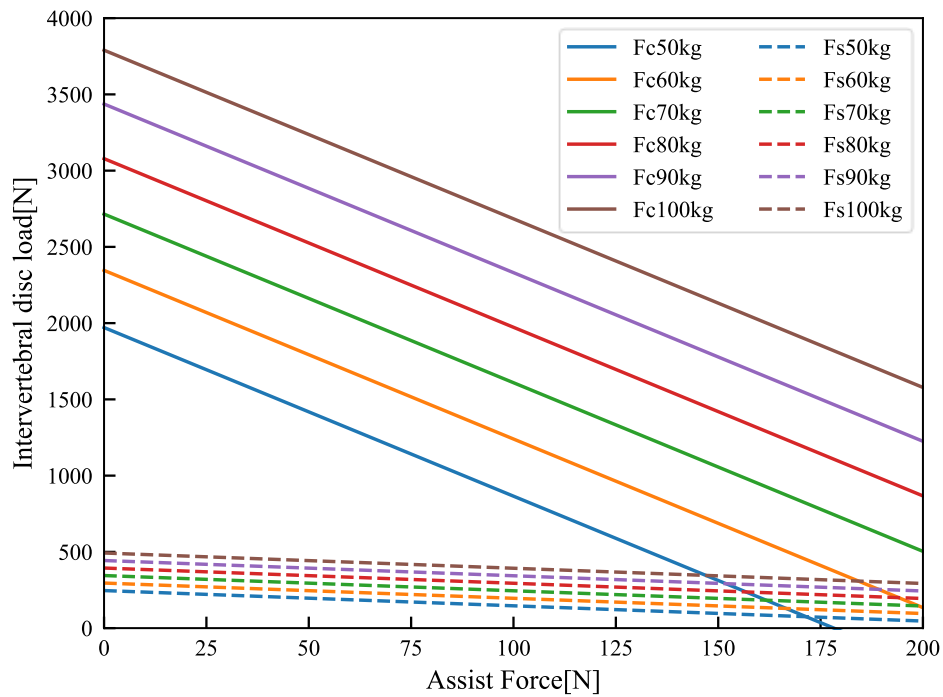


Fig.2.20 Variation in intervertebral disc load by assist force at 190 cm in height

Table2.2 Amount of reduction in intervertebral disc load at 160 cm in height

Height[cm]		160					
Weight[kg]		50	60	70	80	90	100
Without assist	Compression force[N]	1700.7	2026.6	2348.3	2666.0	2979.7	3289.5
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	394.1	443.4	492.7
Required assist force[N]		0.0	0.0	0.0	21.8	48.5	74.9
With assist	Compression force[N]	1700.7	2026.6	2348.3	2462.8	2528.3	2592.5
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	372.3	394.9	417.8

Table2.3 Amount of reduction in intervertebral disc load at 170 cm in height

Height[cm]		170					
Weight[kg]		50	60	70	80	90	100
Without assist	Compression force[N]	1791.2	2133.6	2471.3	2804.5	3133.3	3457.7
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	394.1	443.4	492.7
Required assist force[N]		0.0	0.0	0.0	23.4	50.0	76.3
With assist	Compression force[N]	1791.2	2133.6	2471.3	2573.0	2638.8	2703.2
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	370.7	393.4	416.4

Table2.4 Amount of reduction in intervertebral disc load at 180 cm in height

Height[cm]		180					
Weight[kg]		50	60	70	80	90	100
Without assist	Compression force[N]	1881.4	2240.1	2593.6	2942.1	3285.7	3624.5
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	394.1	443.4	492.7
Required assist force[N]		0.0	0.0	0.0	25.0	51.5	77.6
With assist	Compression force[N]	1881.4	2240.1	2593.6	2680.6	2746.6	2811.0
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	369.2	392.0	415.0

Table2.5 Amount of reduction in intervertebral disc load at 190 cm in height

Height[cm]		190					
Weight[kg]		50	60	70	80	90	100
Without assist	Compression force[N]	1971.1	2345.9	2715.1	3078.6	3436.8	3789.8
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	394.1	443.4	492.7
Required assist force[N]		0.0	0.0	0.0	26.5	52.9	79.0
With assist	Compression force[N]	1971.1	2345.9	2715.1	2785.7	2851.7	2915.9
	Shear force[N]	246.3	295.6	344.9	367.7	390.5	413.7

2.8 椎間板負荷の低減による危険性

椎間板に加わる圧縮力と剪断力の低減が椎体の剪断方向への変位に与える危険性について述べる。日常生活において椎体および椎間板は常に様々な大きさや方向からの荷重を受けている。それらの荷重は椎体、椎間板内で力のつり合いが保たれており、作業時の姿勢維持や体幹の安定に貢献している。しかし、腰部アシスト装置の使用により、身体に対して予測していない外力が加わった場合、このつり合い関係が崩れる。腰部アシスト装置の使用により考えられる危険性を Fig.2.21 に示す。腰部アシスト装置の使用により圧縮力が大幅に低減された場合、椎体が椎間板を押さえつける力が弱まる。この際、剪断力が腰部アシスト装置使用前と同程度加わると、椎体が脊椎の剪断方向に大きくずれる可能性が考えられる。椎体のずれが起因して発症する主な脊椎疾患として腰椎椎間板ヘルニアや腰部脊柱管狭窄症が挙げられる。腰部アシスト装置は本来、作業者の支援を行うためのデバイスであるものの、装置使用時に椎体の変位が大きくなると、これら脊椎疾患を返って誘発する危険性が考えられる。このことから、使用者の安全を考えた腰部アシスト装置の設計には椎体や椎間板への圧縮力および剪断力による機械的性質の解明が重要である。

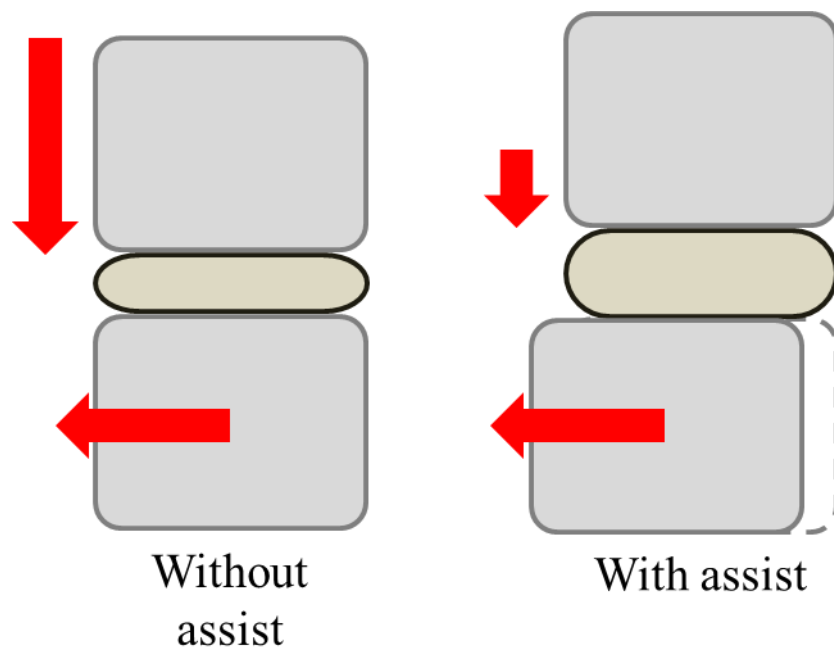


Fig.2.21 Danger of intervertebral disc load

第3章 椎体および椎間板について

3.1 椎体の概要

本研究において負荷実験の対象となる椎体と椎間板について解説する。脊椎を構成する各部名称を Fig.3.1 に椎体を構成する各部名称を Fig.3.2 に示す^[38]。まず、人間の脊椎は 24 個の椎骨と仙骨および尾骨から構成されている。椎骨は頭側から頸椎、胸椎、腰椎と呼ばれ、それぞれ 7 個、12 個、5 個の椎骨から構成されており、特に腰椎は頭側から L1, L2, L3, L4, L5 と呼ばれている。脊椎の構造は椎体、椎弓、棘突起、横突起、関節突起、椎孔などがあり、それぞれ役割をもっている。椎体は上下の椎体と椎間板を介して連結しており、支持としての役割がある。椎弓は椎孔を形成しており、脊髄の通路としての役割がある。棘突起、横突起には背面より多数の筋が付着しており、運動方向を変更したりする舵取りとしての役割がある。関節突起は上下の椎体と連結しているが、各椎体によって関節面の向きが異なっているため動きによって制限される動きや反対に動きやすい運動がある^[39]。腰椎の上関節突起と下関節突起は上下 2 つの腰椎を結びつける一対の滑膜関節であり、腰椎椎間関節を構成している^[40]。椎体は体重の支持機構としての役割も担っており、椎体のみで行った圧縮試験では 6000N から 8000N の破壊荷重を示している^[41]。このことから、体重を 10 倍した負荷にも抵抗することが可能であるといえるが、椎体の強度は年齢によって変化することはもちろんであり、特に 40 歳を超えるとその強度は減少する。

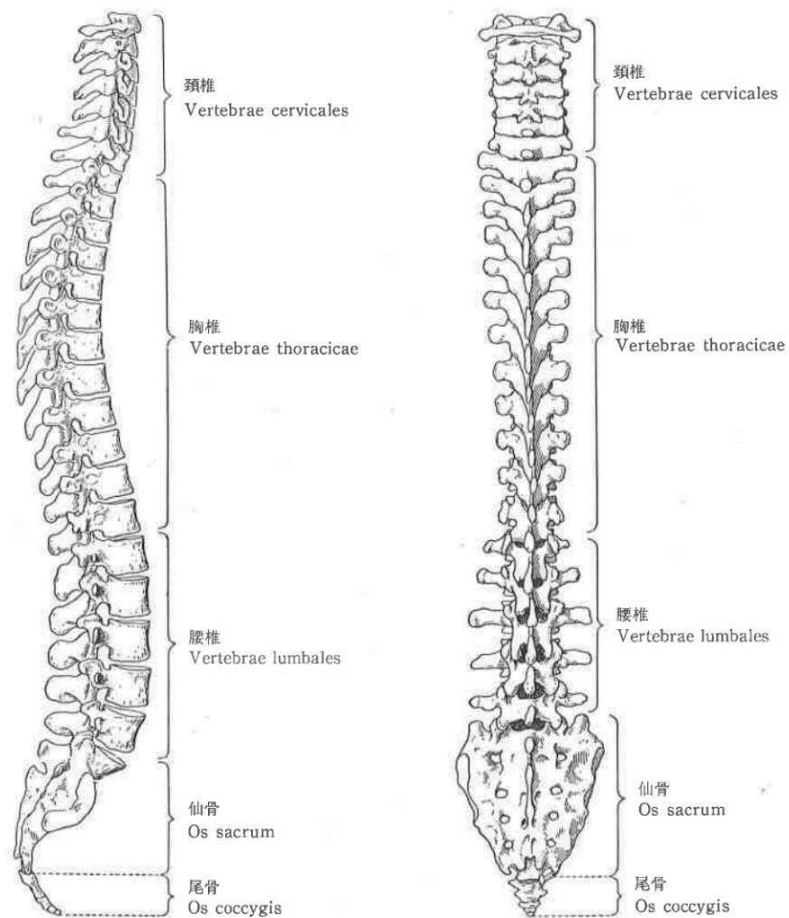


Fig.3.1 Composition of the spine

(Source: 「人体解剖学」, p.68, 藤田恒太郎)

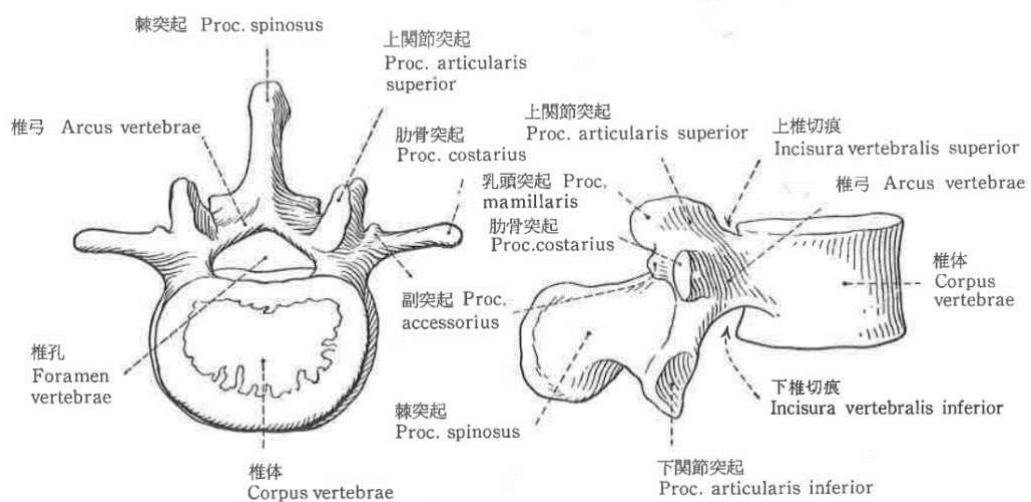


Fig.3.2 Name of each part of the vertebral

(Source: 「人体解剖学」, p.69, 藤田恒太郎)

3.2 椎間板の概要

3.2.1 椎間板の基礎

椎間板は椎骨と椎骨の間に介在し、衝撃を吸収するクッションの役割を果たしている。椎間板の各部構成要素を Fig.3.3, Fig.3.4 に示す。我々の日々の生活において椎間板は圧縮や引張、曲げなど様々な負荷を受けている。椎間板は人体最大の無血管組織として知られ、C2/C3 間から L5/S1 間の隣接する椎体間に介在する円板状の組織である。その大部分は線維軟骨から構成されており、大きさや形は頸椎、胸椎、腰椎でそれぞれ異なるが、いずれも基本的な構造は同じである^[42]。また、椎間板は外側に強固な線維輪、内側に髄核を持ち、隣接する椎体を強固に連結する硝子軟骨組織からなる終板で構成されている。髄核は内側部分に存在し、線維輪は外側部分に存在している。髄核は、水を結合したグリコサミノグリカンに富むコロイド性のゲルよりなる液状の物質で、70～90%の水分量を含んでいる^[43]。線維輪は、交叉性に配列したコラーゲン線維束を持つ線維軟骨からなり、層状構造をなす。各層の線維の方向は椎体終板に対して 30deg の傾斜を持ち、線維束の配列が高い曲げ、および回旋負荷に抵抗することを可能にしている^[44]。椎間板に加わる圧縮方向の力は Adams らの研究によると脊椎に生じる全負荷のうち 16%を椎間関節が支持し、残りの 84%を椎体および椎間板が支持すると報告している^[45]。椎間板に加わる剪断方向の力は Cyron らの研究によると椎間板に剪断力が負荷されるとその 1/3 は椎間関節、残りの 2/3 を椎間関節が受けると報告している^[46]。また、米国労働安全衛生研究所（NIOSH）の報告では、圧縮力は 3400N を椎間板の許容限界値としており、これを超えた時に椎間板は破損して腰部の障害を発症するリスクが高くなるとされている^[47]。このことから、椎体に加わる圧縮力と剪断力はともに負荷の大部分を椎間板が担っており、負荷による椎体への影響を知るためには椎間板の機械的性質を解明することが先決である。

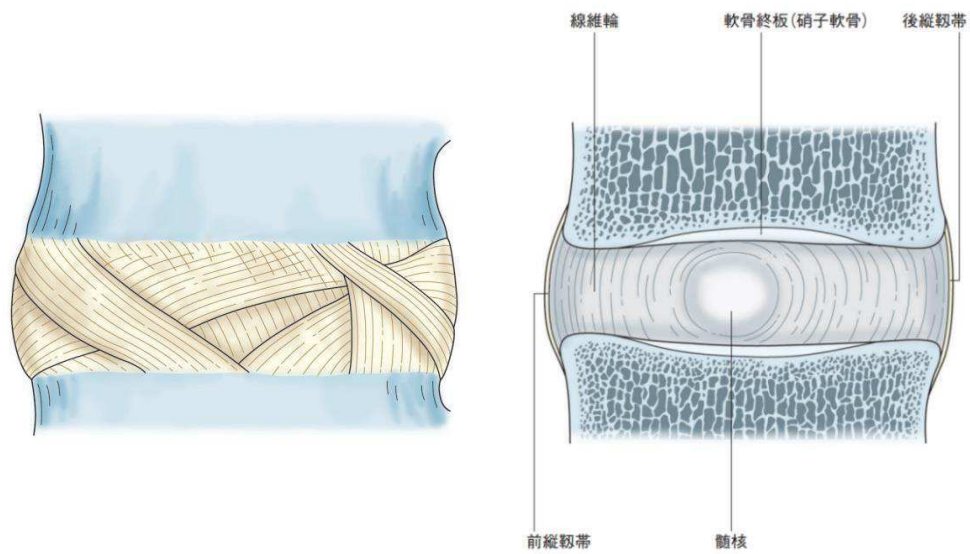


Fig.3.3 Composition of the intervertebral disc

(Source: 「カラーアトラス脊椎・脊髄外科」, pp.3-4, 山下敏彦)

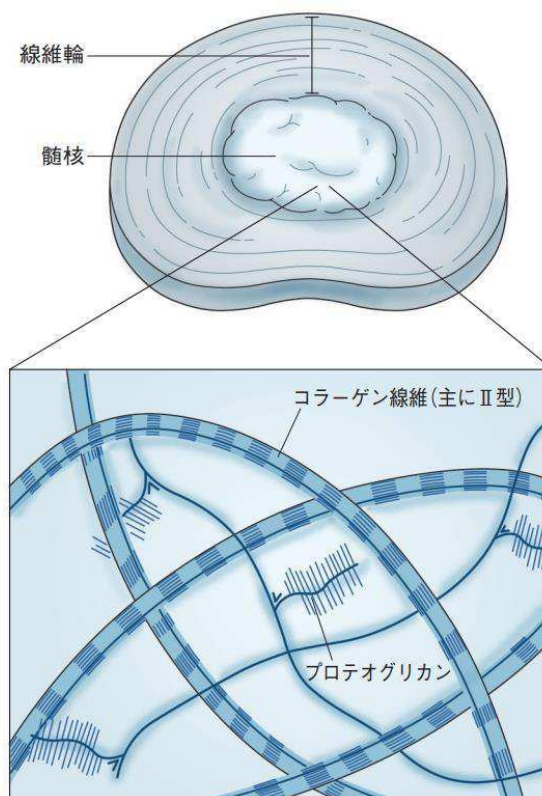


Fig.3.4 Components of the intervertebral disc

(Source: 「カラーアトラス脊椎・脊髄外科」, p.4, 山下敏彦)

3.2.2 粘弾性

椎間板への負荷実験を行う際に無視できない特性として粘弾性がある。粘弾性とは粘性と弾性を併せ持つ性質で、椎間板は粘性の小さい粘弾性体として以下の挙動を示すことが知られている^[48]。

Hysteresis：荷重の負荷および除去のサイクルでエネルギーが失われる性質

Creep：一定荷重（応力）のもとで時間とともに塑性変形が増加する性質

Relaxation：荷重をかけ変形を一定に保っても時間とともに荷重（応力）が減少する性質

これらの性質により椎間板は荷重が加わる速度や時間により異なる機械的性質を発現する。そのため、実験を行う際は粘弾性を椎間板から除去するために、粘弾性の効果を考慮するための条件付けの操作を講じる必要がある。

3.2.3 椎間可動域

椎間可動域 (ROM : range of motion) は Neutral zone (NZ) と Elastic zone (EZ) を合わせたものである。NZ は椎体の変位において椎体の構造物に負荷がかからない領域を指し、Panjabi らによって提唱された^[49]。椎体変位が一定の値を超えると NZ を始点として負荷－変位曲線は EZ に入る^[50]。EZ は椎体の変位に対し、椎体の構造物に負荷がかかり制動される領域を指す。NZ では椎間運動は小さい力で生じ、負荷と除荷を繰り返すと、Creep によって NZ および ROM は漸増する。また、一般的に安定要素に損傷を加えると、NZ および ROM が大きくなるとされている。Fig.3.5 は脊椎に対して、前屈方向の曲げトルクを負、後屈方向の曲げトルクを正とした場合における、トルク－回転角度曲線を表している。

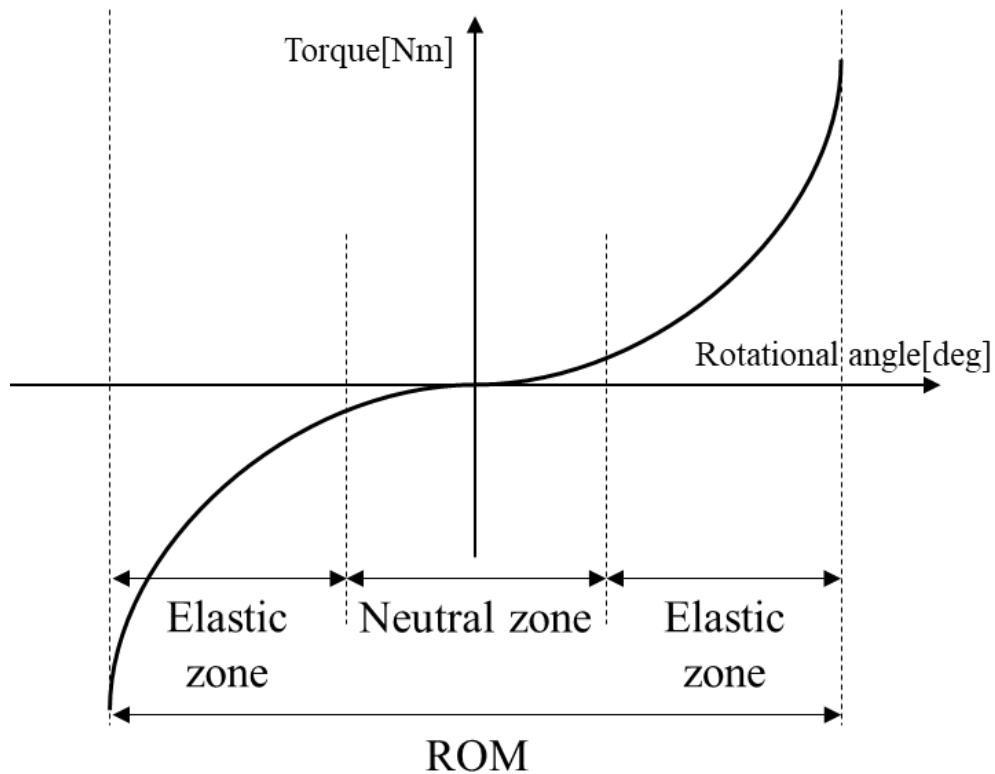


Fig.3.5 Relationship between torque and rotational angle in the vertebrae

3.3 椎間板負荷による先行研究

椎間板負荷に関する先行研究について解説する。津田らは脊柱周りの柔部組織を除去した新鮮な仔牛の脊柱の胸椎に初期荷重を与え、変位速度一定の下で圧縮荷重の負荷を行い、椎間板の変形挙動を評価した^[51]。計測の結果、負荷荷重と変位はほぼ線形の関係にあると述べている。また、表面全体を対象としたひずみ分布の計測の結果、椎間板では椎体に比べ大きな圧縮ひずみが発生すること、そして、そのひずみ集中は髄核の存在位置に対応する部位でみられると述べている。田中らは成熟和牛の第 1, 2 尾椎間に位置する椎間板を用いて椎間板から剥離した線維輪層板に対して引張試験を行った^[52]。測定結果より得られた伸び率と公称応力の関係を表した曲線には椎間板特有の非線形な変形挙動が示されている。茂木らはパラレルメカニズムにより 6 自由度運動を生成できる材料試験機を開発し、筋肉、脂肪等を除去したヒト屍体腰椎 L3/L4 に対して試験体に段階的な損傷を与えたうえで、曲げ試験および回旋試験を行った^[53]。その結果、曲げ試験において椎間板はヒステリシス現象を示したことに加え、曲げ試験、回旋試験においては椎間板の損傷による ROM の拡大が認められた。濱口らは椎体に関するパラメータとシカ屍体腰椎の引張試験によって得られた公称応力-公称ひずみの関係から 3 次元 FE モデルを作成し、前後屈、左右側屈およびそれらの中間の斜め 45°への合計 8 方向への曲げ試験を行った^[54]。実際にシカ屍体腰椎の 8 方向曲げ試験で得られた結果と比較したところ、脊椎の曲げ運動において NZ と EZ を有する非線形なトルク-回転角度の関係が得られ、実験値と同等の結果を得られた。このように実際に動物の椎体を用いた圧縮、引張、曲げ、回旋による椎間板の変形挙動や変形特性については各方面で研究がなされている。しかし、腰部アシスト装置を使用した場合、特に圧縮力と剪断力が同時に負荷された場合を考慮した椎間板挙動に関する文献については見つけることができなかった。

3.4 椎間板負荷実験装置

本実験で扱う実験装置を Fig.3.6 に示す。本実験装置は試験体に対して圧縮力と剪断力を同時に負荷することを目的として製作された。平面度を維持するため、土台は鉄板とアルミフレームより構成され、装置を支える骨組みにもアルミフレームを採用している。装置の圧縮方向および剪断方向にはそれぞれすべり式のリニアガイドを採用しており、摩擦の少ない滑らかな可動を実現している。圧縮方向のリニアガイドにはブラケットが取り付けられており、ブラケット上部には圧縮力測定用のロードセル、下部には試験体上部を固定する治具が取り付けられている。それぞれの自重の合計が 30N であるため、圧縮力を負荷する際は初期荷重として 30N 負荷される。剪断方向のリニアガイドにはアルミブロックが取り付けられており、その側部には剪断力測定用のロードセル、上部には試験体下部を固定する治具が取り付けられている。それぞれ装置上部、側部に取り付けられたハンドルを手動で回すことによりハンドル中央に取り付けられた台形ねじが送られ、圧縮力および剪断力を負荷する仕組みである。Fig.3.7 に示すように台形ねじの先端とロードセルにはそれぞれ真鍮製の受け皿が取り付けられており、二つの受け皿で鉄球を挟んでいる。鉄球を挟むのは、ねじの回転によるモーメントを試験体に伝達しないようにするための工夫である。ハンドルを回すことで試験体に荷重を与えながらひずみアンプに接続されたロードセルが押される仕組みで、目的の荷重に合わせてひずみアンプに出力された電圧値を見ながら荷重の調整を行う。荷重の負荷による試験体変位の測定はダイヤルゲージを用いて行う。圧縮方向変位はリニアガイドに取り付けられたブラケット、剪断方向変位はアルミブロックにダイヤルゲージを押し当てて測定を行う。試験体を固定する治具を Fig.3.8 に示す。治具は直接、試験体と触れるため加工性と耐食性に優れた真鍮を採用した。治具を実験装置に取り付けるため真鍮をフランジ形状に加工し、試験体を固定するネジを通せるよう中央部を盛り上がらせている。試験体を固定する際は上下左右、計四箇所を開けられたネジ穴から平先の止めネジを通すことで固定する。試験体の上部、下部をそれぞれ固定するため本実験装置には治具が二つ取り付けられている。試験体の固定方向と負荷方向を Fig.3.9 に示す。本実験では作業者の前方への体幹傾斜を想定している。この場合、剪断力は椎体の前方に加わるため、試験体の前面を実験装置の剪断方向に合わせ固定する。また、試験体の固定位置は治具中心に試験体中心を合わせて固定する。

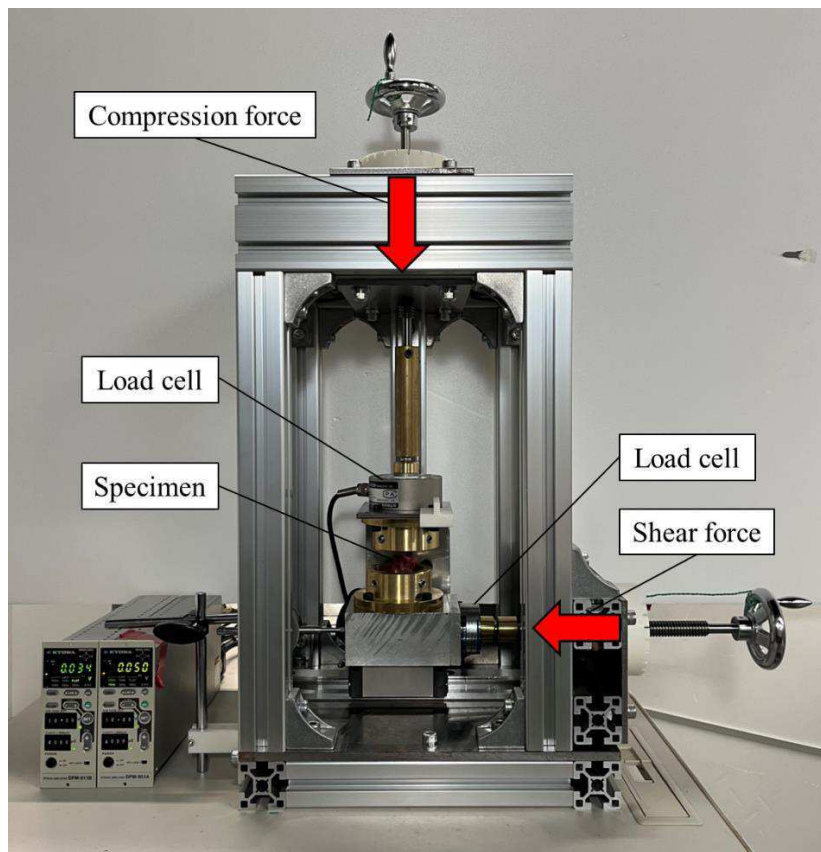


Fig.3.6 Experimental equipment of intervertebral disc load

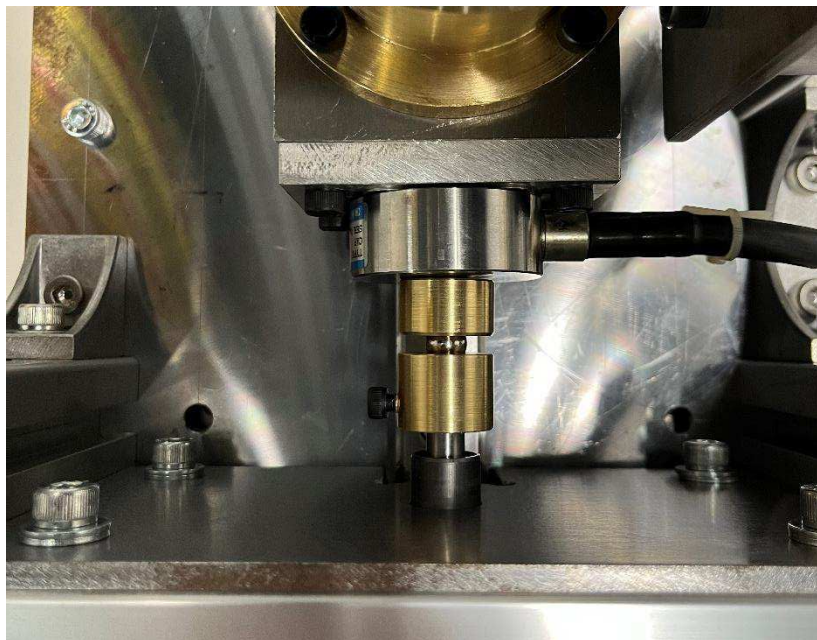


Fig.3.7 Load direction transition mechanism



Fig.3.8 Specimen fixing jig

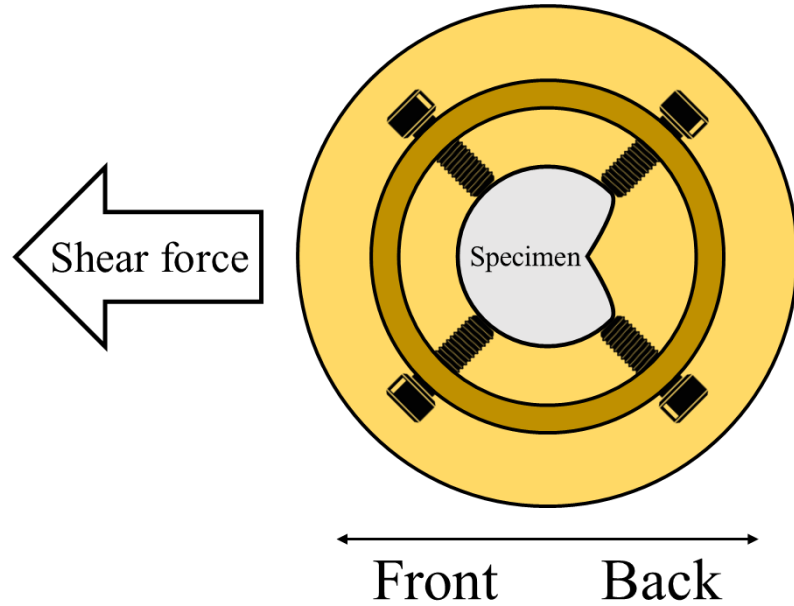


Fig.3.9 Specimen fixation of jig and loading direction

3.5 試験体

試験体には、獣害対策として狩猟され食肉に供されたシカ屍体腰椎を、三重大学工学研究科生体システム工学研究室より提供していただき実験を行う。実験に使用したシカ屍体腰椎を Fig.3.10 に示す。本研究は本来、現場で働く作業者を対象とした研究であるため、試験体には人間の腰椎試験体を使用することが望まれる。しかし、人間の腰椎試験体の入手が困難であることから、椎間板の構造が類似する他の動物試験体にて代用する必要がある。本実験で扱うシカ屍体腰椎は人間の椎間板と断面積や厚みは異なるものの、各種構成要素は同一であるため、人間の椎間板の機械的性質の把握に繋がる。本実験では-30 度にて冷凍保存していたシカ屍体腰椎を自然解凍し、あらかじめ余分な筋肉や脂肪、椎間関節、棘上・棘間靱帯を取り除き、試験体は椎体と椎間板だけの状態にして行う。試験体の椎体部分のみを治具にて固定し、負荷の際、モーメントが加わらないよう十分に配慮した。



Fig.3.10 Specimen used in experiment

第4章 椎間板負荷実験

4.1 荷重緩和実験

4.1.1 荷重緩和実験概要

椎間板は粘弾性を有するため、一定の荷重が負荷された後、その状態を保持し続けた場合、時間経過とともに負荷荷重が緩和することが考えられる。そこでシカ屍体腰椎の粘弾性による荷重緩和を確認するために圧縮方向に 30N の初期荷重を負荷し、その後、剪断方向に 50N の荷重を負荷する。この際、ハンドルを操作する時間を調整し、剪断荷重 50N に達するまでに要する時間を 2 秒、10 秒、20 秒の三条件で設定した。剪断荷重が 50N に達した時点を開始点とし、そこから 200 秒間の荷重緩和の様子を観察した。また、本実験装置は制御装置を有しておらず、手動での負荷になるため、過失誤差を考慮して同じ試験体に対してそれぞれ 5 回ずつ実験を行った。実験毎に残留応力による影響をなくすため、実験後は試験体への除荷を行い、十分な時間間隔を空けて行った。

4.1.2 荷重緩和実験結果

荷重保持後 200 秒間のサンプリング周期 0.1 秒での測定結果を Fig.4.1 に示す。縦軸が剪断荷重の値[N]、横軸が時間経過[s]を表しており、それぞれ 5 回の実験の平均値を示している。実験の結果、三条件全てにおいて荷重保持直後は荷重の低下が激しく、その後は時間経過とともに緩やかに低下している。また、各条件を個別に見ると 2 秒負荷時の荷重低下値が最も大きく、時間経過 200 秒後には約 36.2N、10 秒負荷時では約 38.0N、20 秒負荷時では約 39.6N であった。それぞれの値は収束傾向にあり、負荷に要する時間が長いほど荷重緩和も小さいことが示された。各条件における剪断方向への椎体変位の測定結果を Fig.4.2 に示す。三条件を比較すると負荷荷重は同じであるものの、負荷に要する時間が長いほど椎体変位の値も大きくなることが示された。このことから、負荷に要する時間をより長くすることで荷重緩和の影響が小さくなり、目的の荷重の下での粘弾性の影響を無視した椎体変位が得られるものと考えた。次節では椎間板試験体への圧縮力、剪断力による椎体変位の測定実験を行うが、その際の負荷荷重は粘弾性の影響を無視するために、できるだけ時間をかけて荷重を与える。また、時間経過による荷重緩和が確認された場合は、荷重の収束値が目的の荷重になるまで調整する。

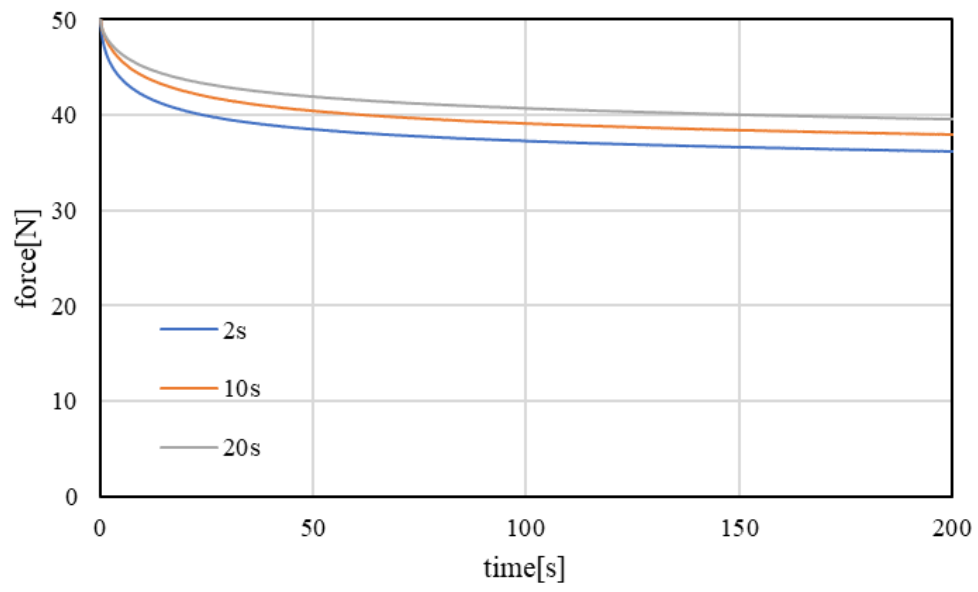


Fig.4.1 Variation in load over time

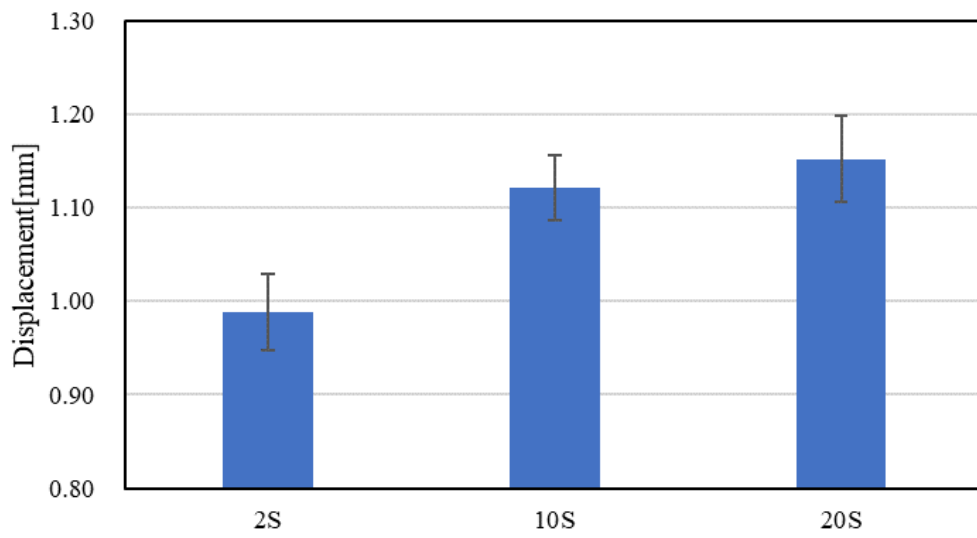


Fig.4.2 Vertebral transition at loading time

4.2 椎間板圧縮力負荷実験

まず、圧縮荷重による椎間板の機械的性質を確認した。圧縮方向にあらかじめ初期荷重を 30N 負荷した状態で実験を開始し、圧縮荷重を 30N から 100N まで負荷した。圧縮方向の椎体変位に関して 10N 毎に測定した結果を Fig.4.3 に示す。グラフの縦軸は椎間板の圧縮ひずみ[-]、横軸は圧縮荷重[N]を表している。測定結果より初期荷重負荷後の荷重と圧縮ひずみはほぼ線形の関係にあることが示されている。この結果に関しては津田らの研究においても同様の報告がなされている^[5]。また、このまま圧縮荷重の負荷を続けた場合、圧縮ひずみとの線形関係を維持しながら、まず椎間板が破損する。そして、椎間板内の髄核が漏れ出し、いわゆる椎間板ヘルニアの状態になる。その後、椎体が破損する。

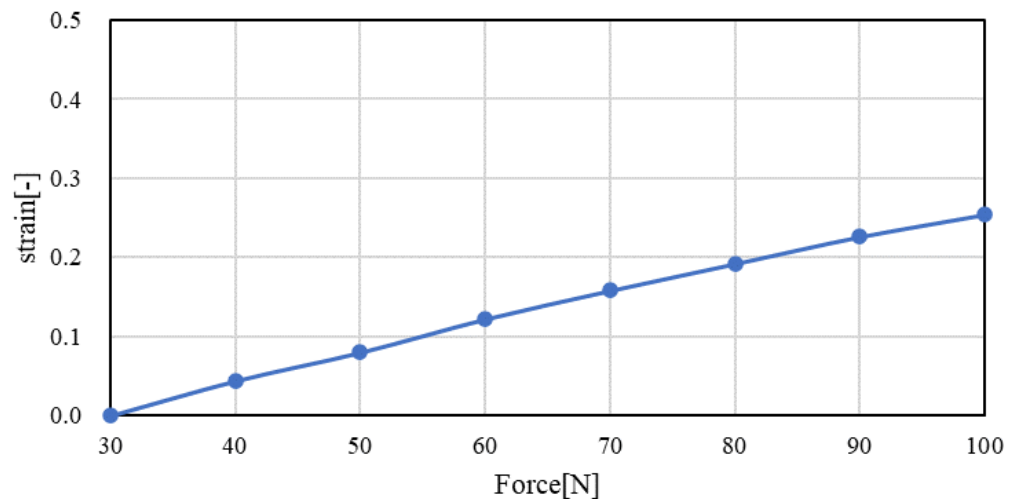


Fig.4.3 Variation in compressive strain by compression force

4.3 椎間板剪断力負荷実験

続いて、剪断荷重による椎間板の機械的性質を確認した。試験体に対して圧縮方向の荷重を与えないようにするため、圧縮方向のリニアガイドを固定した状態で試験体上部を治具で固定した。そのため試験体への圧縮力は 0N である。剪断方向に荷重を 0N から 50N まで負荷し、その際の剪断荷重に対する剪断方向の椎体変位を 5N 毎に測定した結果を Fig.4.4 に示す。グラフの縦軸は剪断方向の椎体変位[mm]、横軸は剪断荷重[N]を表している。実験結果より、圧縮荷重の際と同様に、剪断荷重と椎体変位の間には線形の関係にあることが示されている。

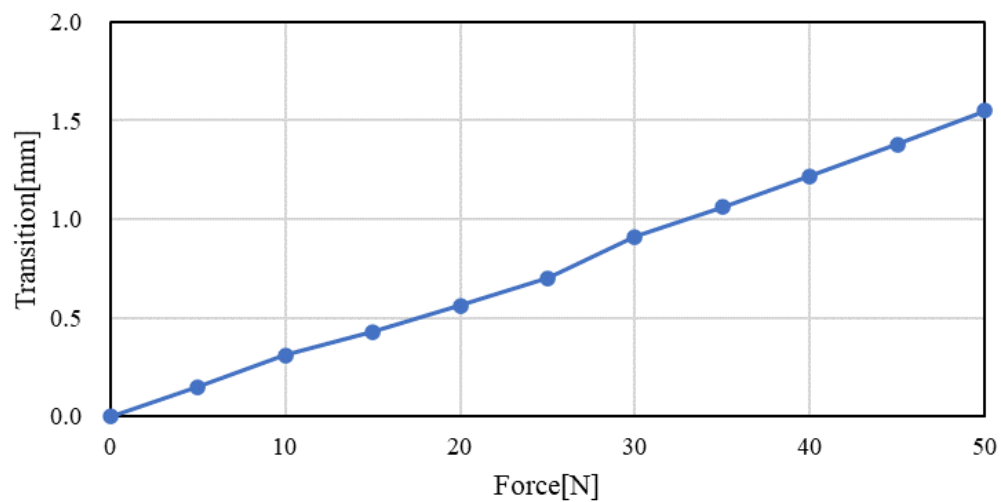


Fig.4.4 Variation in vertebral transition by shear force

4.4 椎間板圧縮力剪断力同時負荷実験

試験体に対して圧縮力と剪断力を同時に負荷した場合の椎間板の機械的性質について実験を行った。圧縮方向の荷重を（無負荷、40N、60N、80N、100N）の各五条件で設定し、圧縮力を負荷した後、剪断方向の荷重を 0N から 50N まで負荷した。そのため、負荷順序としては圧縮力、剪断力の順である。その際の剪断荷重に対する剪断方向の椎体変位を 5N 毎に測定した結果を Fig.4.5 に示す。グラフの縦軸は剪断方向の椎体変位[mm]、横軸は剪断荷重[N]を表している。測定の結果、各五条件全てにおいて剪断力の増加に伴い、椎体変位がほぼ線形的に増加していることがわかる。また、圧縮力が低下すると、椎体変位は大きくなり、圧縮力が無負荷状態での椎体変位が最も大きく、剪断力を 50N 負荷した際、椎体変位が唯一 1mm を超えている。このことから、腰部アシスト装置使用時における椎間板への圧縮力の低減は剪断力による椎体変位の増大に繋がることが示された。

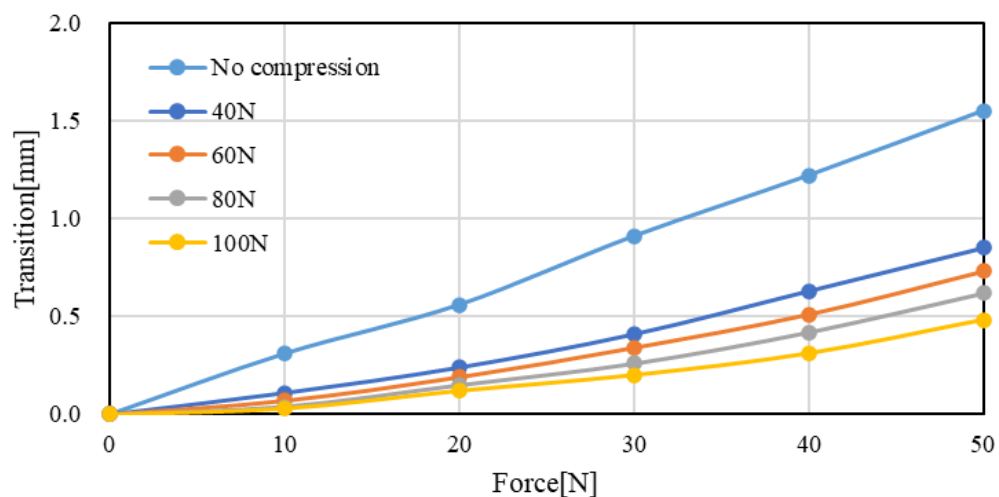


Fig.4.5 Variation in vertebral transition by shear force under different compression forces

第5章 結論

5.1 まとめ

作業現場で発症する傷害の最たるものに腰痛が挙げられる。腰痛は作業効率の低下だけでなく、腰痛が起因して、さらに別の傷害を引き起こす可能性がある。作業者の腰痛対策として各企業や研究機関では多種多様な腰部アシスト装置が開発されており、それらは筋疲労の低減効果や作業効率の上昇、補助機構の有無等により装置の有効性を示している報告が多い。しかし、腰部アシスト装置使用時の身体への影響について詳細に述べた報告に関しては少ない。特に腰部アシスト装置を使用することで、椎体や椎間板に対し、普段とは異なる力関係で負荷が加わった場合、思わぬ脊椎疾患を引き起こす可能性が示唆される。

本研究では通常作業時と腰部アシスト装置使用時の椎間板負荷について圧縮力と剪断力に着目し、力のつり合い式からそれぞれの力を算出した。算出結果より通常作業時と腰部アシスト装置使用時の椎間板への圧縮力と剪断力を比較し、腰部アシスト装置の使用は椎間板への圧縮力と剪断力を低減させることが可能であることを示した。しかし、圧縮力と剪断力の間には低減割合、低減量とともに差がみられ、この低減差はそれぞれ圧縮力の方が大きいという結果であった。この結果から予測される椎間板への圧縮力の大幅な低減は、椎体の剪断方向への変位の増大に繋がる可能性について述べた。

椎間板は線維輪と髄核の二つの要素からなり、複雑な構造をしていることから非線形な変形特性を有することで知られる。そこで、腰部アシスト装置使用時の椎間板への圧縮力と剪断力の低減差が椎体変位に及ぼす影響は実験的に検証する必要があると考えた。本実験ではシカ屍体腰椎に対して、椎間板の粘弾性は考慮した上で圧縮力と剪断力の同時負荷を行い、その際、圧縮力の違いによる剪断方向への椎体変位について測定を行った。まず、試験体に対して圧縮力だけの負荷実験を行った結果、初期荷重負荷後の椎間板では圧縮力に対する圧縮ひずみが線形になることが示された。続いて、圧縮力が無負荷状態での剪断力だけの負荷実験を行った結果、剪断力と剪断方向への椎体変位の間でも線形関係が確認された。最後に、圧縮力の違いによる剪断力に対する剪断方向への椎体変位の測定を行った。その結果、椎間板に対して圧縮力が低減した状態で剪断力が負荷されると剪断方向への椎体変位も増大することが示され、比較した各五条件では圧縮力が無負荷状態での椎体変位が最も増大することが示された。

5.2 今後の課題

本研究では、通常作業時と腰部アシスト装置使用時の椎間板に加わる圧縮力と剪断力の低減差による危険性について解説し、椎間板への圧縮力の低減による剪断方向への椎体変位に関して実験的検証を行った。実験の結果、椎間板への圧縮力が低減された状態で剪断力が加わると剪断方向への椎体変位が増大することが示された。しかし、これはシカ屍体腰椎での結果である。人間とシカの間では椎間板の構成要素は同じであるため、本研究にて得られた圧縮力と剪断力の同時負荷による変化傾向は人間の椎間板の機械的性質として応用できるが、実際人間とシカの間では椎間板の厚み、断面積等が大きく異なる。そこで、本研究の残された課題として、人間の椎間板に対して本実験と同様の圧縮力と剪断力の同時負荷実験を行った場合、予測される結果について検討していく必要がある。また、椎体変位の大きさが人体に与える影響については未だ不明瞭なことも多い。そこで、実験結果をもとに脊椎疾患の発症が予測される椎間板負荷および椎体変位に関してガイドライン等を作成し、使用者の身体の安全を第一に考えた腰部アシスト装置の普及に繋げていく。

参考文献

- [1] 内閣府, 「令和 5 年版高齢社会白書（全体版）令和 4 年度高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況 高齢化の現状と将来像」, <https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2023/zenbun/pdf/1s1s_01.pdf> (参照日 2024 年 1 月 6 日)
- [2] 内閣府, 「令和 5 年版高齢社会白書（全体版）令和 4 年度高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況 就業・所得」, <https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2023/zenbun/pdf/1s2s_01-2.pdf> (参照日 2024 年 1 月 6 日)
- [3] 厚生労働省, 「2022（令和 4）年国民生活基礎調査の概況」, <<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa22/dl/14.pdf>> (参照日 2024 年 1 月 6 日)
- [4] 特許庁, 「平成 30 年度 特許出願技術動向調査－パワーアシストスーツ－」, <https://www.jpo.go.jp/resources/report/gidou-houkoku/tokkyo/document/index/30_06slide.pdf> (参照日 2023 年 12 月 22 日)
- [5] CYBERDYNE, 「HAL®腰タイプ作業支援用」, <https://www.cyberdyne.jp/products/Lumbar_LaborSupport.html> (参照日 2023 年 12 月 22 日)
- [6] 浅川育世, 水上昌文, 居村茂幸, 岩本浩二, 菅谷公美子, 吉川憲一, 佐野歩, 古関一則, 「歩行能力障害者に対するロボットスーツ HAL®の初回装着時効果」, 理学療法科学, 28 巻, 2 号, pp.221-225, 2013.
- [7] 株式会社クボタ, 「ウインチ型パワーアシストスーツを新発売」, <<https://www.kubota.co.jp/news/2017/17-07j.html>> (参照日 2023 年 12 月 22 日)
- [8] 八木栄一, 「装着型パワーアシストロボット WAS-LiBERo」, 日本機械学会誌, Vol.116, No.1138, pp.622-623, 2013.
- [9] 吉田康太郎, 石井千春, 「軽量アシストスーツの持ち上げ動作補助に対する検証実験と重量物保持に対する腰椎負荷モデルに基づく評価」, 日本ロボット学会誌, Vol.38, No.6, pp.559-566, 2020.
- [10] 株式会社モリタホールディングス, 「ラクニエ」 <<https://www.morita119.com/study/rakunie/>> (参照日 2023 年 12 月 22 日)

- [11] 山崎信寿, 高橋直己, 「体表面長さ変化を利用した介護者腰部負担軽減衣服」バイオメカニズム, 17 巻, pp.235-244, 2004.
- [12] 株式会社イノフィス, 「マッスルスーツ Every」<<https://musclesuit.co.jp/>> (参照日 2023 年 12 月 22 日)
- [13] 小林宏, 「マッスルスーツ®」, 日本ロボット学会誌, Vol.38, No.2, pp.143-146, 2020.
- [14] laevo, 「レイボエクソスケルトン」<<https://laevo.jp/>> (参照日 2023 年 12 月 22 日)
- [15] 株式会社スマートサポート, 「スマートスーツ®」<<https://smartsuit.org/>> (参照日 2023 年 12 月 22 日)
- [16] 田中孝之, 「軽労化スーツ スマートスーツ」, 日本 AEM 学会誌, Vol.25, No.1, pp.17-23, 2017.
- [17] Y. Imamura, T. Tanaka, Y. Suzuki, K. Takizawa, M. Yamanaka, “Motion-Based Design of Elastic Material for Passive Assistive.”, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.23, No.6, pp.978-990, 2011.
- [18] 村上享平, 「造船作業における腰部支援装置の開発と評価」, 三重大学工学部機械工学科学士学位論文, 2016. (未公開)
- [19] 池浦良淳, 館新太, 早川聡一郎, 村上享平, 保田幸治, 「造船作業における腰部支援装置の開発と評価」, ロボティクス・メカトロニクス講演 2017 講演論文集, 2P2-M10, 2017.
- [20] 三岩功季, 「パッシブ型アシストスーツ使用時における腰部の疲労負担評価」, 三重大学工学部機械工学科学士学位論文, 2021. (未公開)
- [21] 山本海都, 池浦良淳, 早川聡一郎, 「長時間姿勢保持におけるパッシブアシストスーツの EMG による評価」, ロボティクス・メカトロニクス講演 2023 講演論文集, 2P2-I06, 2023.
- [22] 大矢卓, 白土修, 「腰椎椎間板ヘルニアの病態と治療」, リハビリテーション医学, 34 巻, 9 号, pp.624-630, 1997.
- [23] 松丸隆文, 福山聡, 佐藤智祐, 「重量物挙上動作における Valsalva 効果による腹圧増加分を考慮した解析モデルの提案」, 日本機械学会論文集 (C 編), 72 巻, 724 号, pp.3863-3870, 2006.
- [24] 瀬尾明彦, 近藤雄二, 日下幸則, 「腰部負担軽減のための作業改善支援ソフト」, 労働科学, 74 巻, 9 号, pp.337-345, 1998.
- [25] Irving P. Herman, 齋藤太朗, 高木建次, 「人体物理学ー動きと循環のメカニズムを探る

- ー」, NTS, 2009.
- [26] 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 「日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定」, バイオメカニズム, 11 巻, pp.23-33, 1992.
- [27] D. B. Chaffin, “A computerized biomechanical model development of and use in studying gross body actions.”, J. Biomechanics, Volume 2, Issue 4, pp.429-442, 1969.
- [28] 堀清記, 「TEXT 生理学」, 南山堂, 1999.
- [29] J. M. Morris, D. B. Lucas, B. Bresler, “Role of the trunk in stability of the spine”, The Journal of Bone & Joint Surgery, Volume 43, Issue 3, pp.327-351, 1961.
- [30] N. Yamazaki, S. Yamamoto, T. Inoue, “Measurement of Transferring Motions and Evaluation of Caregiver’s Lower-Back Load”, Biomechanism, Vol.16, pp.195-205, 2002.
- [31] N. Yamazaki, “Biomechanical Evaluation of Seat Comfort”, Biomechanism, Vol.9, pp.151-162, 1988.
- [32] C. K. Anderson, D. B. Chaffin, G. D. Herrin, L. S. Matthews, “A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities”, J. Biomechanics, Volume 18, Issue 8, pp.571-584, 1969.
- [33] A. Kapandji, “The Physiology of The Joints, Volume 3 The Vertebral Column, Pelvic Girdle and Head”, Churchill Livingstone, 2008.
- [34] 杉本真由, 西村大輔, 中川雅之, 林摩耶, 上島賢哉, 安部洋一郎, 「大腰筋の解剖学的位置の検討」, 日本ペインクリニック学会誌, 27 巻, 1 号, pp.43-47, 2020.
- [35] 厚生労働省, 「平成 28 年国民健康・栄養調査」
<https://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/dl/kenkou_eiyoku_chousa_tokubetsushuukei_h28.pdf>
(参照日 2023 年 12 月 8 日)
- [36] Th. Hettinger, E. A. Muller, “Muskelleistung und Muskeltraining”, Arbeitsphysiologie, Volume 15, S, pp.111-126, 1953.
- [37] 日本スポーツ振興センター, 「背筋力（体幹筋力）」
<https://www.jpnsport.go.jp/hpsc/Portals/0/resources/jiss/column/fcmanual/05_haikinnryoku.pdf>
(参照日 2023 年 10 月 25 日)
- [38] 藤田恒太郎, 「人体解剖学」, 南江堂, 1947.
- [39] 三浦雄一郎, 「脊柱のバイオメカニクスに関する理論的背景」, 関西理学療法, 5 巻, pp.41-46, 2005.
- [40] 田口敏彦, 「腰椎椎間関節由来の腰痛の病態と治療」, 日本腰痛学会雑誌, 13 巻, 1 号,

pp31-39, 2007.

- [41] 寺山和雄, 片岡治, 「整形外科痛みへのアプローチ 腰背部の痛み」, 南江堂, 1999.
- [42] 山下敏彦, 「カラーアトラス脊椎・脊髄外科」, 中外医学者, 2012.
- [43] Andrew V. Slucky, Darrel S. Brodke, Kent N. Bachus, John A. Droge, John T. Braun, “Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical analysis”, *The Spine Journal*, Volume 6, Issue 1, pp78-85, 2006.
- [44] M. M. Panjabi, A. A. White. 3rd, “Clinical Biomechanics of The Spine 2nd Edition”, J. B. Lippincott, 1990.
- [45] M. A. Adams, W. C. Hutton, “The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces”, *J. Bone Joint Surg*, 62(3), pp.358-362, 1980.
- [46] B. M. Cyron, W. C. Hutton, J. R. Stott, “Spondylolysis: the shearing stiffness of the lumbar intervertebral joint”, *Acta Orthop Belg*, 45(4), pp459-469, 1979.
- [47] T. R. Waters, V. Putz-Anderson, A. Garg, L. J. Fine, “Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks”, *Ergonomics*, Vol.36, No.7, pp.749-776, 1993.
- [48] 高橋和久, 「腰椎椎間板障害」, 千葉医学雑誌, 83 巻, 6 号, pp217-221, 2007.
- [49] M. M. Panjabi, V. K. Goel, K. Takata, “Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in vitro biomechanical study”, *Spine*, 7(3), pp.192-203, 1982.
- [50] L. Twomey, J. Taylor, “Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column”, *Spine*, 7(2), pp.116-122, 1982.
- [51] 津田貴, 内藤敬太, 油川修一, 村上明, 宮田寛, 「脊柱の圧縮時における椎間板の変形挙動」, 生体医工学, 45 巻, 3 号, pp.193-200, 2007.
- [52] 田中正夫, 武林泰弘, 「椎間板線維輪層板の引張特性」, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.16, pp.169-172, 1995.
- [53] 茂木万梨子, 稲葉忠司, 笠井裕一, 正岡卓也, 加藤貴也, 増田峰知, 藤原基芳, 徳田正孝, 「6 軸材料試験機を用いた脊椎変形挙動の実験的解明」, 日本機械学会論文集 (A 編), 74 巻, 740 号, pp.621-627, 2008.
- [54] 濱口航大, 馬場創太郎, 吉川高正, 稲葉忠司, 水野哲太郎, 藤原基芳, 加藤貴也, 「線維輪の変形特性を考慮した脊椎の有限要素解析」, 臨床バイオメカニクス, Vol.43, pp.285-290, 2022.

謝辞

本研究を進めるにあたり，三重大学大学院工学研究科機械工学専攻人間支援システム研究室 池浦良淳教授には指導教員として研究に関するアドバイス等，熱心なご指導をいただきましたことに深く感謝し，厚く御礼申し上げます。

同じく，三重大学大学院工学研究科機械工学専攻人間支援システム研究室 早川聡一郎准教授には研究室内での報告会等で研究に関する有益なご助言をいただきました。厚く御礼申し上げます。

三重大学工学部・工学研究科技術専門員 吉田俊一氏には実験装置の製作において多数のご助言，ご協力をいただきました。厚く御礼申し上げます。

人間支援システム研究室 藤原明子事務には事務手続きを始め，日々研究しやすい環境を作ってくださいました。厚く御礼申し上げます。

本論文の作成にあたり，地域イノベーション学研究科地域イノベーション学専攻 丸山直樹教授には指導 R&D 教員として，加藤貴也准教授には指導 PM 教員としてご指導いただきました。厚く御礼申し上げます。

地域イノベーション学研究科地域イノベーション学専攻 岡崎隆男教授には学位論文調査委員会にて調査委員長を担当してくださいました。厚く御礼申し上げます。

本研究において実験を行うにあたり，三重大学大学院工学研究科機械工学専攻生体システム工学研究室 稲葉忠司教授，馬場創太郎助教には試験体の提供と実験に関しての的確なご助言をいただきました。厚く御礼申し上げます。

研究生生活を忘れることのできない充実したものにして頂いた人間支援システム研究室の同期，内田雄大氏，後藤倫太郎氏，鈴木理央氏，棚瀬直浩氏，谷口泰誠氏，菱川直輝氏，森井省吾氏，西村晟央氏には心から感謝申し上げます。

また，人間支援システム研究室の先輩，後輩には多くの激励をいただきました。厚く御礼申し上げます。

最後に，大学院在籍中，私の我侪に対して快く賛同して頂き，また惜しめない援助を送ってくれた父，母のお陰で充実したすばらしい勉強・研究生生活を送ることができました。感謝の気持ちを述べることで謝辞の最後とさせていただきます。