
令和4年度 修士学位論文

鋼線を使用したパッシブ型アシストスーツの設計
に関する研究

指導教員 池浦 良淳 教授

三重大学大学院工学研究科
博士前期課程 機械工学専攻
人間支援システム研究室
澤村 健斗

目次

目次.....	1
第1章 序論.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 研究目的.....	4
1.3 本論文の構成.....	5
第2章 腰部アシストスーツの概要.....	6
2.1 現在流通している腰部アシストスーツの特徴.....	6
2.2 本研究で設計するアシストスーツの特徴.....	8
2.3 アシストスーツの設計方針.....	10
第3章 作業姿勢の負担評価.....	11
3.1 剛体リンクモデルによる作業負担評価.....	11
3.1.1 剛体リンクモデル概要.....	11
3.1.2 作業姿勢時の負担計算方法.....	13
3.2 背筋力計による最大筋力の計測方法.....	16
3.2.1 背筋力計の計測方法.....	16
3.2.2 背筋力計測結果による最大脊柱起立筋力の算出.....	17
3.3 実験協力者の負担評価.....	19
第4章 アシストスーツの設計.....	20
4.1 アシスト力の計算.....	20
4.2 実験協力者のアシストスーツの設計結果.....	24
第5章 アシストスーツの種類分け.....	26
5.1 使用者の体格範囲について.....	26
5.1.1 身長による設定.....	26
5.1.2 体重による設定.....	27
5.1.3 背筋力による設定.....	28

5.1.4 身長, BMI, 背筋力による体格範囲の設定	30
5.2 アシストスーツの種類分けと設定結果.....	44
5.3 作業による曲げに対応した上半身部の長さ設定.....	52
第6章 結論	53
6.1 まとめ.....	53
6.2 今後の課題.....	54
参考文献.....	55
謝辞.....	57

第1章

序論

1.1 研究背景

近年、機械化の進行により人手による重労働が減少している。しかし、物流での運搬作業や介護での作業、狭所での作業など、機械化が困難な作業は未だ多く残っている。その肉体的負担により作業効率の低下や体の痛みを訴える労働者が増加している。特に腰痛の有訴者率は男性1位、女性2位^[1]と多くの方が腰痛に悩まされている。また、日本では少子高齢化が進んでおり65歳以上人口は令和3(2021)年10月において3,621万人となり、総人口に占める割合も28.9%と約3.5人に1人が65歳以上に分類される。高齢化率は今後も増加し、Fig.1.1に示すように令和17(2035)年に32.8%で3人に1人、令和32(2050)年には37.7%に達して、約2.6人に1人が65歳以上となると推測されている^[2]。そのため労働力不足から高齢者の労働者の増加や力の弱い作業者の増加が考えられる。このように健康な労働者や高齢者の作業の支援を行う装置の開発が期待されている。

装着者に対して筋力補助や身体動作を支援する装具をパワーアシストスーツと称し、様々な形態の製品が存在する。山海らはFig.1.2に示す「ロボットスーツ HAL」を開発した^[3]。ロボットスーツ HALは身体運動で生じた生体電位をセンサで検出し動作を支援することから、筋力低下した高齢者や運動障害者に対する機器として期待され、下肢支援を主としている^[4]。小林らはFig.1.3に示す「マッスルスーツ」を開発した^[5]。腰部支援を主としており、空気圧式的人工筋肉 McKibben 型人工筋肉^[6]を採用して人工筋肉の伸びに従ってアシスト力が発生する^[7]。株式会社クボタはFig.1.4に示す「ラクベスト」を開発した^[8]。上腕に取り付けられたアームの角度を固定することで梨の収穫等、腕を上げた状態での作業を支援している。このようにアシストスーツには様々な支援対象が存在し、企業や大学で様々な製品開発が行われている。国内の市場規模においてもFig.1.5より2020年から5年で約2倍にも増加する推測されている^[9]。特に製造業での市場規模増加が顕著であり、現場作業の機械化の困難さが伺える。しかし、アシストス

ーツはバッテリーや駆動部を持つものも多く、装置が大型化や価格が高騰する傾向があり、入り組んだ場所での作業が困難となる点や個人での購入が難しい等の課題が存在する。アシストスーツの今後の普及のためにはこれらの問題点を解消できる装置の開発が望まれている。

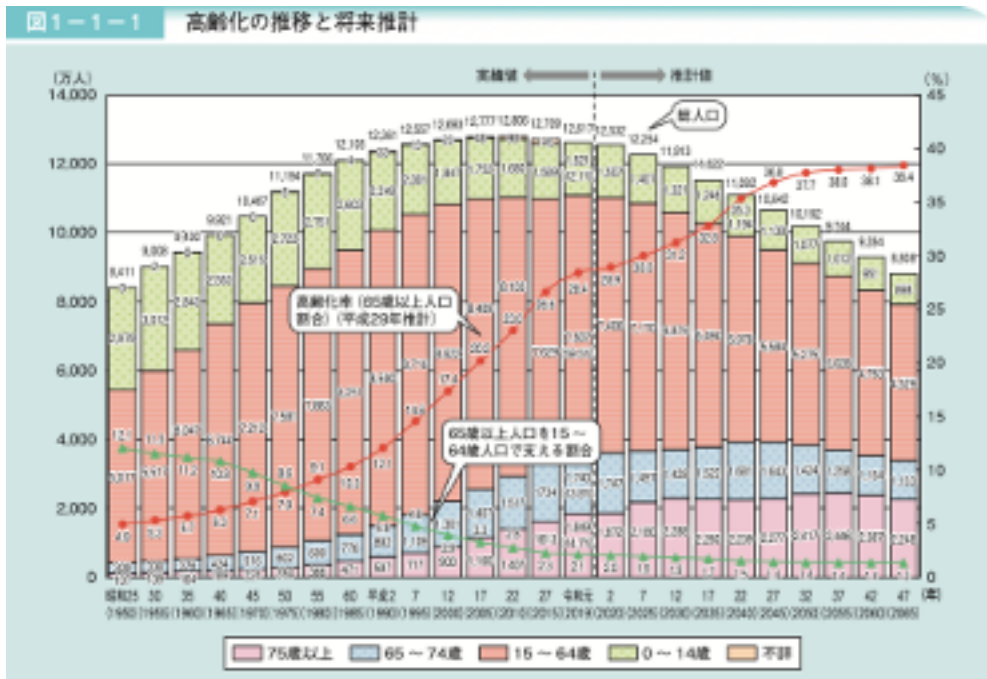


Fig.1.1 Estimated aging rate of the Japanese population



Fig.1.2 CYBERDYNE 「HAL」



Fig.1.3 INNOPHYS 「Muscle Suit」



Fig.1.4 KUBOTA 「ラクベスト」

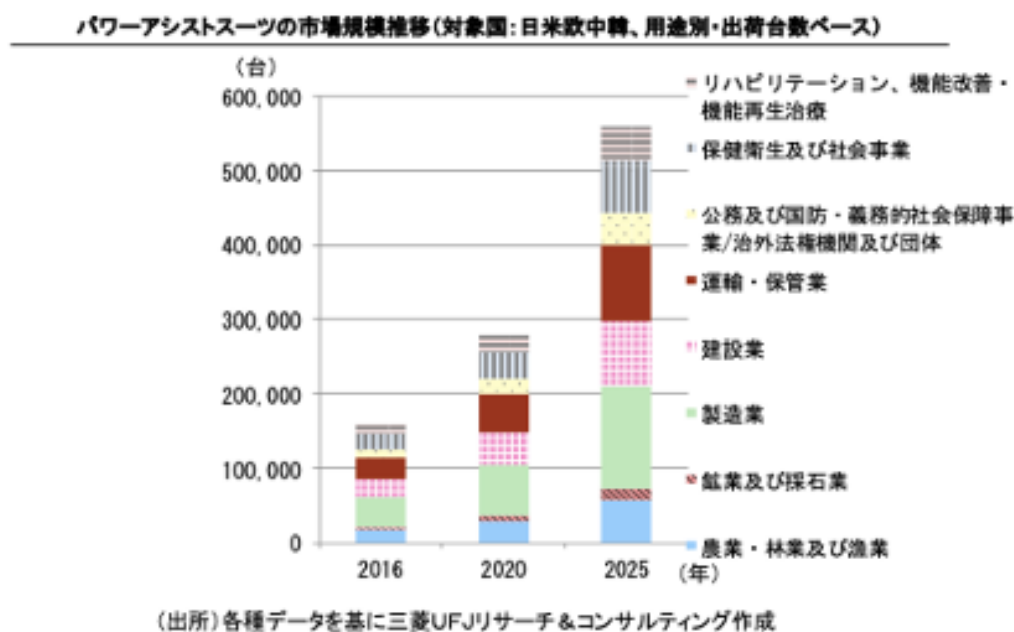


Fig.1.5 Market size of power assist suit

1.2 研究目的

本研究で開発するアシストスーツは特に有訴者の多い腰部への支援を対象とし、特に疲労低減を目的とした。中腰作業や屈む姿勢での作業を長時間行うことによる腰痛の改善や作業効率の上昇を図る。腰痛の要因として背筋に相当する脊柱起立筋の疲労と腰部の椎間板が大きく関係しており、腰痛を防止するにはこれらの負担を軽減する必要がある。脊柱起立筋とは頸腸筋・胸腸筋・腰腸筋・頭最長筋・頸最長筋・胸最長筋・頭棘筋・頸棘筋・胸棘筋の9つの筋肉の総称であり、骨盤から頸椎までの背骨の横にある筋肉である。脊柱起立筋は姿勢維持に必要不可欠な筋肉であると同時に、疲労が蓄積しやすい筋肉でもあるとされている。疲労が蓄積すると脊柱起立筋が機能不全になり、姿勢維持の困難や腰痛を発症する。本研究では特に脊柱起立筋の最大随意発揮力(maximum voluntary contraction :MVC)に対する筋発揮率(%MVC)に着目した。一般に30%MVC以下の筋発揮では疲労に至らないとされており、本研究で支援する作業姿勢時においてアシスト後に30%MVC以下となるようにアシスト力を設定する。

アシストスーツの特徴としては動力を使用しないパッシブ型アシストスーツを開発

することで長時間作業に対応可能とした。そしてアシストスーツの計算モデルを作成し、使用者個々の体格や筋力に対応可能な設計を考える。しかし、実際の現場では一つの装置を複数の作業員で共有することが考えられるのでアシスト対象の体格範囲を設定し、数種類のアシストスーツを用意することで使用者の体格に適したアシストスーツを選定する。

1.3 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す。まず、第2章では現在流通している腰部アシストスーツと本研究で設計を行うアシストスーツの概要について説明する。第3章では作業姿勢時の負担評価について説明する。第4章ではアシスト力に関する設計について説明する。第5章では使用者に対するアシストスーツの効果範囲を示し、実際に制作するアシストスーツの種類を選定する。そして、最後に第6章では本研究のまとめと今後の課題について述べる。

第2章

腰部アシストスーツの概要

本章では、腰部アシストスーツの概要について説明する。まず、2.1 節では現在流通しているアシストスーツには大きくアクティブ型とパッシブ型に分類され、それぞれの特徴について説明する。2.2 節では本研究で設計を行うアシストスーツの形状や弾性材の特徴について説明する。

2.1 現在流通している腰部アシストスーツの特徴

まず、腰部アシストスーツは大きく2種類に分類される。ひとつはモーター等の動力を使用して大きなアシスト力を得るアクティブ型がある。八木らは Fig.2.1 に示す装着型パワーアシストロボット「WAS-LiBERo」を開発した^[10]。股関節付近に電動モータを配置し、重量物持ち上げ時に抗重力方向にアシストを加える。特徴として重量物の半分をアシストすることで電動アシストでも長時間支援が可能となっている。しかし、装置自体が約7kgと使用者にとって負担になる点がある。

もう一方は動力を使用せず、体の動きに合わせて弾性材が伸び縮みすることでアシスト力を得るパッシブ型がある。田中は Fig.2.2 に示す「スマートスーツ」を開発した^[11]。弾性材にゴムを使用しており体に密着する特徴がある^[12]。このようにゴムを弾性材としたパッシブ型アシストスーツは多く開発されており、ダイヤ工業株式会社「ダーウィンハコベルテ」^[13]や、株式会社ラクエモン「楽衛門」^[14]等、一般的に流通するパッシブ型アシストスーツはゴムを弾性材とした製品が多い。

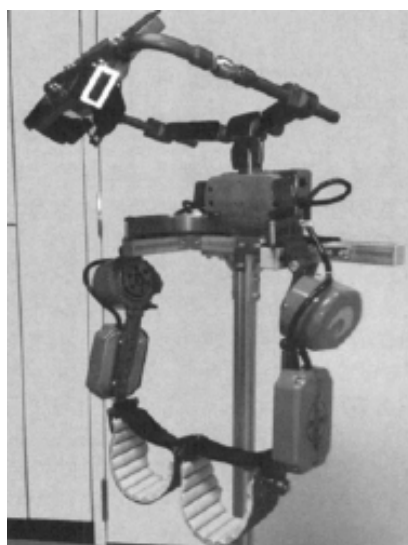


Fig.2.1 「WAS-LiBERo」



Fig.2.2 「スマートスーツ」

アクティブ型とパッシブ型それぞれの特徴を Table2.1 にまとめる. アシスト力, 使用可能時間, 装置の大きさ, 価格, アシスト目標の5種類についてそれぞれ対となる特徴がある. アクティブ型は動力を使用するためアシスト力が大きく, 重量物の運搬等のアシストを行う. しかし, 動力部を確保するため装置が大型になる点や, 使用可能時間が

制限される、価格が高価になりやすい等のデメリットが存在する。パッシブ型は動力を使用しないため、装置が小型になる点や、使用時間に制限がないため長時間のアシストが可能、アクティブ型よりも安価で入手可能となる。しかし、アシスト力は小さいため重量物の運搬には適しておらず、中腰を維持した状態での作業姿勢の疲労低減がアシスト対象となる。このようにアクティブ型とパッシブ型はお互いを補い合う関係にあり使用環境に適した装置を使用する必要がある。

Table2.1 Difference between active and passive

	Active	Passive
Assist power	High	Low
Available time	Limited	Unlimited
Size	Large	Small
Price	High	Low
Purpose	Moving heavy objects	Fatigue reduction

2.2 本研究で設計するアシストスーツの特徴

一般に流通しているパッシブ型アシストスーツはゴムを弾性材とした製品が多いが、ゴムは背骨に対して水平にアシストを行う特徴がある。本研究室の先行研究で舘らは腰部をアシストする際にアシスト方向による負担軽減率について着目した結果、背骨に対して垂直にアシストを行うことで背骨に対して水平に行うよりも約 25%負担軽減ができることを示した^[15]。ゴムは背骨に水平にアシストを行うため、ゴムよりもアシスト効果を得るには背骨に垂直にアシストを行う機構が必要となる。背骨に垂直にアシストを行う製品の代表として Fig.2.3 に示す LAEVO B.V 社の「Laevo exoskeletons」がある^[16]。

「Laevo exoskeletons」は股関節部の機構を利用してアシストを行うため動力を持たない特徴がある。体前方に取り付けられた装置により反重力方向に力が作用することで背骨に対して垂直にアシストを行える。しかし、装置全体の重量が約 3kg であることや体前方に装置が取り付けられていることにより作業に支障が出る可能性がある。そこで、本研究では背骨に垂直にアシストが可能で、より体に密着可能なアシストスーツの開発を目指す。



Fig.2.3 LAEVO B.V. 「laevo exoskeletons」

本研究で設計するアシストスーツとその装着図を Fig.2.3 に示す。特徴としては弾性材に硬鋼線を使用している。硬鋼線は高炭素鋼の一種でピアノ線よりも安価で加工のしやすい材質である。体の動きに伴い硬鋼線も曲りその時の復元力をアシスト力としている。ゴムと異なり背骨に垂直にアシストを行う。硬鋼線の太さや長さを変更することでアシスト力の変更が可能であり、使用者の様々な体格に対して対応可能となる。本数は上半身部下半身部それぞれ6本、12本組とし、硬鋼線3本で1束を組む。装置の重量は1kg程度で体に密着するため作業に支障なく狭所での使用も可能である。

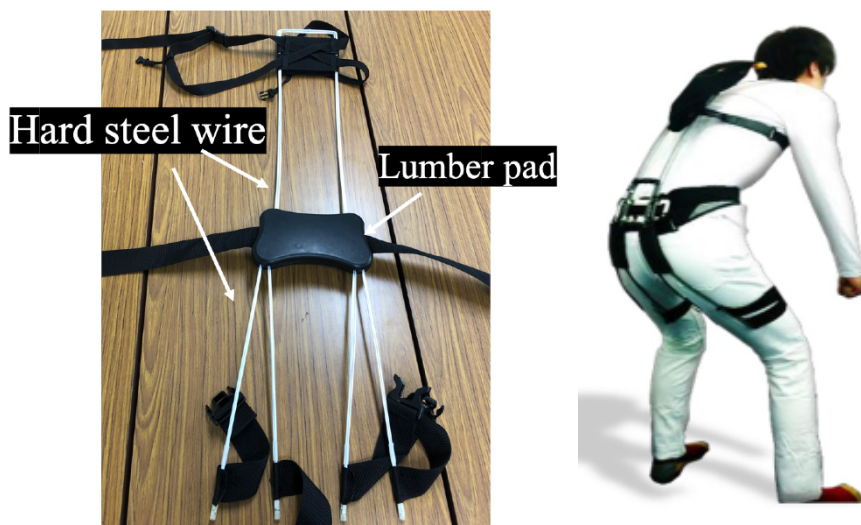


Fig.2.4 Assist suit to design

2.3 アシストスーツの設計方針

1.2 節で先述したように本研究でのアシストスーツは中腰姿勢等の腰部に負担のかかる姿勢の疲労低減が目的であり，作業中の%MVC が 30%MVC 以下となるアシスト力を目指す。アシストは Fig.2.5 に示す脊椎 L5/S1 部に加わるモーメントに対して行う。L5/S1 部に加わるモーメントは腰痛に最も関係するモーメントであり，L5/S1 部に加わるモーメントをアシストすることで脊柱起立筋の発揮力も軽減することが可能となる。アシスト力は硬鋼線の太さや長さから変更が可能となり使用者の様々な体格に適応可能となる設計を目指す。第3章では作業姿勢時の負担評価を行い，第4章ではアシスト力の計算を行う。それらの結果を用いてアシストスーツの設計を目指す。

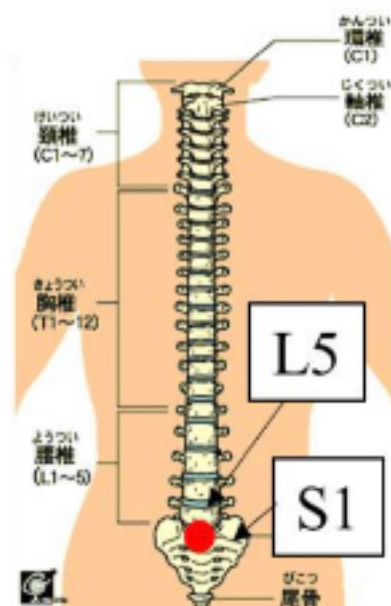


Fig.2.5 Spine structure

第3章

作業姿勢の負担評価

本章では、本研究でアシストを行う作業姿勢の負担評価を行う。まず3.1節で剛体リンクモデルを作成し、作業姿勢時の実験協力者の脊椎 L5/S1 部に加わるモーメントと脊柱起立筋力を求める。3.2節では実験協力者の最大筋力を求めるために背筋力の計測を行う。そして、その結果とリンクモデルによる負担評価から作業姿勢時の%MVC を求める。

3.1 剛体リンクモデルによる作業負担評価

3.1.1 剛体リンクモデル概要

本研究で提案するモデルは、腰部負荷および脊柱起立筋の評価のために L5/S1 関節を考慮したモデルを考える。Fig.3.1 に今回構築した剛体リンクモデル、Table3.1 に剛体リンクの各関節の説明、Table3.2 に各関節角度、Table3.3 に各身体部位の質点を示す。作業姿勢を設定するためにこれらの関節角を定義する。このリンクモデルは容易に利用できる単純な2次元剛体リンクモデルを用いた力学解析を目標としており、静的状態での負担評価となる。

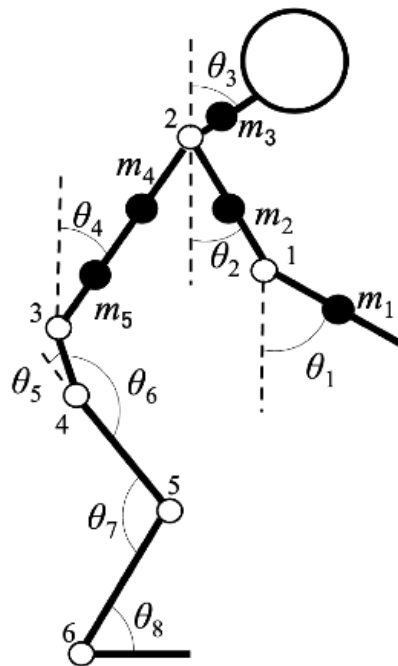


Fig.3.1 Rigid body link model

Table3.1 Joints

1	Elbow joint
2	Shoulder joint
3	L5/S1 joint
4	Hip joint
5	Knee joint
6	Ankle joint

Table3.2 Joint angle

θ_1	Elbow joint angle
θ_2	Shoulder joint angle
θ_3	Neck joint angle
θ_4	Lumber tilt angle
θ_5	Pelvis angle
θ_6	Hip joint angle
θ_7	Knee joint angle
θ_8	Ankle joint angle

Table3.3 Body part points

m_1	Forearm
m_2	Upper arm
m_3	Head+neck
m_4	Chest
m_5	Waist

3.1.2 作業姿勢時の負担計算方法

本研究での作業姿勢は直立状態から体前方に上体を60度曲げた姿勢とする。現場での清掃など屈む姿勢を維持した作業の支援を行う。作業姿勢時の剛体リンクモデルをFig.3.2, その時の各関節角をTable3.4に示す。この作業姿勢時の脊柱起立筋力について算出する。

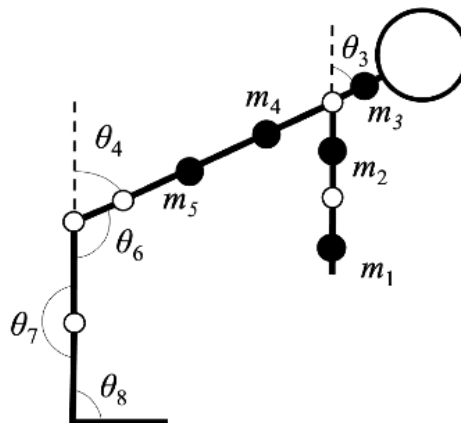


Fig.3.2 Working posture

Table3.4 Joint angle at working posture

θ_1	0°
θ_2	0°
θ_3	60°
θ_4	60°
θ_5	0°
θ_6	120°
θ_7	180°
θ_8	90°

作業姿勢時に L5/S1 部に加わる関節モーメント $M_{L5/s1}$ は手先のリンクから順番に力のつりあい式から算出する。姿勢維持他荷物の持ち上げ時には、腹圧力が重要な役割を果たすと考えられているため、腹圧を考慮した計算を行う。さらに、L5/S1 関節を支点と考えたモーメントの釣り合いより脊柱起立筋力を算出する。関節モーメントや脊柱起立筋力を算出するためには人体の部分的パラメータを決定する必要がある。本研究では、開発したリンクモデルにおいて計算に使用するリンク長や質量、質量中心については文献地を使用した^[7]。それらの値を Table3.5 に示す。値は全て百分率で示されており、各リンク長は身長に対する百分率、身体部位の質量は体重に対する百分率、質量中心は角リンク長の百分率で示している。また、質量中心は全て近位側からの距離で示している。重力加速度を $g[m/s^2]$ 、各身体部位の質量を $m_i[kg]$ 、リンク長を $l_i[m]$ 、リンクの近位側の関節から質量中心までの距離を $c_i[m]$ とした。

Table3.5 Ratio of each link

	Link length[m%]	Mass Ratio[kg%]	Center of mass Ratio[m%]
Forearm	25.4	2.2	68.2
Upper arm	18.6	2.8	43.6
Head+neck	19.6	8.1	67.0
Chest	18.8	21.6	82.0
Waist	10.0	13.9	44.0

まず、L5/S1 関節モーメント $M_{L5/s1}[Nm]$ は各リンクのモーメントから求められる。

$$\begin{aligned}
 M_{L5/s1} = & 2m_1(l_4 + l_5)\sin\theta_4g + 2m_2(l_4 + l_5)\sin\theta_4g \\
 & + m_3\{(l_4 + l_5)\sin\theta_4 + c_3\sin\theta_3\}g + m_4\{(c_4 + l_5)\sin\theta_4\}g \\
 & + m_5c_5\sin\theta_4g
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

次に、L5/S1 関節を支点と考えたモーメントの釣り合いより脊柱起立筋力を算出する。L5/S1 関節におけるモーメントの釣り合いを Fig.3.3、使用するパラメータを Table3.6 に示す。L5/S1 関節モーメント $M_{L5/s1}[Nm]$ 、脊柱起立筋力 $F_m[N]$ とそのアーム長 $D_m[m]$ 、腹圧 $F_a[N]$ とそのアーム長 $D_a[m]$ より

$$M_{L5/s1} - F_m D_m - F_a D_a = 0 \tag{3.2}$$

と求められる。(3.2)式より脊柱起立筋の算出には、脊柱起立筋のアーム長 $D_m[m]$ 、腹圧 $F_a[N]$ とそのアーム長 $D_a[m]$ を求める必要がある。

まず、脊柱起立筋のアーム長 D_m [m]について考える。脊柱起立筋の筋張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、一定だと考えられる。ここでは先行研究^{[18][19]}を参考にして、脊柱起立筋のモーメントアーム D_m [m]を 0.05[m]で一定とする。

次に腹圧の算出を行う。腹圧による力の推定には Fisher の推定式が知られている。これは、股関節角度(肩-股-膝のなす角) θ_6 [deg]、L5/S1 関節モーメント $M_{L5/S1}$ [Nm]、重力加速度を g [m/s²]、横隔膜面積=0.0465m² から腹圧 F_a [N]を求める。

$$F_a = 0.0001 \times \{42.64 - 0.3564 \times (180 - \theta_6)\} \times M_{L5/S1}^{1.8} \times 13.6 \times 0.0465g \quad (3.3)$$

腹圧による L5/S1 関節周りのモーメントアーム D_a [m]は、Morris らの推定式^[20]を使用して股関節角度 θ_6 [deg]から算出する。

$$D_a = 0.067 + 0.082\sin(180 - \theta_6) \quad (3.4)$$

以上の結果を、式(3.2)を F_m で解いた式に代入して脊柱起立筋力 F_m [N]を算出する。

$$F_m = \frac{(M_{L5/S1} - F_a D_a)}{D_m} \quad (3.5)$$

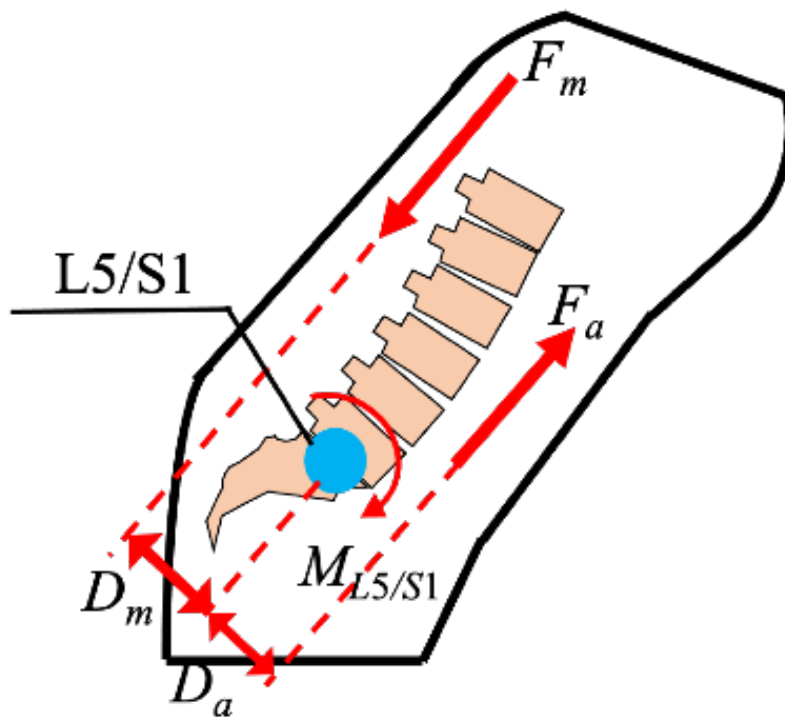


Fig.3.3 Balancing moments of L5/S1 joint

Table3.6 Parameters

$M_{L5/S1}$ [Nm]	L5/S1 joint moment
F_m [N]	Erector spinae
F_a [N]	Abdominal pressure
D_m [m]	Erector spinae arm
D_a [m]	Abdominal pressure arm

3.2 背筋力計による最大筋力の計測方法

3.2.1 背筋力計の計測方法

%MVC の導出には作業姿勢時の脊柱起立筋発揮力と使用者の最大随意収縮力が必要となる。3.1 節では剛体リンクモデルによる作業姿勢時の脊柱起立筋発揮力の導出方法について述べた。本節では背筋力計の計測結果から最大筋力の推定について説明する。本研究では Fig.3.4 に示す武井機器工業株式会社製のデジタル背筋力計「T.K.K.5402」を使用して背筋力を計測する。計測姿勢は直立状態から 30 度腰を曲げ、手は自然に下ろした状態でグリップを握り姿勢を崩さずに背筋でグリップを引き上げる。正しい計測姿勢を左、誤った計測姿勢を右としたものを Fig.3.5 に示す。注意点としては、30 度腰を曲げた状態であること、膝や肘を伸ばした状態であること、手の位置を前後に動かさないことが挙げられる。実験協力者には姿勢の状態に気をつけてもらい、2 回計測を行い値の大きい方をその実験協力者の最大随意収縮力とする。



Fig.3.4 Back muscle dynamometer



Fig.3.5 Correct and incorrect measurement posture

3.2.2 背筋力計測結果による最大脊柱起立筋力の算出

背筋力計測結果から最大脊柱起立筋力の算出方法においても剛体リンクモデルを使用する。背筋力計測時の剛体リンクモデルを Fig.3.6, その時の各関節角を Table3.7 に示す。手の位置で背筋力計測結果の重量 m_x [kg] を保持していると仮定すると、その時の L5/S1 関節モーメント $M_{L5/S1x}$ [Nm] は

$$\begin{aligned}
 M_{L5/S1x} = & 2m_1(l_4 + l_5)\sin\theta_4g + 2m_2(l_4 + l_5)\sin\theta_4g \\
 & + m_3\{(l_4 + l_5)\sin\theta_4 + c_3\sin\theta_3\}g + m_4\{(c_4 + l_5)\sin\theta_4\}g \\
 & + m_5c_5\sin\theta_4g + m_x(l_4 + l_5)\sin\theta_4g
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

と求められる。この時の L5/S1 関節のモーメント釣り合いは(3.2)式より、最大筋発揮時の L5/S1 関節モーメント $M_{L5/S1x}$, 最大脊柱起立筋力 F_x [N] とそのアーム長 D_{mx} [m], 腹圧 F_{ax} [N] とそのアーム長 D_{ax} [m] より

$$M_{L5/S1x} - F_x D_{mx} - F_{ax} D_{ax} = 0 \tag{3.7}$$

となる。脊柱起立筋のモーメントアーム D_{mx} [m] は先程と同様に 0.05m で一定とする。この時の腹圧 F_{ax} [N] とそのアーム長 D_{ax} [m] はそれぞれ(3.3)式, (3.4)式より

$$F_{ax} = 0.0001 \times \{42.64 - 0.3564 \times (180 - \theta_6)\} \times M_{L5/S1}^{1.8} \times 13.6 \times 0.0465g \quad (3.8)$$

$$D_{ax} = 0.067 + 0.082\sin(180 - \theta_6) \quad (3.9)$$

と求められる. 以上の結果を, (2.7)式を F_m で解いた式に代入して最大脊柱起立筋力 F_x [N] を算出する.

$$F_x = \frac{(M_{L5/S1x} - F_{ax}D_{ax})}{D_{mx}} \quad (3.10)$$

以上より, 作業姿勢時の脊柱起立筋力 F_m [N], 最大脊柱起立筋力 F_x [N] が算出されたことで作業姿勢時の%MVCを求めることができる.

$$\%MVC = \frac{F_m}{F_x} \quad (3.11)$$

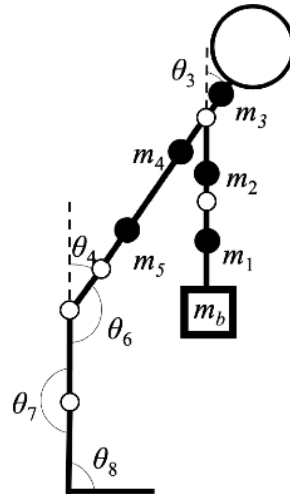


Fig3.6 Measurement posture

Table3.7 Joint angle at measurement posture

θ_1	0°
θ_2	0°
θ_3	30°
θ_4	30°
θ_5	0°
θ_6	150°
θ_7	180°
θ_8	90°

3.3 実験協力者の負担評価

本研究では20代男性5名を実験協力者とし、3.2節で述べた背筋力計測を行ってもらった。そして、剛体リンクモデルによる作業姿勢負担評価に関しても実験協力者の身長、体重を用いて導出した。実験協力者5名の身長、体重、剛体リンクモデルによる作業姿勢時のL5/S1関節モーメント $M_{L5/s1}$ [Nm]、脊柱起立筋力 F_m [N]、背筋力計の計測値 m_x [kg]、その時のL5/S1関節モーメント $M_{L5/s1x}$ [Nm]、最大脊柱起立筋筋力 F_x [N]、作業姿勢時の%MVC[%]をTable3.8に示す。実験協力者5名において作業中の%MVCが30%以上であることが判明し、作業中のアシストが必要であることが分かる。作業姿勢時の脊柱起立筋力 F_m に関して、同程度の身長であるB, C, Dを比較すると体重の大きい順に発揮力も大きくなり、作業姿勢の負担において体重が大きく関係していることがわかる。しかし、%MVCを比較するとCが最も低い値をとる。これは背筋力のCが最も大きい値であり%MVCに関しては背筋力の大きさが特に関係することが判明した。

次章ではアシストスーツのアシスト力に関する設計を行い、使用者に適した硬鋼線の選定について行う。

Table3.8 Body parameters and burden results

	Height [m]	Weight [kg]	$M_{L5/s1}$ [Nm]	F_m [N]	m_x [kg]	$M_{L5/s1x}$ [Nm]	F_x [N]	%MVC [%]
A	183	80	153.8	2762	134	434.9	6296	43.9
B	171	76	136.6	2478	105	332.2	5165	47.9
C	168	66	116.5	2140	114	337.6	5229	40.9
D	173	58	105.4	1949	90	280.6	4520	43.1
E	160	53	89.1	1664	100	277.2	4477	37.1

第4章

アシストスーツの設計

本章ではアシストスーツの設計について説明する。まずアシストスーツの計算モデルを作成し、材料力学観点からアシスト力となる曲げモーメントの算出を行う。その後、実験協力者に対する設計結果を示す。

4.1 アシスト力の計算

アシストスーツを装着した状態と計算モデルを Fig.4.1, 使用するパラメータを Table4.1 に示す。本研究のアシストスーツは腰部と脚部で固定し、前傾するとともに肩の位置でアシスト力を受ける機構となっている。計算モデルでは、腰部と脚部の2点単純支持はりと仮定してアシスト力の設計を行う。使用する硬鋼線のヤング率は 206GPa とする。

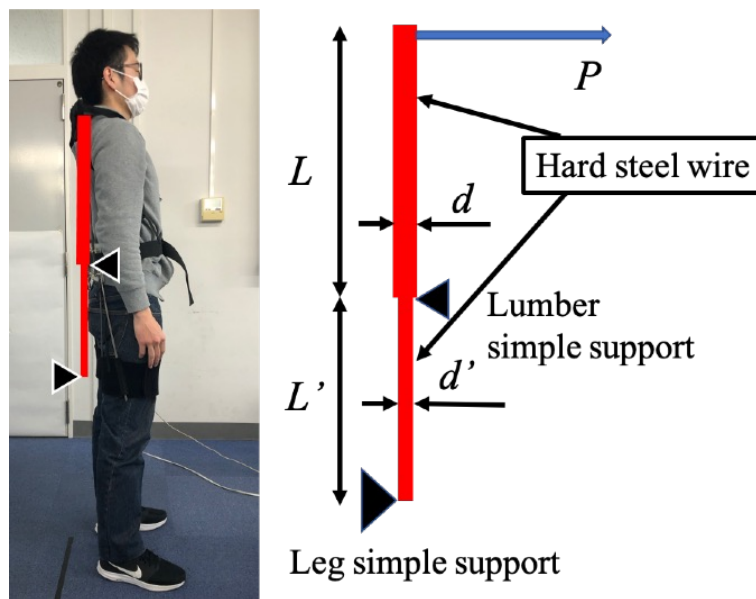


Fig.4.1 Wearing situation and calculation model

Table4.1 Calculation parameters

L	Length of upper body[mm]
L'	Length of lower body[mm]
d	Diameter of upper body[mm]
d'	Diameter of lower body[mm]
M	Moment[Nm]
P	Load[N]
R	Reaction[N]
E	Young's modulus 206GPa
θ	Tip angle 60deg
k	Number of upper body 6

作業姿勢中の計算モデルの状態を Fig.4.2 に示す。体を前傾させることで弾性材の硬鋼線が曲がり、その時の曲げモーメント M' [Nm]がアシスト力となる。曲げモーメント M' [Nm]について導出していく。導出時には脚部の支持を 1、腰部の支持を 2 として計算を行う。

まず、加重 P 方向を正としてそれぞれの反力 R_1 , R_2 は P との力の釣り合いより

$$R_1 + P = R_2 \quad (4.1)$$

となる。脚部まわりのモーメントの釣り合いより

$$R_2 L = (L + L')P \quad (4.2)$$

となる。(4.1)式, (4.2)式よりそれぞれの反力は

$$R_1 = \frac{L}{L'}P, \quad R_2 = \frac{L+L'}{L'}P \quad (4.3)$$

これより脚部を X 軸の 0 とした先端方向を正とする曲げモーメントは

$$Mx_1 = -\frac{L}{L'}Px \quad (0 \leq x \leq L) \quad (4.4)$$

$$Mx_2 = Px - (L + L')P \quad (L' \leq x \leq L'+L) \quad (4.5)$$

と求められる。この時腰に加わるモーメント M は以下で示される。

$$M = PL \quad (4.6)$$

そして、それぞれのたわみ方程式は以下で示される。なお、 I , I' は上半身部, 下半身部の断面 2 次モーメント, C は積分定数とする。

$$\frac{d^2 y_1}{dx_1^2} = \frac{PL}{L'EI'} x \quad (0 \leq x \leq L') \quad (4.7.1)$$

$$\frac{dy_1}{dx_1} = \frac{PL}{2L'EI'} x^2 + C_1 \quad (4.7.2)$$

$$y_1 = \frac{PL}{6L'EI'} x^3 + C_1 x + C_2 \quad (4.7.3)$$

$$\frac{d^2 y_2}{dx_2^2} = \frac{1}{EI} \{(L+L')P - Px\} \quad (L' \leq x \leq L'+L) \quad (4.8.1)$$

$$\frac{dy_2}{dx_2} = \frac{1}{EI} \left\{ (L+L')Px - \frac{1}{2}Px^2 \right\} + C_3 \quad (4.8.2)$$

$$y_2 = \frac{1}{EI} \left\{ \frac{1}{2}(L+L')Px^2 - \frac{1}{6}Px^3 \right\} + C_3 x + C_4 \quad (4.8.3)$$

境界条件より、先端たわみ角 θ は以下となる。

$$\theta = \frac{PLL'}{3EI'} + \frac{PL^2}{2EI} \quad (4.9)$$

I, I' は上半身部、下半身部の断面2次モーメントより $I = \frac{\pi d^4}{64}$, $I' = \frac{\pi d'^4}{64}$ であり、これを

(4.9)式に代入して P について解くと

$$P = \frac{6\theta\pi E d^4 d'^4}{64(2LL'd^4 + 3L^2 d'^4)} \quad (4.10)$$

となる。先端たわみ角 θ は $60[\text{deg}] = \frac{\pi}{3}[\text{rad}]$ であるので(4.10)式に代入して

$$P = \frac{\pi^2 E d^4 d'^4}{32(2LL'd^4 + 3L^2 d'^4)} \quad (4.11)$$

と求められる。(4.6)式は1本あたりのモーメントであり、アシストモーメントは k 本集めたものであるのでアシストモーメント M' は以下の式で求められる。

$$M' = kM = kPL = \frac{\pi^2 E d^4 d'^4}{32(2LL'd^4 + 3L^2 d'^4)} kL \quad (4.12)$$

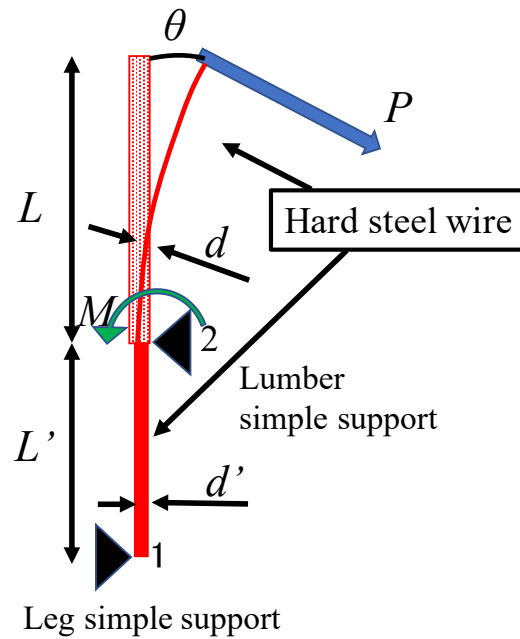


Fig.4.2 Calculation model of working posture

アシスト後の脊柱起立筋力を F_m' [N] とすると、この時の L5/S1 関節まわりのモーメントの釣り合いは Fig.4.3 となる。Fig.4.3 よりモーメントの釣り合いは

$$M_{L5/S1} - M' - F_m' D_m - F_a D_a = 0 \quad (4.13)$$

となる。これを F_m' について解くと

$$F_m' = \frac{(M_{L5/S1} - F_a D_a)}{D_m} \quad (4.14)$$

と求められる。そしてこのアシスト後の脊柱起立筋力を F_m' [N] が最大脊柱起立筋筋力 F_x [N] に対して 30%MVC 以下となることが目的であるので以下の式を満たすアシストモーメント M' [Nm] を設定する。

$$\frac{F_m'}{F_x} \leq 30\%MVC \quad (4.15)$$

(4.12)式より、 M' [Nm] は硬鋼線の長さから求められる。上半身部長さ L [mm]、下半身部長さ L' [mm] は使用者の身長により適した長さが異なるため、身長との割合により長さを決定する。設計のための人体寸法データ集^[22]に掲載されている各部位の平均値を平均身長との割合から長さを決定する。 L は上後腸骨棘から胸骨上縁、 L' は臀部後方から膝裏とした。そしてその身長に対する割合はそれぞれ 25%、21% であり、これを採用する。直径は Table4.2 の JIS で定められた直径から選定する。以上より、作業中の筋発揮が 30%MVC 以下となるアシストモーメント M' の長さから直径の選定を行う。

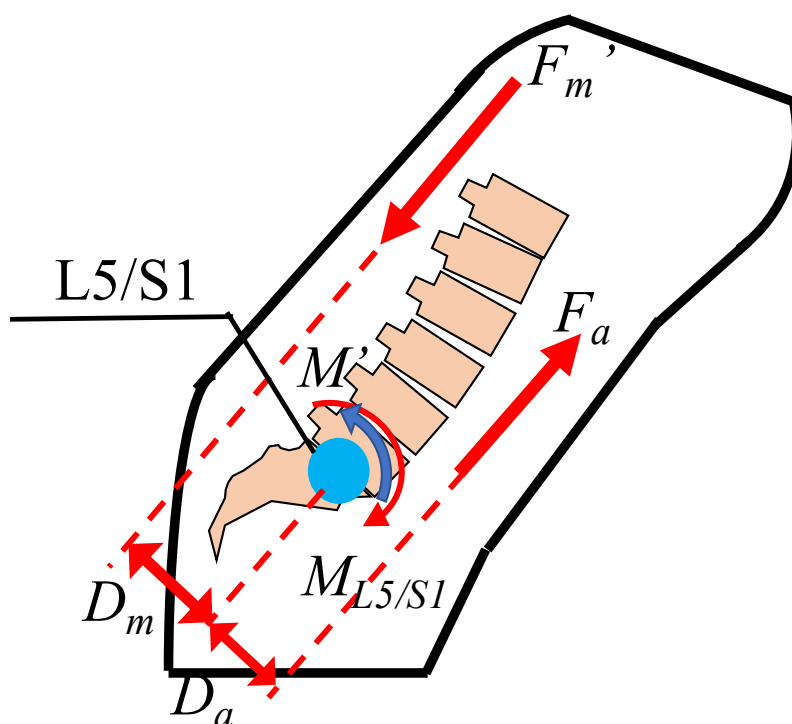


Fig.4.3 Balancing moments of L5/S1 joint when assisting

Table4.2 Diameter defined by JIS

Diameter[mm]
3.2
3.5
4.0
4.5
5.0

4.2 実験協力者のアシストスーツの設計結果

実験協力者5名に対してアシストスーツの設計を行い、硬鋼線の選定をする。実験協力者の身体情報とアシスト前の脊柱起立筋力 F_m [N], %MVC_b [%], 選定した硬鋼線の上半身部長さ L [mm], 下半身部長さ L' [mm], JIS で定められた直径から選定した上半身部直径 d [mm], 下半身部直径 d' [mm], アシストモーメント M' [Nm], アシスト後の脊柱起立筋力 F_m' [N], %MVC_a [%] を Table4.3 に示す。それぞれの実験協力者に対して硬鋼線の

選定を行ない、アシスト力を設定することでアシスト後の $\%MVC_a$ を30%以下とすることができた。AとDを比較するとアシスト前の $\%MVC_b$ は同程度の数値を取ったが、アシストモーメント M' はAの方が大きくなった。これは体格差による作業姿勢時の筋発揮力がAの方が大きいためであると考えられる。また、AとBを比較すると同一直径を使用しているが、アシストモーメント M' はBが大きくなっている。AとBは身長がBの方が低く、アシストスーツの全長も短い。(4.11)式から、同一直径を使用した場合、長さが短くなると加重 P もより大きくなることが分かる。そのため、同一直径であってもアシスト力に違いが出たと考えられる。

Table4.3 Design results

	Height[m]	Weight[kg]	F_m [N]	F_x [N]	$\%MVC_b$ [%]
A	183	80	2762	6296	43.9
B	171	76	2478	5165	47.9
C	168	66	2140	5229	40.9
D	173	58	1949	4520	43.1
E	160	53	1664	4477	37.1

	L [mm]	L' [mm]	d [mm]	d' [mm]	M' [Nm]	F_m' [N]	$\%MVC_a$ [%]
A	460	370	4.5	4.0	60.9	1731	27.5
B	430	350	4.5	4.0	64.8	1355	26.2
C	420	340	4.0	3.5	40.3	1435	27.4
D	440	350	4.0	3.5	38.8	1263	27.9
E	400	320	3.5	3.2	27.0	1180	26.3

第5章

アシストスーツの種類分け

第3章、第4章において使用者の体格に適応可能な設計を行ってきたが、実際の現場ではひとつの装置を複数人で共有することが考えられる。しかし使用者の体格によって要求されるアシスト力は異なる。そこで本章では使用者の体格範囲を指定し、これまで行ってきた設計を利用して筋発揮が30%以下となるアシストスーツを数種類に指定する。

5.1 使用者の体格範囲について

アシストスーツの設計において使用者の体格情報として身長、体重、背筋力の数値より個々のアシストスーツを選定することができる。しかし、実際の現場ではひとつの装置を複数人で共有することが考えられる。また使用者の体格によって要求されるアシスト力は異なる。そこでアシスト対象となる体格範囲を決定し、数種類のアシストスーツを使用することで指定した体格範囲の筋発揮が全て30%以下となることを目指す。アシストの体格範囲は身長、体重、背筋力それぞれに関して分布調査を行い、それぞれの95%信頼区間内の範囲とする。

5.1.1 身長による設定

日本人の身長分布情報として厚生労働省「令和元年国民健康・栄養調査報告」の身体状況調査の結果を利用する^[23]。この調査では日本人の年齢別人口割合に合わせた人数割合となっている。本研究では日本人成人男性20-59歳の平均値とその標準偏差を使用する。平均値と標準偏差はそれぞれ171.0cm, 5.87cmであった。一般に身長の分布は正規分布に一致すると言われており、正規分布の95%信頼区間内の身長をアシストスーツの体格範囲とする。Fig.5.1に身長の正規分布グラフを示す。この時、正規分布による95%

信頼区間は 159.2cm から 182.7cm となった.

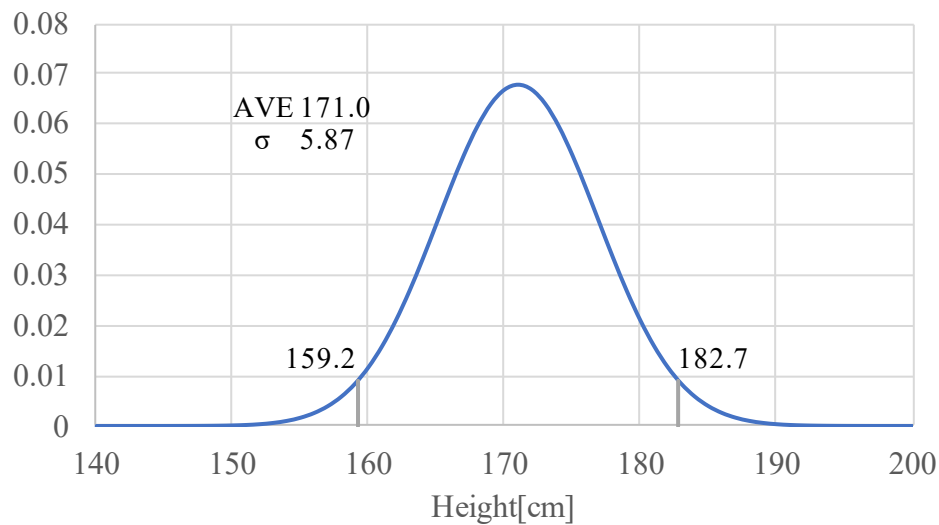


Fig.5.1 Normal distribution of height

5.1.2 体重による設定

次に体重による設定を行う。体重は身長と相関があり、異なる身長の使用者に対して一律の体重範囲を決定することは難しい。そこで、本研究での体重範囲決定には BMI を使用する。BMI は体重[kg]を身長[m]の 2 乗で除したもので、22 を標準体型としている。また、18.5 未満を痩せ型、25 以上を肥満型としている。特に BMI が 25 を越すと生活習慣病のリスクが 2 倍になると言われており、一般の健康基準にも使用されている。日本人の BMI 分布に関しても厚生労働省「令和元年国民健康・栄養調査報告」の身体状況調査の結果を利用する^[23]。日本人成人男性 20-59 歳の平均値とその標準偏差を使用する。平均値と標準偏差はそれぞれ 24.2, 3.84 であった。一般に体重の分布はガンマ分布に一致すると言われており、体重を身長²で除した BMI に関しても同様にガンマ分布に従うと考えられる。よって BMI によるガンマ分布を作成し、95%信頼区間においては下位 2.5%と上位 2.5%を除いた区間を体格範囲とする。Fig.5.2 に BMI のガンマ分布を示す。この時、ガンマ分布による 95%信頼区間は 17.5 から 32.3 となった。170cm と 180cm の使用者を例にすると、170cm では 50 から 93kg, 180cm では 56 から 105kg と身長により体重範囲が大きく異なることがわかる。そのため、BMI での体格範囲を決定したが、実際の体格範囲では使用者の身長によって体重を求め、体重による範囲で設定する。

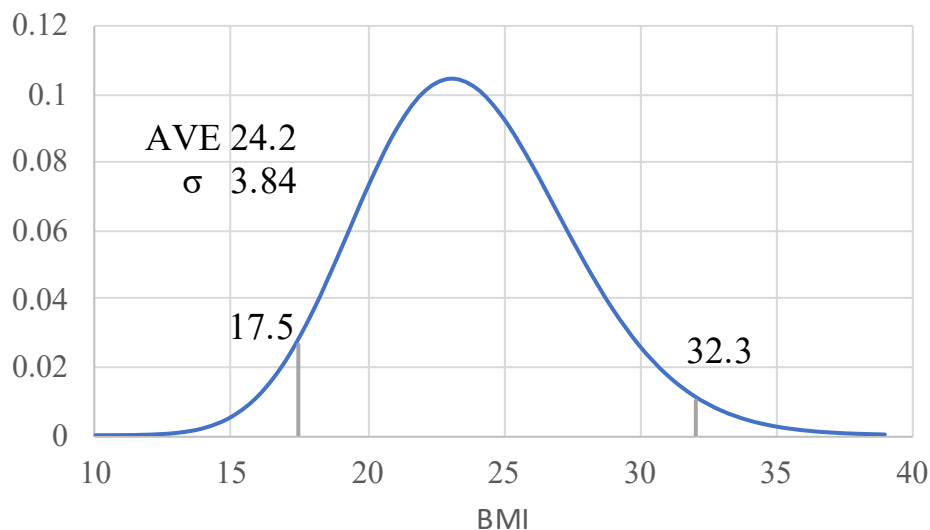


Fig.5.2 Gamma distribution of BMI

5.1.3 背筋力による設定

日本人の背筋力に関する分布調査を行なったが、公的期間による調査情報は見つからなかった。そこで、背筋力に関しては実験協力者による計測結果を用いて体格範囲を決定する。背筋力計測の実験協力者は20代男性30名とした。背筋力による体格範囲の決定として背筋力指数 H を用いる。一般に体重と身長が大きいほど背筋力も大きくなる傾向があるため背筋力[kg]を体重[kg]で除した背筋力指数 H による範囲指定を行うことで、体重差が関係しない基準となる。そして、背筋力指数 H の計測結果による正規分布を作成して95%信頼区間内を体格範囲とする。身長、体重、背筋力計の計測値 m_x [kg]、背筋力指数 H を Table5.1 に、背筋力指数による正規分布とヒストグラムを Fig.5.3 に示す。背筋力指数の平均値は1.62、標準偏差は0.20であった。正規分布による95%信頼区間は1.2から2.0となった。1.5台の結果が少ないことや1.9台となった実験協力者が存在しないなど、実験協力者が30名であることからヒストグラムと正規分布が一致しない部分も存在するが、実験協力者を今後増やすことで解消していく。また、体重と背筋力の相関関係を Fig.5.4、身長と背筋力の相関関係を Fig.5.5 に示す。身長、体重共に強い相関があることが分かり、異なる体格の使用者に対して一律の背筋力範囲で設定することは不適切であることが判明した。よって背筋力の体格範囲に関しては背筋力指数

Hを用いる.

Table5.1 Back muscle measurement result

Height[cm]	Weight[kg]	m_x [kg]	H	Height[cm]	Weight[kg]	m_x [kg]	H
183	80	134	1.68	169	75	90	1.20
171	76	105	1.38	170	63	88	1.40
168	66	114	1.73	165	65	80	1.23
173	58	90	1.55	175	62	101	1.63
160	53	100	1.89	167	80	112	1.40
190	100	200	2.00	167	65	93	1.43
173	68	88	1.29	178	65	120	1.85
167	71	114	1.61	176	64	103	1.61
165	63	118	1.87	167	54	89	1.65
167	63	88	1.40	171	58	95	1.64
188	84	139	1.65	170	65	115	1.77
195	90	156	1.73	163	53	86	1.62
171	58	99	1.71	182	70	115	1.64
164	53	99	1.87	167	66	97	1.47
178	70	123	1.76	170	56	103	1.84

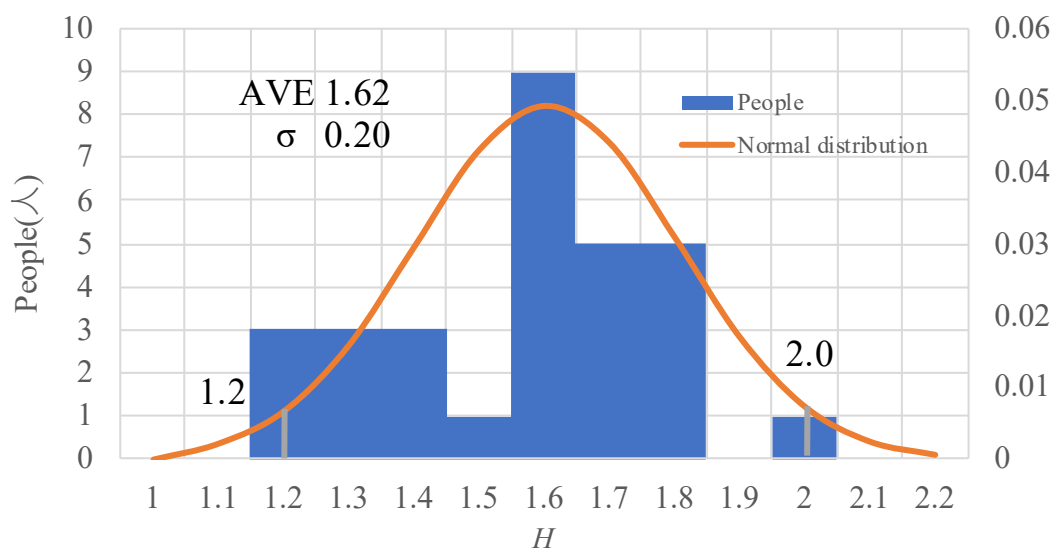


Fig.5.3 Histogram and normal distribution of back muscle index

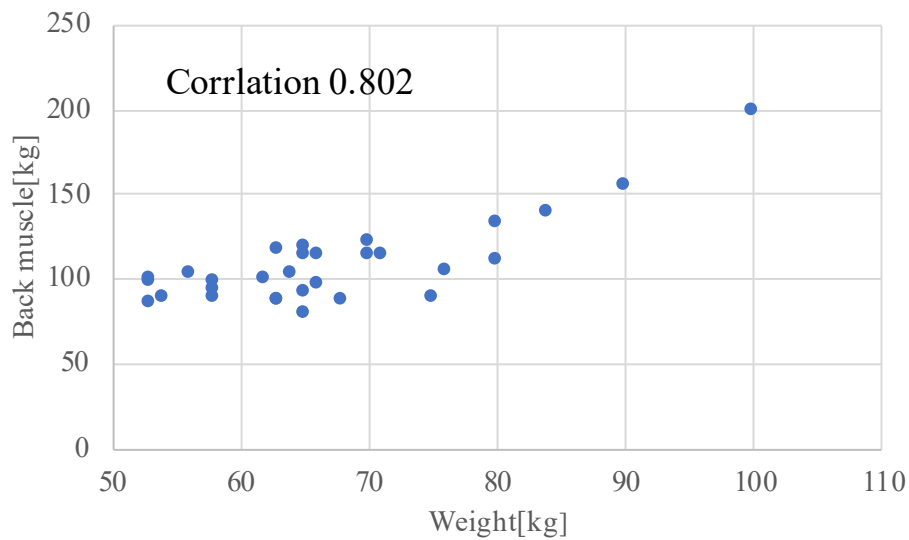


Fig.5.4 Correlation between body weight and back muscle

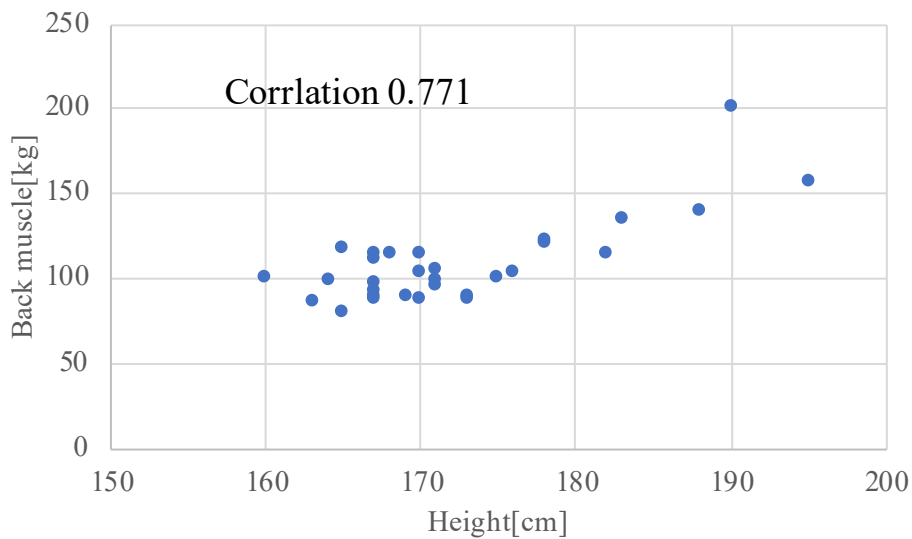


Fig.5.5 Correlation between height and back muscle

5.1.4 身長, BMI, 背筋力による体格範囲の設定

5.1.1 節から 5.1.3 節で体格範囲の決定について行なってきた。現在の体格範囲はそれぞれの 95%信頼区間で設定したが, それぞれの数値について四捨五入して正式な体格範囲とする。それぞれ四捨五入した体格範囲について Table5.2 に示す。

Table5.2 Body size range

Height[cm]	160-183
BMI	18-32
Back muscle index H	1.2-2.0

表作成については、それぞれの身長を固定した状態で体重と背筋力の範囲を設定し、その体重と背筋力を発揮した時の最大脊柱起立筋力と%MVC について表作成を行う。身長は 5cm 刻み、体重は 5kg 刻み、背筋力は 10kg 刻みとする。なお、身長の上限は 183cm となっているが表作成については上限 185cm で作成する。身長 160cm 時の作業姿勢時の脊柱起立筋力 F_m [N]、背筋力計測による最大脊柱起立筋筋力 F_x [N]、作業姿勢時の%MVC[%]をそれぞれ Table5.3, Table5.4, Table5.5 に示す。165cm については Table5.6 から Table5.8, 170cm については Table5.9 から Table5.11, 175cm については Table5.12 から Table5.14, 180cm については Table5.15 から Table5.17, 185cm については Table5.18 から Table5.20 に示す。作業姿勢時の脊柱起立筋力 F_m [N]は背筋力によらず体重で変化する。同じ体重、背筋力であっても身長が大きくなるにつれて最大脊柱起立筋力も大きくなるのが分かる。これは身長によるモーメントアームの違いが要因だと考えられる。また、それぞれの身長において体重と背筋力の数値変動による%MVC の変動は似た数値での変動が見られた。

Table5.3 Erector spinae muscle F_m [N] during working posture at 160cm

Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]
45	1427	65	2017
50	1576	70	2160
55	1725	75	2304
60	1872	80	2445

Table5.4 Max erector spinae muscle F_x [N] at160cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	45	50	55	60	65	70	75	80
50	2750	-	-	-	-	-	-	-
60	3097	3170	-	-	-	-	-	-
70	3432	3503	3574	3643	-	-	-	-
80	3757	3826	3894	3961	4028	4095	-	-
90	4071	4138	4203	4269	4333	4393	4462	-
100	-	4439	4503	4566	4628	4690	4752	4813
110	-	-	4792	4853	4913	4973	5033	5092
120	-	-	-	5130	5188	5246	5303	5360
130	-	-	-	-	5453	5509	5564	5619
140	-	-	-	-	-	5762	5815	5868
150	-	-	-	-	-	-	6057	6107
160	-	-	-	-	-	-	-	6337

Table5.5 %MVC[%] during working posture at160cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	45	50	55	60	65	70	75	80
50	51.9		-	-	-	-	-	-
60	46.1	49.7	-	-	-	-	-	-
70	41.6	45.0	48.3	51.4	-	-	-	-
80	38.0	41.2	44.3	47.3	50.1	52.7	-	-
90	35.1	38.1	41.0	43.9	46.5	49.1	51.6	-
100	-	35.5	38.3	41.0	43.6	46.1	48.5	50.8
110	-	-	36.0	38.6	41.1	43.4	45.8	48
120	-	-	-	37.0	39.2	41.2	43.4	45.6
130	-	-	-	-	37.5	39.2	41.4	43.5
140	-	-	-	-	-	37.5	39.6	41.7
150	-	-	-	-	-	-	38.0	40.0
160	-	-	-	-	-	-	-	38.6

Table5.6 Erector spinae muscle F_m [N] during working posture at165cm

Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]
50	1623	70	2224
55	1776	75	2370
60	1927	80	2515
65	2076	85	2659

Table5.7 Max erector spinae muscle F_x [N] at165cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	50	55	60	65	70	75	80	85
60	3256	-	-	-	-	-	-	-
70	3597	3668	3740	-	-	-	-	-
80	3926	3995	4064	4132	4200	-	-	-
90	4244	4311	4377	4443	4509	4574	-	-
100	4551	4616	4680	4743	4807	4869	4931	4993
110	-	4909	4971	5033	5094	5154	5214	5273
120	-	-	5252	5312	5370	5428	5486	5543
130	-	-	-	5580	5636	5692	5748	5803
140	-	-	-	-	5892	5946	5999	6052
150	-	-	-	-	-	6190	6241	6292
160	-	-	-	-	-	-	6473	6521
170	-	-	-	-	-	-	-	6741

Table5.8 %MVC[%] during working posture at165cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	50	55	60	65	70	75	80	85
60	49.8	-	-	-	-	-	-	-
70	45.1	48.4	51.5	-	-	-	-	-
80	41.3	44.5	47.4	50.2	53	-	-	-
90	38.2	41.2	44.0	46.7	49.3	51.8	-	-
100	35.7	38.5	41.2	43.8	46.3	48.7	51.0	53.3
110	-	36.2	38.8	41.2	43.7	46.0	48.2	50.4
120	-	-	36.7	39.1	41.4	43.7	45.8	48.0
130	-	-	-	37.2	39.5	41.6	43.8	45.8
140	-	-	-	-	37.7	39.9	41.9	43.9
150	-	-	-	-	-	38.3	40.3	42.3
160	-	-	-	-	-	-	38.9	40.8
170	-	-	-	-	-	-	-	39.4

Table5.9 Erector spinae muscle F_m [N] during working posture at170cm

Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]
55	1826	75	2436
60	1981	80	2585
65	2134	85	2732
70	2286	90	2877

Table5.10 Max erector spinae muscle F_x [N] at170cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	55	60	65	70	75	80	85	90
70	3752	3835	-	-	-	-	-	-
80	4096	4166	4235	4304	-	-	-	-
90	4417	4485	4552	4618	4684	-	-	-
100	4727	4792	4857	4921	4985	5048	5110	-
110	5026	5088	5151	5212	5274	5334	5395	5454
120	-	5373	5433	5493	5551	5610	5668	5725
130	-	-	5705	5762	5818	5874	5930	5985
140	-	-	-	6020	6075	6128	6182	6234
150	-	-	-	-	6320	6372	6423	6473
160	-	-	-	-	-	6605	6653	6702
170	-	-	-	-	-	-	6874	6920
180	-	-	-	-	-	-	-	7127

Table5.11 %MVC[%] during working posture at170cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	55	60	65	70	75	80	85	90
70	48.7	51.7	-	-	-	-	-	-
80	44.6	47.6	50.4	53.1	-	-	-	-
90	41.3	44.2	46.9	49.5	52.0	-	-	-
100	38.6	41.3	43.9	46.5	48.9	51.2	53.5	-
110	36.3	38.9	41.4	43.9	46.2	48.5	50.6	52.8
120	-	36.9	39.3	41.6	43.9	46.1	48.2	50.3
130	-	-	37.4	39.7	41.9	44.0	46.1	48.1
140	-	-	-	38.0	40.1	42.2	44.2	46.2
150	-	-	-	-	38.5	40.6	42.5	44.4
160	-	-	-	-	-	39.1	41.1	42.9
170	-	-	-	-	-	-	39.7	41.6
180	-	-	-	-	-	-	-	40.4

Table5.12 Erector spinae muscle F_m [N] during working posture at175cm

Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]
55	1876	75	2502	90	2954
60	2035	80	2654	95	3101
65	2193	85	2805	100	3247
70	2348				

Table5.13 Max erector spinae muscle F_x [N] at175cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100
70	3855	3929	-	-	-	-	-	-	-	-
80	4195	4266	4337	4407	-	-	-	-	-	-
90	4522	4591	4659	4727	4794	-	-	-	-	-
100	4837	4903	4969	5034	5098	5162	5226	-	-	-
110	5140	5203	5267	5329	5391	5453	5514	5574	5634	-
120	-	5492	5553	5613	5672	5731	5790	5848	5905	5962
130	-	-	5827	5885	5942	5999	6055	6110	6165	6220
140	-	-	-	6146	6200	6255	6319	6361	6414	6466
150	-	-	-	-	6448	6499	6551	6601	6652	6701
160	-	-	-	-	-	6733	6782	6830	6878	6926
170	-	-	-	-	-	-	7002	7048	7094	7139
180	-	-	-	-	-	-	-	7256	7299	7342
190	-	-	-	-	-	-	-	-	7493	7534
200	-	-	-	-	-	-	-	-	-	7715

Table5.14 %MVC[%] during working posture at175cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100
70	48.7	51.8	-	-	-	-	-	-	-	-
80	44.7	47.7	50.6	53.3	-	-	-	-	-	-
90	41.5	44.3	47.1	49.7	52.2	-	-	-	-	-
100	38.8	41.5	44.1	46.6	49.1	51.4	53.7	-	-	-
110	36.5	39.1	41.6	44.1	46.4	48.7	50.9	53.0	55.0	-
120	-	37.1	39.5	41.8	44.1	46.3	48.4	50.5	52.5	54.5
130	-	-	37.6	39.9	42.1	44.2	46.3	48.3	50.3	52.2
140	-	-	-	38.2	40.4	42.4	44.4	46.4	48.3	50.2
150	-	-	-	-	38.8	40.8	42.8	44.8	46.6	48.5
160	-	-	-	-	-	39.4	41.4	43.3	45.1	46.9
170	-	-	-	-	-	-	40.1	41.9	43.7	45.5
180	-	-	-	-	-	-	-	40.7	42.5	44.2
190	-	-	-	-	-	-	-	-	41.4	43.1
200	-	-	-	-	-	-	-	-	-	42.1

Table5.15 Erector spinae muscle F_m [N] during working posture at180cm

Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]
60	2090	80	2723	95	3181
65	2251	85	2877	100	3330
70	2410	90	3030	105	3477
75	2568				

Table5.16 Max erector spinae muscle F_x [N] at180cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	60	65	70	75	80	85	90	95	100	105
70	4023	-	-	-	-	-	-	-	-	-
80	4366	4438	4509	-	-	-	-	-	-	-
90	4695	4705	4833	4902	-	-	-	-	-	-
100	5012	5079	5145	5210	5275	5340	-	-	-	-
110	5317	5381	5444	5507	5569	5631	5692	5752	-	-
120	5609	5670	5731	5791	5851	5910	5968	6026	6083	-
130	-	5948	6006	6063	6120	6177	6233	6288	6343	6397
140	-	-	6269	6324	6378	6432	6485	6538	6590	6642
150	-	-	-	6572	6624	6675	6726	6776	6826	6876
160	-	-	-	-	6858	6907	6955	7003	7051	7097
170	-	-	-	-	-	7127	7173	7219	7264	7308
180	-	-	-	-	-	-	7380	7423	7465	7507
190	-	-	-	-	-	-	-	7616	7656	7695
200	-	-	-	-	-	-	-	-	7835	7873
210	-	-	-	-	-	-	-	-	-	8039

Table5.17 %MVC[%] during working posture at180cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	60	65	70	75	80	85	90	95	100	105
70	52.0	-	-	-	-	-	-	-	-	-
80	47.9	50.7	53.4	-	-	-	-	-	-	-
90	44.5	47.8	49.9	52.4	-	-	-	-	-	-
100	41.7	44.3	46.8	49.3	51.6	53.9	-	-	-	-
110	39.3	41.8	44.3	46.6	48.9	51.1	53.2	55.3	-	-
120	37.3	39.7	42.1	44.3	46.5	48.7	50.8	52.8	54.7	-
130	-	37.8	40.1	42.4	44.5	46.6	48.6	50.6	52.5	54.4
140	-	-	38.4	40.6	42.7	44.7	46.7	48.7	50.5	52.3
150	-	-	-	39.1	41.1	43.1	45.0	46.9	48.8	50.6
160	-	-	-	-	39.7	41.7	43.6	45.4	47.2	49.0
170	-	-	-	-	-	40.4	42.2	44.1	45.8	47.6
180	-	-	-	-	-	-	41.1	42.9	44.6	46.3
190	-	-	-	-	-	-	-	41.8	43.5	45.2
200	-	-	-	-	-	-	-	-	42.5	44.2
210	-	-	-	-	-	-	-	-	-	43.3

Table5.18 Erector spinae muscle F_m [N] during working posture at185cm

Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]	Weight[kg]	F_m [N]
65	2308	85	2950	100	3412
70	2471	90	3106	105	3562
75	2633	95	3260	110	3711
80	2792				

Table5.19 Max erector spinae muscle F_x [N] at185cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	65	70	75	80	85	90	95	100	105	110
80	4537	4610	-	-	-	-	-	-	-	-
90	4869	4939	5008	-	-	-	-	--	-	-
100	5188	5225	5321	5386	5451	-	-	-	-	-
110	5493	5557	5621	5684	5746	5807	5869	-	-	-
120	5786	5847	5908	5968	6027	6085	6145	6202	-	-
130	6066	6124	6182	6239	6296	6362	6408	6463	6518	6572
140	-	6389	6444	6499	6553	6606	6659	6712	6764	6815
150	-	-	6693	6745	6797	6848	6898	6948	6997	7046
160	-	-	-	6980	7029	7077	7125	7172	7219	7265
170	-	-	-	-	7249	7295	7340	7384	7429	7472
180	-	-	-	-	-	7500	7543	7585	7626	7667
190	-	-	-	-	-	-	7734	7773	7812	7851
200	-	-	-	-	-	-	-	7950	7987	8023
210	-	-	-	-	-	-	-	-	8150	8183
220	-	-	-	-	-	-	-	-	-	8332

Table5.20 %MVC[%] during working posture at185cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	65	70	75	80	85	90	95	100	105	110
80	50.9	53.6	-	-	-	-	-	-	-	-
90	47.4	50.0	52.6	-	-	-	-	-	-	-
100	44.5	47.3	49.5	51.8	54.1	-	-	-	-	-
110	42.0	44.5	46.8	49.1	51.3	53.5	55.5	-	-	-
120	39.9	42.3	44.6	46.8	48.9	51.0	53.1	55.0	-	-
130	38	40.3	42.6	44.8	46.9	48.8	50.9	52.8	54.6	56.5
140	-	38.7	40.9	43.0	45.0	47.0	49.0	50.8	52.7	54.5
150	-	-	39.3	41.4	43.4	45.4	47.3	49.1	50.9	52.7
160	-	-	-	39.1	41.1	43.1	45	46.9	48.8	50.6
170	-	-	-	-	39.7	41.7	43.6	45.4	47.2	49
180	-	-	-	-	-	40.4	42.2	44.1	45.8	47.6
190	-	-	-	-	-	-	41.1	42.9	44.6	46.3
200	-	-	-	-	-	-	-	41.8	43.5	45.2
210	-	-	-	-	-	-	-	-	42.5	44.2
220	-	-	-	-	-	-	-	-	-	43.3

5.2 アシストスーツの種類分けと設定結果

前節ではアシストスーツの使用体格範囲の決定と、その時の%MVCについて求めた。本節ではアシストスーツを数種類使用して、全ての体格範囲で%MVCが30%以下となるように設定する。そして設定したアシストスーツを使用した時の%MVCの結果の表を作成する。

まず、硬鋼線の直径について選定を行う。Table4.3では使用者個人に適した直径を選択した結果、上半身部と下半身部で直径を変更しているが、同一直径である方が実際に製作するには容易と考えられるので上半身と下半身の直径は同じものを使用する。使用直径はTable4.3では3.2mm, 3.5mm, 4.0mm, 4.5mmの4種類であったが、種類分けしたアシストスーツの直径として3.5mm, 4.0mm, 4.5mm, 5.0mmの4種類を使用する。下限の直径を3.5mmに設定した根拠として、3.2mmを唯一使用する実験協力者Eの身長、体重は160cm, 53kgであり実際の需要は多くないことが伺える。そして、3.2mmのアシスト力よりも3.5mmのアシスト力の方が大きくなるため多くの体格に適応可能であるため、下限の直径は3.5mmとした。また、上限の直径を5.0mmとしたのは、実験協力者Aよりも大きな体格を持つ使用者もアシストの体格範囲に入っていることから4.5mmのアシスト力よりも大きい力が必要であることが考えられるので上限を5.0mmとする。

次に長さの設定について行う。それぞれの直径に対して一種類の長さとすることで製作するアシストスーツの種類を少なくする。長さの決定方法として、ある直径を使用した時にアシスト可能な身長が最も大きくなる長さとする。身長が異なると硬鋼線の長さも異なるが、今回指定した体格範囲において最も低い160cmでは全長730mm, 185cmでは全長850mmと硬鋼線は最大120mm長さが異なる。しかし、背部と脚部の取り付け器具位置をそれぞれの身長に適した長さで調整が可能であるため、アシスト力の調整が可能となる。また、硬鋼線が身長に対し長くなる場合もあり、半身部は首の根本程度、下半身部は膝裏程度まで伸びることが予想されるがそれぞれ作業の支障が起こる可能性は低い。そのため、ある直径を使用した時にアシスト可能な身長が最も大きくなる長さとする。そして使用者の身長に適した取り付け位置で使用することで目標アシスト力の発揮が可能となる。

以上より、種類分けしたアシストスーツの直径とその時の長さをTable5.21,それぞれの身長に対する取り付け位置をTable5.22に示す。そしてそのアシストスーツ使用后

の%MVCをそれぞれの身長に対して Table5.23 から Table5.28 に示す。なお、Table5.23 から Table5.28 において色分けしたものはそれぞれ同じアシストスーツを使用しており、青 3.5mm, 茶 4.0mm, マゼンタ 4.5mm, 灰 5.0mm の直径を使用している。4種類の直径を用いたアシストスーツを使用することで設定した体格範囲全てで%MVCが30%以下となることが確認できた。

Table5.21 Assist suit diameter and length

Diameter[mm]	Length of upper body[mm]	Length of lower body[mm]
3.5	450	380
4.0	460	390
4.5	460	390
5.0	460	390

Table5.22 Assist position

Height[mm]	Length of upper body[mm]	Length of lower body[mm]
160	400	330
165	410	350
170	430	360
175	440	370
180	450	380
185	460	390

Table5.23 After assist %MVC[%] during working posture at160cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	45	50	55	60	65	70	75	80
50	17.7	-	-	-	-	-	-	-
60	27.7	20.4	-	-	-	-	-	-
70	25.0	28.9	22.5	26.4	-	-	-	-
80	22.9	26.5	20.7	24.3	27.7	19.0	-	-
90	21.1	24.5	27.8	22.5	25.8	28.8	21.0	-
100	-	22.8	26.0	28.9	24.1	27.0	29.9	22.7
110	-	-	24.4	27.2	22.7	25.5	28.2	21.4
120	-	-	-	25.8	28.4	24.2	26.8	29.3
130	-	-	-	-	27.0	29.5	25.5	28.0
140	-	-	-	-	-	28.2	24.4	26.8
150	-	-	-	-	-	-	29.2	25.7
160	-	-	-	-	-	-	-	24.8

Table5.24 After assist %MVC[%] during working posture at165cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	50	55	60	65	70	75	80	85
60	21.4	-	-	-	-	-	-	-
70	19.3	23.4	27.3	-	-	-	-	-
80	27.7	21.5	25.1	28.5	20.3	-	-	-
90	25.6	28.9	23.3	26.5	29.6	22.1	-	-
100	23.9	27	21.8	24.9	27.8	20.7	23.7	26.6
110	-	25.4	28.2	23.4	26.2	28.9	22.4	25.1
120	-	-	26.7	29.3	24.9	27.5	21.3	23.9
130	-	-	-	27.9	23.7	26.2	28.6	22.9
140	-	-	-	-	29.0	25.1	27.4	29.7
150	-	-	-	-	-	24.1	26.4	28.6
160	-	-	-	-	-	-	25.4	27.6
170	-	-	-	-	-	-	-	26.7

Table5.25 After assist %MVC[%] during working posture at170cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	55	60	65	70	75	80	85	90
70	24.3	28.7	-	-	-	-	-	-
80	22.3	26.4	29.3	21.3	-	-	-	-
90	28.8	24.5	27.3	19.9	23.1	-	-	-
100	27	29.9	25.6	28.5	21.7	24.7	27.5	-
110	25.3	28.2	24.1	26.9	29.6	23.3	26.1	28.7
120	-	26.7	29.3	25.5	28.1	22.2	24.8	27.4
130	-	-	27.9	24.3	26.8	29.3	23.7	26.2
140	-	-	-	29.1	25.7	28.1	22.8	25.1
150	-	-	-	-	24.7	27	29.2	24.2
160	-	-	-	-	-	26	28.2	23.4
170	-	-	-	-	-	-	27.3	29.6
180	-	-	-	-	-	-	-	28.8

Table5.26 After assist %MVC[%] during working posture at175cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	55	60	65	70	75	80	85	90	95	100
70	25.1	28.9	-	-	-	-	-	-	-	-
80	23.0	26.6	18.8	22.4	-	-	-	-	-	-
90	29.3	24.7	28.0	20.9	24.1	-	-	-	-	-
100	27.4	23.1	26.2	29.2	22.7	25.6	28.5	-	-	-
110	25.8	28.7	24.7	27.5	21.4	24.2	27	29.6	20.2	-
120	-	27.1	29.8	26.2	28.8	23.1	25.7	28.2	19.3	21.9
130	-	-	28.4	24.9	27.5	29.9	24.6	27.0	29.4	21.0
140	-	-	-	29.5	26.3	28.7	23.5	25.9	28.3	20.2
150	-	-	-	-	25.3	27.6	29.8	25.0	27.2	29.4
160	-	-	-	-	-	26.6	28.8	24.2	26.3	28.5
170	-	-	-	-	-	-	27.9	23.4	25.5	27.6
180	-	-	-	-	-	-	-	29.1	24.8	26.8
190	-	-	-	-	-	-	-	-	24.2	26.2
200	-	-	-	-	-	-	-	-	-	25.5

Table5.27 After assist %MVC[%] during working posture at180cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	60	65	70	75	80	85	90	95	100	105
70	29.7	-	-	-	-	-	-	-	-	-
80	27.3	19.8	23.4	-	-	-	-	-	-	-
90	25.4	29.0	21.8	25.0	-	-	-	-	-	-
100	23.8	26.9	29.8	23.6	26.5	29.3	-	-	-	-
110	29.1	25.4	28.2	22.3	25.1	27.8	18.6	21.4	-	-
120	27.6	24.1	26.8	21.2	23.9	26.5	29.0	20.4	23	-
130	-	28.8	25.5	29.1	22.8	25.4	27.8	19.6	22.1	24.5
140	-	-	24.5	27.9	21.9	24.3	26.7	29.0	21.3	23.6
150	-	-	-	26.9	29.1	23.5	25.8	28	20.5	22.8
160	-	-	-	-	28.1	29.4	24.9	27.1	29.2	22.1
170	-	-	-	-	-	28.5	24.2	26.3	28.4	21.5
180	-	-	-	-	-	-	23.9	25.6	27.6	20.9
190	-	-	-	-	-	-	-	24.9	26.9	29.3
200	-	-	-	-	-	-	-	-	26.3	28.6
210	-	-	-	-	-	-	-	-	-	28.1

Table5.28 After assist %MVC[%] during working posture at185cm

Back muscle[kg] Weight[kg]	65	70	75	80	85	90	95	100	105	110
80	20.7	24.3	-	-	-	-	-	-	-	-
90	29.3	22.7	25.9	-	-	-	-	-	-	-
100	27.5	21.4	24.4	27.3	17.7	-	-	-	-	-
110	26.0	28.8	23.1	25.9	28.6	19.7	22.5	-	-	-
120	24.6	27.3	22.0	24.7	27.3	18.8	21.5	24.1	-	-
130	23.5	26.1	28.6	23.6	26.1	28.5	20.6	23.1	25.6	28
140	-	25	27.5	22.6	25.1	27.5	19.9	22.3	24.7	27
150	-	-	26.5	28.8	24.2	26.5	28.8	21.5	23.8	26.1
160	-	-	-	27.8	23.4	25.7	27.9	20.9	23.1	25.3
170	-	-	-	-	29.1	24.9	27.0	29.1	22.5	24.6
180	-	-	-	-	-	24.2	26.3	28.4	21.9	24.0
190	-	-	-	-	-	-	25.7	27.7	29.6	23.4
200	-	-	-	-	-	-	-	27.1	29.0	22.9
210	-	-	-	-	-	-	-	-	28.4	22.5
220	-	-	-	-	-	-	-	-	-	22.1

5.3 作業による曲げに対応した上半身部の長さ設定

身体の動きに伴い硬鋼線が曲がることでアシスト力を得るが、実際に曲げを行うと硬鋼線は直線ではなくたわみながら曲がる。それによりモーメントアームのズレが生じるため、たわみを考慮した長さ設定を行う。Fig.5.6 にたわむ時と直線で曲がった状況を示す。本研究では作業姿勢時に先端たわみ角が 60 度となり、上半身部長さを半径とした弧がたわむ時の硬鋼線長さと仮定する。直線で曲がる場合とたわむ場合で腰部の回転中心から先端部までのモーメントアームが等しくなる時、上半身部長さ L [mm] に対して、たわむ場合の上半身部長さ L_D [mm] は 1.05 倍となり、たわみを考慮するために上半身部長さは 1.05 倍する必要がある。Table5.29 にたわみを考慮したアシストスーツの結果を示す。以上より 4 種類のアシストスーツを使用することで指定した体格範囲で十分なアシスト力が得られることが確認された。

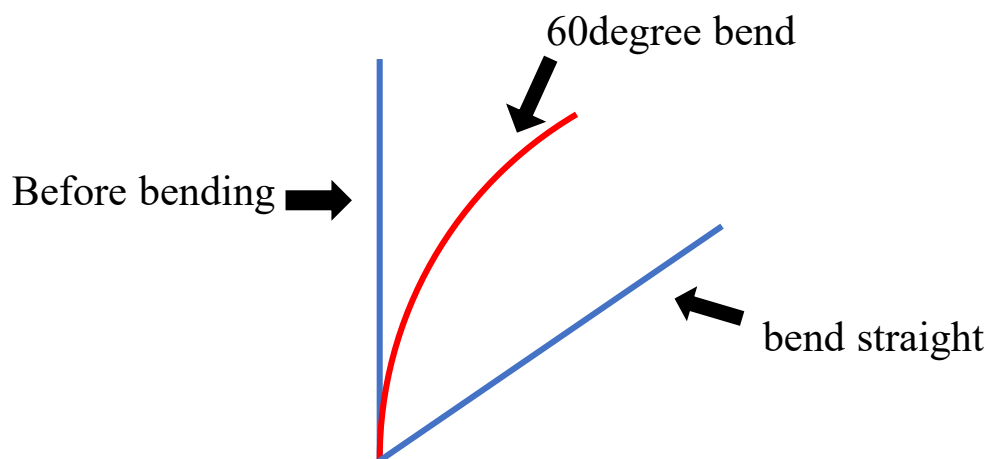


Fig.5.6 Comparison of bending

Table5.29 Assist suit diameter and length

Diameter[mm]	Length of upper body[mm]	Length of lower body[mm]
3.5	470	360
4.0	480	370
4.5	480	370
5.0	480	370

第6章

結論

6.1 まとめ

本研究では腰部の疲労低減を目的としたパッシブ型アシストスーツの設計を行なった。一般に流通するパッシブ型の弾性材としてゴムが使用されているが、本研究ではゴムよりもアシスト力が大きくなる硬鋼線を使用している。人間が意識的に発揮できる最大の力を最大随意収縮力(Maximal Voluntary Contraction : MVC)と称し、一般的に 30%以下の発揮力では疲労に至らないとされているため作業時の脊柱起立筋発揮力が 30%MVC 以下を目標アシスト力とする。硬鋼線の直径や長さの変更でアシスト力の調整が可能となり、使用者の様々な体格に対してアシストできる。しかし、実際の作業現場では一つの装置に対して複数の使用者が存在すると考えられるため、アシスト対象の体格範囲を設定し数種類のアシストスーツを用意することで使用者の体格に適したアシストスーツを選定する。

まず、人間リンクモデルを作成し作業姿勢時の負担評価を行う。リンクモデルによる負担評価は使用者の身長、体重と作業姿勢時の各関節角度の情報が必要である。作業姿勢は直立から前方に 60 度腰を曲げた状態とし、その際の脊柱起立筋力を求める。作業姿勢時の%MVC の導出には最大随意収縮力を求める必要があるため、背筋力を計測する際の姿勢のリンクモデルを作成し、背筋力計の結果から求めることで作業姿勢時の%MVC を導出する。次にアシスト力の計算方法はアシストスーツに用いる硬鋼線を腰部と脚部の 2 点で単純支持はりと仮定してアシスト力となるモーメントを求める。ただし、硬鋼線の直径は JIS で定められた直径、長さは身長による割合から選定する。以上より、使用者それぞれの体格に適する硬鋼線を選定することができる。そしてその結果から数種類のアシストスーツを設定しアシスト可能な体格範囲を求める。

体格範囲の設定方法として身長、BMI、背筋力指数を用いた。それぞれの要素におい

て正規分布の 95%信頼区間をアシスト対象とし、身長、BMI は日本人男性の統計結果を使用する。背筋力指数は背筋力を体重で除したものであり、20代男性 30名の計測結果による正規分布範囲を使用する。以上より体格範囲は、身長 160-185cm, BMI18-32, 背筋力指数 1.2-2.0 となった。そして硬鋼線の直径が 3.5mm, 4.0mm, 4.5mm, 5.0mm の 4種類のアシストスーツを選定した結果、アシスト体格範囲内の使用者の%MVC が 30% 以下となることが確認できた。

6.2 今後の課題

本稿ではアシストスーツの設計を行ってきたが、負担評価に関しては算出したものである。そこで実際の作業姿勢時の筋活動や装置を装着した時の筋活動低減を検証する必要がある。また、本研究では成人男性を使用者としているが女性や高齢者を対象としたアシストスーツの選定を行うことで広く普及できると考えている。

参考文献

- [1]厚生労働省,2019年国民生活基礎調査の概要
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa19/dl/04.pdf> (2023.1.7 参照)
- [2]内閣府令和4年度高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況第1章高齢化の状況
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2022/zenbun/pdf/1s1s_01.pdf (2023.1.7 参照)
- [3]CYBERDYNE HAL
<https://www.cyberdyne.jp> (2023.1.8 参照)
- [4]西尾 大祐, 前島 伸一郎, 大沢 愛子, 平野 恵健, 武田 浩二, 木川 浩二, 山海 嘉之, 「脳卒中片麻痺に対する両脚型ロボットスーツ HAL 福祉用装着の実際に関する一考察」, 日本義肢装具学会誌, Vol.28, No.1, pp.53-56, 2012
- [5]イノフェス マッスルスーツ
<https://innophys.jp/> (2023.1.8 参照)
- [6]H.F.Schulte, 「The Characteristics of McKibben Artificial Muscle」, The Application of External Power in Prosthetics and Orthotics, Academy of Sciences-National Research Council, pp.94-115, 1961
- [7]小林 宏, 「マッスルスーツ」, 日本ロボット学会誌, Vol38, No.2, pp.143-146, 2020
- [8]クボタ ラクベスト
https://agriculture.kubota.co.jp/product/kanren/assist_suit/index.html (2023.1.8 参照)
- [9]特許庁 平成30年度 特許出願技術同行調査-パワーアシストスーツ-
<https://www.mlit.go.jp/sogoseisaku/constplan/content/001358151.pdf> (2023.1.8 参照)
- [10]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
- [11]スマートサポート スマートスーツ
<https://smartsuit.org> (2023.1.12 参照)
- [12]Y.Imamura, T.Tanaka, et al., 「Motion-Based-Design of Elastic Material for Passive Assistive」, Journal of Robotics and Mechatronics, 2011, 23(6), pp.978-990, 2011
- [13]ダイヤ工業 ダーウィン ハコベルテ

<https://www.daiyak.co.jp/product/DARWINGHakobelude/index.html> (2023.1.12 参照)

[14]ラクエモン 楽衛門

<https://rakuemon.jp> (2023.1.12 参照)

[15]館 新太, 池浦良淳, 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

[16]LAEVO B.V. laevo exoskeletons

<https://laevo.jp> (2023.1.12 参照)

[17]David A. Winter, 「Biomechanics and Motor Control of Human Movement 4th edition」, JOHN WILEY&SONS,INC., pp.82-86, 2009

[18]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

[19]N.Yamazaki, 「Biomechanical Evaluation of Seat Comfort」, Biomechanism, 9, pp151-162, 1985

[20]C.K.Anderson, et al, 「A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities」, J.Biomechanics, Vol.18, No.8, pp.571-584, 1985

[21]武井機器工業 TAKEI 総合カタログ, pp.56

<https://www.takei-si.co.jp/pdf/katarogu2022.pdf> (2023.1.17 参照)

[22] 通商産業省工業技術院生命工学工業技術研究所, 「設計のための人体寸法データ集」, pp.177.178(1996)

[23]厚生労働省 令和元年国民健康・栄養調査報告 第2章身体状況調査の結果

<https://www.mhlw.go.jp/content/000711007.pdf> (2023.1.18 参照)

謝辞

本研究を進行するにあたり、三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 池浦良淳教授には学部四年から修士二年までの三年間という長い間、研究に関する有益なご助言を頂き、深く感謝致し、厚く御礼申し上げます。

また、大変お忙しい中本論文を査読して頂くとともに、多数のご教示、ご助言を賜りました三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 小竹茂夫教授に厚く御礼申し上げます。

また、三重大学大学院工学研究科機械工学専攻 早川聡一郎准教授には終始多大なる御指導、御鞭撻を親身になって行って頂き、深く感謝致し、厚く御礼申し上げます。

そして、実験装置の製作にあたり、親身な御協力、御尽力、アドバイスをくださった吉田俊一技官に厚く御礼申し上げます。

本研究を行うに際しまして、お忙しい中実験に協力して下さった本学学生諸氏、同研究室諸氏を始めとする実験協力者の方々には貴重な時間を割いて頂き、厚く御礼申し上げます。

そして、研究室生活を忘れることの出来ない充実したものにして頂いた栗村森平氏、井田海氏、岩塚武氏、位田陸氏、上野憲太郎氏、大深元輝氏、近藤魁氏には心より感謝の意を表します。

最後となりましたが、学部・修士での計6年もの間、より勉強をしたいという私の我儘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素晴らしい勉強・研究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。