

下肢補助機能と腰部保護機能を有する人工筋肉アシストスーツの開発

Development of an assist suit with a lumbar protection function and a lower limb assistive function using pneumatic rubber artificial muscles

○三土手志苑*, 虎岩悠太*, 戸森央貴*

○ Shion Mitode*, Yuta Toraiwa*, Hiroki Tomori*

*山形大学

*Yamagata University

キーワード：スマート農業 (smart agriculture), 内骨格アシストスーツ (endoskeletal assist suit), McKibben型人工筋肉 (McKibben-type artificial muscle), 腰部保護 (lumber protection), 腹腔内圧補助 (intra-abdominal pressure support)

連絡先：〒992-8510 山形県米沢市城南4-3-16 山形大学 工学部 機械システム工学科 戸森研究室
戸森央貴, Tel.: (0238)26-3217, E-mail: tomori@yz.yamagata-u.ac.jp

1. 緒言

現在、日本の農業分野において農業従事者の人口減少と高齢化が問題となっている。農林水産省の発表によれば、基幹的農業従事者は2015年から2024年までに64.3万人減少し、そのうち65歳以上が占める割合は77.4%から70.7%に上昇する見込みである¹⁾。これらの問題は年々深刻になっており、高齢の従事者の負担軽減や新規の農業従事者の確保のために農作業環境改善が求められている。実際に農業を営む従事者は、具体的に「膝」「腰」「腕」「背中」に負担を感じており²⁾、変形性関節症になる確率が高いという調査結果も報告されている³⁾。このような問題の解決策として近年、ロボット技術やICTを活用したスマート農業の推進が挙げられている^{4, 5, 6)}。現在の農作業環境では、所有農地面積や

新規就農者の施設園芸就農人口の現状から^{7, 8)}、大型の農業機械やロボットの導入は困難である。そのため身体に装着してサポートできるアシストスーツの方が適していると考えている。一方で田中ら²⁾によって、現行のアシストスーツが農業従事者を始めとしたユーザーに浸透していない現状が報告されている。さらに著者らも独自にヒアリングを行っており、Table 1にヒアリング結果をまとめた。また、アシストスーツのアクチュエータとして、ソフトアクチュエータの一種である空気圧ゴム人工筋肉に目を向いた。この人工筋肉は軽量かつ出力密度が高い特徴を有しており、摺動構造を持たないことから耐環境性が高い。高い柔軟性を有しており人体に対する形状適応性にも優れている。空気圧ゴム人工筋肉を使用したアシスト装具の開発は先行研究としてすでに複数行われている^{9, 10)}。こ

れらのように、空気圧ゴム人工筋肉を使用した補助装具の研究の多くは腰部や上肢の機械的な補助を目的としており、下肢の補助を目的とした補助装具についての研究は少ない。また、下肢の補助装具は外骨格型のものが主流であるため、コンパクトである内骨格型の開発例は少ない¹¹⁾。上記の条件を満たすアシストスーツとして、我々は膝と腰をサポートする内骨格型人工筋肉アシストスーツの開発を進めており、農作業中の姿勢維持や立ち上がり動作、荷物の持ち上げ動作の補助を目標にすることとした。

本稿では、試作機構の開発と力学モデルによる制御システムの導入、腰部保護機構の機能評価について述べる。評価試験の実施は山形大学工学部倫理審査委員会の倫理審査(R07-19)を受けており、被験者には試験開始前に試験内容など十分な説明を行い、試験参加の同意を得ている。

Table 1: 農業従事者からのアシストスーツに対する要望と不満. Requests and dissatisfaction regarding assist suits from agricultural workers who are users

アシストスーツに求める機能	A 体の動きに合う B 装着した状態でも車を運転できる C 腰、膝、肩の故障予防 D 電源 OFF 時に安全
アシストスーツの扱いについて	E 着脱が簡単 F 表面が柔らかい G 洗いやすい H 装着姿が恥ずかしくない I 収納が簡単 J 持ち運びが簡単

2. 空気圧ゴム人工筋肉

農業用アシストスーツを開発するにあたって、アクチュエータとして人工筋肉を採用した。

人工筋肉は生体に存在する筋肉を模したソフトアクチュエータであり、様々な電気で人工筋肉を動かす電気駆動高分子アクチュエータや¹²⁾、形状記憶合金を用いた人工筋肉アクチュエータ

等がある。私たちはそのなかでも McKibben 型空気圧ゴム人工筋肉を採用した。この人工筋肉は Fig. 1 のようにゴムチューブに編み込み繊維を被せ両端を固定することによって、収縮方向を制御するという性質を持っている。同じ空気圧ゴム人工筋肉であるワルシャワ型と比較と比較して収縮量は劣ってしまうが、径の膨張が小さく、比較的簡単に身体に直接張り巡らせることが可能であり、製作難易度も低い。我々はこの McKibben 型人工筋肉の編み込み繊維の全長を増やした状態遷移式空気圧ゴム人工筋肉(以下、MSPAM)を開発した。Fig. 2 のように圧縮空気を印加していないときは弾性力によってサポートし、圧縮空気を印加した際は空気によってアクティブに補助を行う。この人工筋肉は軽量で高出力であること、高いバックドライバビリティを備えていること、高い柔軟性や防水、防塵性能を有していること、機能を停止しても難なく動くことが出来ることなど多くの利点を持っている。

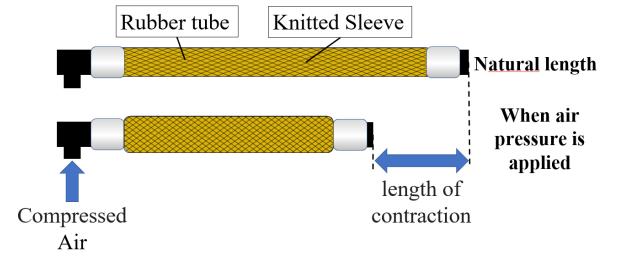


Fig. 1 McKibben 型人工筋肉の動作. Operation of McKibben type artificial muscle

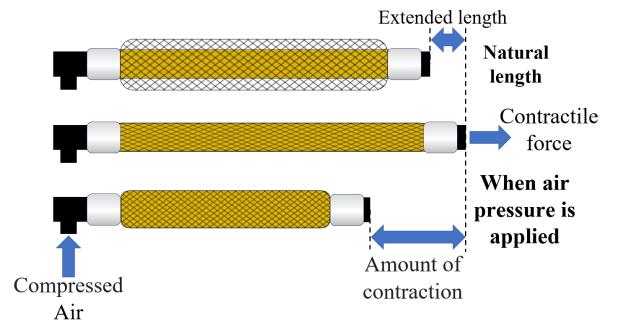


Fig. 2 状態遷移式 McKibben 型人工筋肉の動作. Operation of Mode-sift McKibben type artificial muscle

3. 内骨格型人工筋肉アシストスース

本装具は農作業として収穫物の運搬や低位置に実る作物や水平棚に対する作業を想定している。この農作業で行う立ち上がりや中腰の姿勢維持などを補助するために、腰椎の伸展補助と腹腔内圧の維持、下肢の立ち上がる動作の補助の3つのアプローチで装着者を補助することとした。これらのアプローチを行うために、人工筋肉を立ち上がりや中腰姿勢で働く筋肉の上に張り巡らせることで、対応する筋肉のアシストを行うというコンセプトで設計した。また、農業従事者の服装としてつなぎが多く着用されることを受けて、従事者の生活スタイルに極力合わせるために、つなぎを着るだけで補助ができるよう、つなぎと補助機構を一体化させた。

Fig. 3 に製作した試作機構の外観を示す。本アシストスーツはつなぎに取り付けられた下肢補助機構 (Fig. 3 下肢部), 背筋補助機構 (Fig. 3 胴体背部), 腹筋補助機構 (Fig. 3 胴体前部), 腰部保護機構 (Fig. 3 上肢胴体全周) で構成されている。特に下肢補助機構と腰部保護機構は1本の人工筋肉で複数の筋肉を模して設計しているため、軽量化と省アクチュエータ化を実現した。また、装具本体はきわめて投影面積が小さいため、トラックへの乗降が可能であり、農繁期の従事者の作業を妨害しない。

本アシストスーツは空圧駆動であるため、現状は外部のコンプレッサ、タンクに接続して作業を行う。

3.1 腰部保護機構

3.1.1 背筋補助機構

我々が想定している作業である中腰姿勢や荷物の持ち上げ動作で、腰椎の伸展を補助する必要がある。そこで、姿勢維持を担っている脊柱起立筋をモデルに背筋補助機構を設計した、各部部品の取り付け位置を表した構造図を Fig. 4

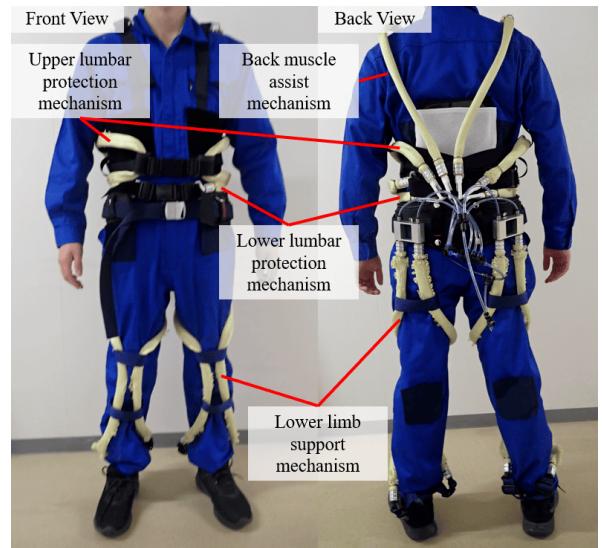


Fig. 3 アシストスーツの外観. Appearance of assist suit

に示す。次に本機構での人工筋肉配置と採用する人工筋肉を説明する。脊柱起立筋群は背面を広く覆っており、本機構では Fig.5 に示すように左右対称に各3本、計6本の人工筋肉を配置する。全ての人工筋肉は第5腰椎横突起を始点として、背面を通り身体前面に回り込むように配置される。Fig. 4 における A1, A2 は身体を起こす主機能を担当する。A1, A2 の経路長は姿勢変化による変化が少ないため、McKibben型人工筋肉を採用した。

B1, B2, C1, C2 は A1, A2 に比べ身体を起こす力は低いものの、脊柱起立筋群として補助的な役割を果たす。特筆すべき点として、B1 から C2 は身体前面に回り込み、腹筋群としての役割を果たす。それぞれの人工筋肉は、姿勢変化による経路長の変化を考慮し、B1, B2 に MSPAM, C1, C2 に McKibben 型人工筋肉をそれぞれ採用した。ここで、B1, B2 の MSPAM の長さは AIST 人体寸法データベース¹⁴⁾を参考に自然長 580mm, 伸長可能量 110mm とした。さらに、C1, C2 の McKibben 型人工筋肉は 200mm で設計した。

腰部保護機構に用いられた人工筋肉の全長と負荷、印加圧力の関係の特性を示したグラフを Fig. 5 に示す。この特性は人工筋肉を吊るし、人

工筋肉の下端に錐を取り付けてその全長を計測することで求められた。

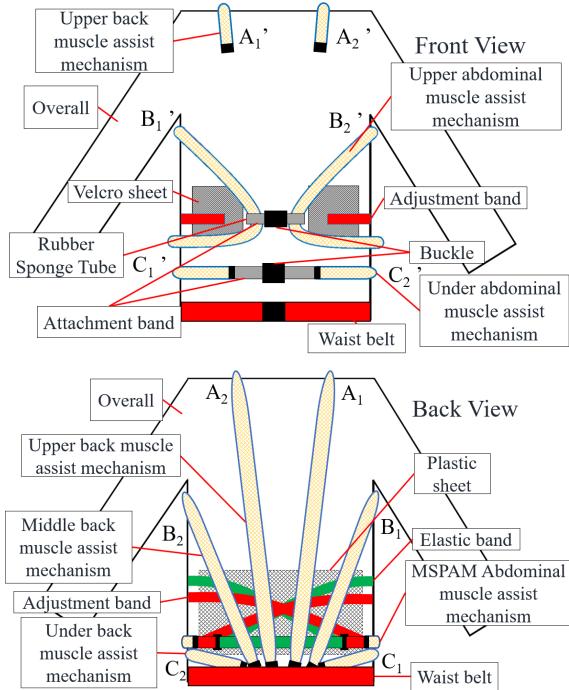
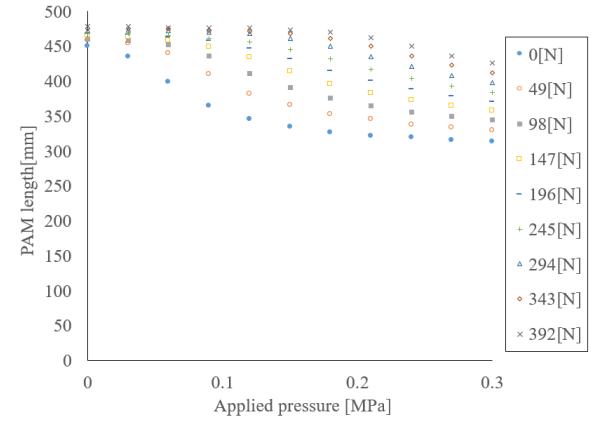


Fig. 4 アシストスーツの構造. Assist suit structure

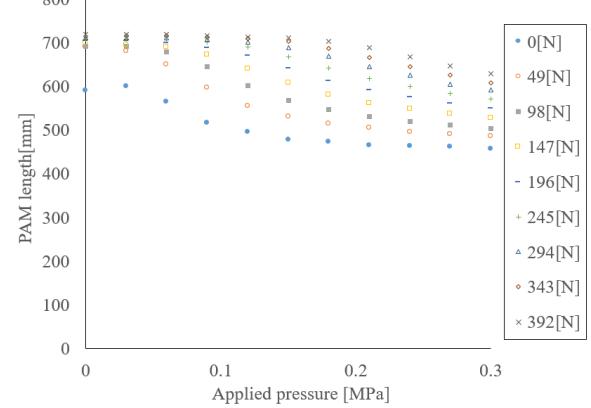
3.1.2 腹筋補助機構

下肢補助機構、背筋補助機構は人工筋肉の収縮力を身体の支持に利用することが目的である。一方、本項で説明する腹筋補助機構は腹部の圧迫による腹腔内圧 (IAP) の上昇を目的としている。腹腔内圧の上昇による腰椎の保護には市販のコルセットが効果的であるとされているものの、ほとんどの作業者は當時身体を圧迫されることを嫌い着用しない。実際、IAP を上昇させたまま業務を行った際、腹部コンパートメント症候群等の臓器不全発症リスクが上昇する上に、腹腔が固定されるため日常の腰椎の屈曲動作が阻害される¹⁵⁾。

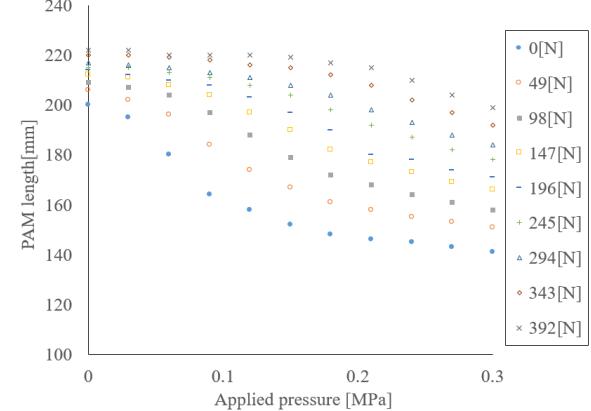
この問題を解決するために、要求時のみ腰椎保護が機能する可変サポーターを理想として、腰部保護機構を開発した構造図を Fig. 4 に示す。腹筋補助機構は主に腹腔を締め付け、背筋補助機構と協力して骨盤の前傾を防止する役割を持っている。本機構は 3.1.1 章で説明した背筋補助



(a) 上部補助機構の特性. Characteristics of the upper assistive mechanism



(b) 中部補助機構の特性. Characteristics of the middle assistive mechanism



(c) 下部補助機構の特性. Characteristics of the lower assistive mechanism

Fig. 5 腰部保護機構の全長と負荷、印加圧力の関係. Relationship between the overall length of the upper auxiliary mechanism, the load and applied pressure of the lumbar protection mechanism

機構の人工筋肉 B1, B2, C1, C2 を共有している。具体的には、身体前面に回り込んだ B1, B2 が腹部中央で折り返し、再び背面に回り込む。そして、同じく身体前面に回り込んだ C1, C2 は腹部中央でバックルにより連結される。

さらに、B1, B2 の端には Fig. 6 に示すように 2 種類のバンド（調整バンドと伸縮性ゴムバンド）が接続されている。調整バンドは connection part II から connection part I を通過して反対側の脇腹を通り、ベルクロシートにより固定される。伸縮性ゴムバンドは身体左側面から右の connection part II, 左の connection part II を経由し、身体右側面に固定される。着用者が調整バンドでバンド構造を身体に密着させ。さらに MSPAM を収縮させることで腹部の圧迫が実現する。加えて、背部とバンド構造の間には縦 20mm, 横 20mm, 厚さ 1mm のアクリル板と NBR 製ゴムスponジを設置しており、均等な圧迫を補助している。

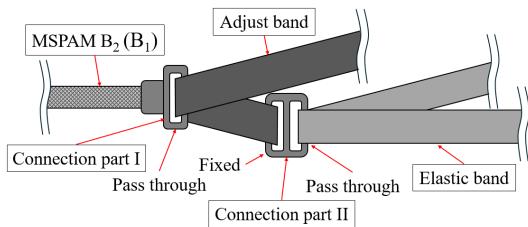


Fig. 6 腹腔内圧補助を助けるバンド機構。Band structure for supporting intra-abdominal pressure

3.2 下肢補助機構

立ち上がりや中腰の姿勢維持などを補助するため、下肢補助機構を開発した (Fig. 3 下肢部)。この筋構造は人工筋肉の収縮によって股関節と膝関節の伸展をサポートし、しゃがみ込んだ姿勢から立ち上がる動作を補助するものである。2 本 1 組、計 4 本の人工筋肉が腰部から踵まで臀部と膝部前面を通る様に配置され、スクワットや中腰姿勢で使用される大殿筋、大腿四頭筋、腓腹筋を補助する。

作成した MSPAM の全長と負荷、印加圧力の関係の特性を示したグラフを Fig. 7 に示す。

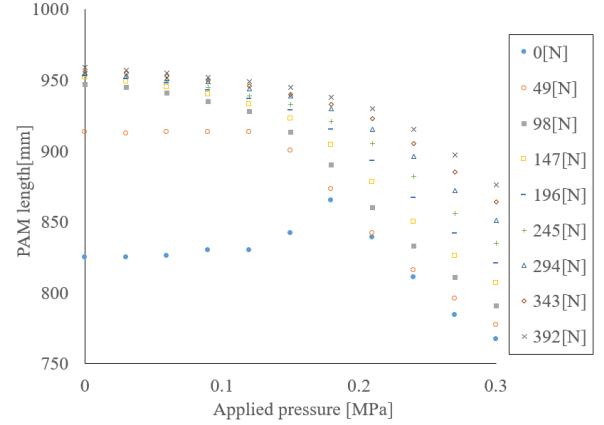


Fig. 7 下肢補助機構の全長と負荷、印加圧力の関係。Relationship between the overall length of the upper auxiliary mechanism, the load and applied pressure of the lower limb assistive mechanism

4. 下肢補助機構制御

4.1 力学プリモデル

前章にて記載した各補助機構は圧縮空気で駆動する。その圧縮空気の圧力決定を行うため、力学モデルを用いた計算を行いたい。腰部保護機構は腹部の圧迫を主として行っているため、トルク補助を代表とした力学的な補助を行っていない。そのため、力学モデルによる圧力決定は難しく、装着者の不快感をもとに圧力調整をするしかない。しかし、下肢補助機構においては股関節と膝関節の二関節筋構造を有しており、各関節に対して補助トルクを発生させている。本稿では、この下肢補助機構について力学モデルから圧力決定の方法を記述する。

圧力決定を行うにあたって、人工筋肉の特性グラフを用いる。Fig. 7 に下肢補助機構を構成する MSPAM の収縮量と負荷、印加圧力の関係を示した特性グラフを示す。収縮力 F と収縮量 L_{def} を計算で求め、その結果をこの特性グラフに照らし合わせれば必要な印加圧力 $P(F, L_{def})$ を決定できる。

F と L_{def} を求めるため、人体の脚部の体節を梁、関節をブーリー、人体に張り巡らせた人工筋肉を伸縮する紐に置き換えて力学計算を行うこととした。その際、力学計算を簡易にするため、以下の条件を設定した。

- 腰部に上半身の重量、トルクがかかる
- 大腿部と下腿部は水平に対して同一の角度
- 水平に対する人工筋肉の角度は大腿部と下腿部で同一
- 上半身は重力方向に対して平行
- 二関節筋はどちらの関節にも 100% トルクを伝える

以上の条件を反映した下肢の力学モデルを Fig. 8, 設定した変数を Table 2 に示す。足関節を A , 膝関節を B , 股関節を C , 下腿部を l_{AB} , 大腿部を l_{BC} に設定して力学モデルを作成した。下肢補助機構は中腰状態の膝に対して補助トルクを与えることを目的にしているため、膝を曲げた時の角度 θ_{mB} に注目して F と L_{def} を求める。ここで θ_{mB} と各部角度の関係を式(1)に示す。

$$\begin{cases} \theta_{mC} = 0.5882\theta_{mB} - 1.706 \\ \theta'_{mB} = \theta_{mB} - \theta_{mC} \\ \theta_{fc} = \cos^{-1}\left(\sqrt{1 - \left(\frac{r_B + r_C}{l_{BC}}\right)^2}\right) - \theta_{mC} \\ 0 < \theta_{mB} < \pi - \cos^{-1}\left(\frac{l_{AB}^2 + l_{BC}^2 - (r_A + r_C)^2}{2l_{AB}l_{BC}}\right) \end{cases} \quad (1)$$

式(1)の第1式は実際に我々がしゃがむ様子を横から撮影し、ImageJにて計測後、線形近似した式である。また、式(1)の第4式は膝の伸展と屈曲の限界から求められた力学モデルの使用限界である。装着者の体重を m 、身長を l 、年齢を age としたとき、トルクと力のつり合いか

ら収縮力 $F(\theta_{mB}, m, l, age)$ は式(2)で表せる。

$$\begin{cases} f_1 = r_A l_{BC} \left(\cos\theta_{mc} + \frac{\sin\theta_{mc}}{\tan\theta'_{mB}} \right) \sin\theta'_{mB} - r_C l_{AB} \sin\theta'_{mB} - r_A l_{BC} \sin\theta_{BC} \\ f_2 = (-T_{MA} + \beta_{AB} m_s g \sin\theta'_{mB}) l_{BC} \left(\cos\theta_{mc} + \frac{\sin\theta_{mc}}{\tan\theta'_{mB}} \right) \sin\theta'_{mB} \\ f_3 = (T_{MC} + T_{Mu} + \alpha_{BC} m_t g \sin\theta_{mc} + F_{out} l_{BC} \cos\theta_{mc}) l_{AB} \sin\theta'_{mB} \\ f_4 = (T_{MA} - \beta_{AB} m_s g \sin\theta'_{mB} + F_{out} l_{AB} \cos\theta'_{mB}) l_{BC} \sin\theta_{BC} \\ f_5 = l_{AB} l_{BC} \left(\cos\theta_{mc} + \frac{\sin\theta_{mc}}{\tan\theta'_{mB}} \right) \sin\theta'_{mB} \\ f_6 = \left(\frac{\cos\theta_{fc}}{\cos\theta'_{mB}} + \frac{\sin\theta_{fc}}{\sin\theta'_{mB}} \right) l_{AB} + (\cos\theta_{mc} \cos\theta_{fc} + \sin\theta_{mc} \sin\theta_{fc}) l_{BC} \\ \quad + \frac{\left(\frac{l_{AB}}{\cos\theta'_{mB}} + l_{BC} \cos\theta_{mc} \right) r_C}{l_{BC} \cos\theta_{mc}} \\ f_7 = T_{MB} + \alpha_{AB} m_s g \sin\theta'_{mB} - \beta_{BC} m_t g \sin\theta_{mc} + \left(\frac{F_{out}}{\cos\theta'_{mB}} - \frac{m_s g}{\sin\theta'_{mB}} \right) l_{AB} \\ \quad + (F_{out} \cos\theta_{mc} + m_t g \sin\theta_{mc}) l_{BC} \\ f_8 = \left(\frac{l_{AB}}{\cos\theta'_{mB}} + l_{BC} \cos\theta_{mc} \right) \left(\frac{(T_{MC} + T_{Mu} + \alpha_{BC} m_t g \sin\theta_{mc} + F_{out})}{l_{BC} \cos\theta_{mc}} \right) \\ f_9 = \left(\frac{l_{AB}}{\cos\theta'_{mB}} + l_{BC} \cos\theta_{mc} \right) \tan\theta_{mc} - \left(\frac{l_{AB}}{\sin\theta'_{mB}} + l_{BC} \sin\theta_{mc} \right) \end{cases}$$

$$F(\theta_{mB}, m, l, age) = \frac{f_5 f_9 F_{out} \cos\theta'_{mB} + f_5 (f_8 - f_7) - f_9 (f_2 + f_3 + f_4)}{(f_1 f_9 - f_5 f_6) \sin\theta'_{mB}} \quad (2)$$

式(2)で用いられた人体の各部寸法、各部重量は河内ら¹⁴⁾、細ら¹⁶⁾を参考に設定した。また、背筋による骨盤の前傾を作るトルクを M_{back} 、股関節伸展筋によるトルクを M_{hip} 、膝伸展筋によるトルクを M_{thigh} 、足関節底屈筋によるトルクを M_{shank} としたとき、人体の筋肉が発するトルク T_{MA} , T_{MB} , T_{MC} , T_{Mu} については式(3)とする。

$$\begin{cases} T_{MA} = -M_{shank} \times \%MVC \\ T_{MB} = (M_{thigh} - M_{shank}) \times \%MVC \\ T_{MC} = (M_{hip} + M_{back} - M_{thigh}) \times \%MVC \\ T_{Mu} = (M_{hip} + M_{back}) \times \%MVC \end{cases} \quad (3)$$

各筋力については青木ら¹⁷⁾、小野ら¹⁸⁾、世古ら¹⁹⁾、山崎ら²⁰⁾を参考に設定した。この参考にしたデータは全て最大随意筋力(以下 MVC)のデータであり、常に MVC を発揮していないと仮定して、MVC と比べてどれだけの筋力を使用しているかを示す %MVC を乗じている。

人工筋肉の長さ $L(\theta_{mB}, m, l)$ については式(4)で表される。

$$l(\theta_{mB}, m, l) = l_{AB} \sqrt{1 - \left(\frac{r_A + r_B}{l_{AB}}\right)^2} + l_{BC} \sqrt{1 - \left(\frac{r_B + r_C}{l_{BC}}\right)^2} + (r_A + 2r_B + r_C) \left(\frac{1}{2}\pi - \theta_{fc}\right) \quad (4)$$

式(4)を用いて、膝を曲げた時の全長 $L(\theta_{mB}, m, l)$ と直立した時の全長 $L_0(\theta_{mB}, m, l)$ の差から必要収縮量 $L_{def}(\theta_{mB}, m, l)$ が求められる。

$$L_{def}(\theta_{mB}, m, l) = L(\theta_{mB}, m, l) - L_0(\theta_{mB}, m, l) \quad (5)$$

式(2)を用いて、実際の成人男性、168cm、体重 63kg、年齢 24 歳、40%MVC で計算した例を Fig. 9 に示す。膝を軽く曲げた時の角度を 30° と仮定して収縮力を求めると、その収縮力は 275.6N となった。また、必要収縮力は 75.0mm となった。この結果からグラフを参照すると印加圧力は 0.24MPa となる。

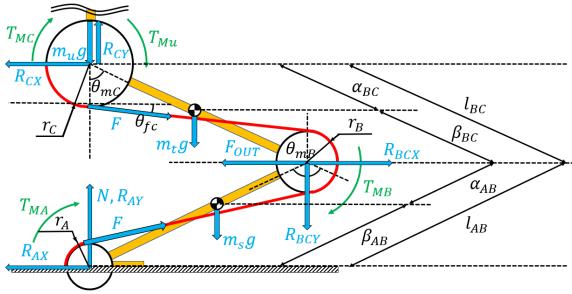


Fig. 8 下肢補助機構の力学モデル. Mechanical model of the lower limb assistive mechanism

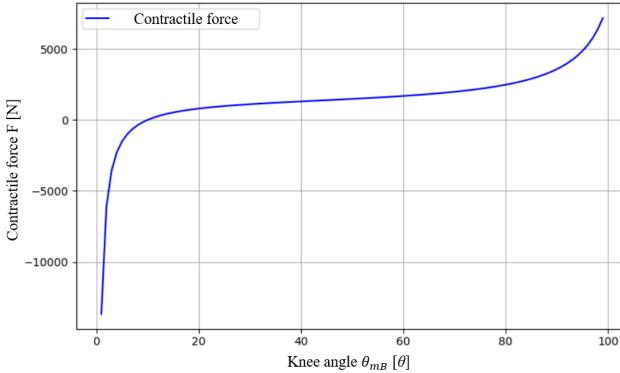


Fig. 9 収縮力 F と膝角度 θ_{mB} の関係. Relationship between contractile force F and knee angle θ_{mB}

Table 2: 力学モデルの各部パラメータ. Parameters of each part of the mechanical model

Valuable	Unit	Explanation
F	N	Contractile force of artificial muscles
F_{out}	N	External force
N	N	Floor reaction force
R_{AX}, R_{AY}	N	Reaction force on the heel
R_{BCX}, R_{BCY}	N	Reaction force on the knee
R_{CX}, R_{CY}	N	Reaction force on the waist
g	m/s^2	Gravity acceleration
m_s	kg	Shank weight
m_t	kg	Thigh weight
m_u	kg	Upper body weight
θ_{mB}	θ	Knee angle
θ'_{mb}	θ	Shank-to-vertical angle
θ_{mc}	θ	Thigh-to-vertical angle
θ_{fc}	θ	Artificial muscle angle relative to the horizontal
l	mm	Length of each part of the human body
α	mm	Length between each part of the body and the center of gravity
β	mm	Length obtained by subtracting α from l
r_A	mm	Heel radius
r_B	mm	Knee radius
r_C	mm	Waist radius
T_{MA}	Nm	Ankle plantar flexion torque
T_{MB}	Nm	Knee extension torque
T_{MC}	Nm	Hip extension torque
T_{Mu}	Nm	Hip extension assist torque

4.2 空圧制御システム

制御システムの外観を Fig. 10、構成を Fig. 11、制御システム装着のようすを Fig. 12 に示す。

この制御システムはスイッチで選択することで、腰部保護機構と下肢補助機構を個別に圧力制御することが可能である。外部から供給された圧縮空気を圧力センサのフィードバックをも

とに、電磁弁の開閉によって圧力印加を行う。要求圧力については、事前に登録した被験者情報をもとに4.1章で説明する式を使用して要求圧力を計算する。また、圧縮空気解放時には圧縮空気節約のため、予備として一定の圧力を保持する機能を持つ。

腰部保護機構作動時にはDinMeterのボタンを押すことで音が鳴り、カウントダウンして使用者に下肢補助機構の補助タイミングを知らせる。一定時間後自動で排気し、予備圧力を保持する機能を搭載した。これは荷物の運搬動作を被験者に行ってもらう際に下肢補助機構の動作が歩行を阻害しないよう配慮したためである。

このシステムは主に、Arduino NANO, M5Stack Technology 製DinMeter, 電磁弁(SMC株式会社製VEX3122-026G), 圧力センサ(株式会社日本ピスコ製SEU11), バッテリ, スイッチで構成されている。

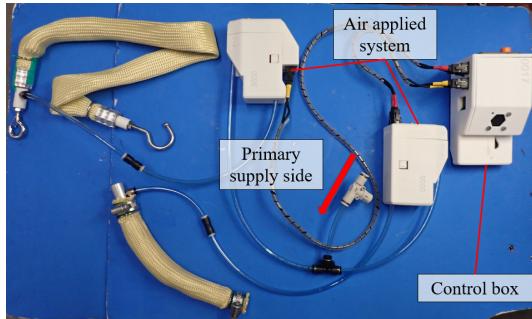


Fig. 10 制御システムの外観. Overall view of the control system

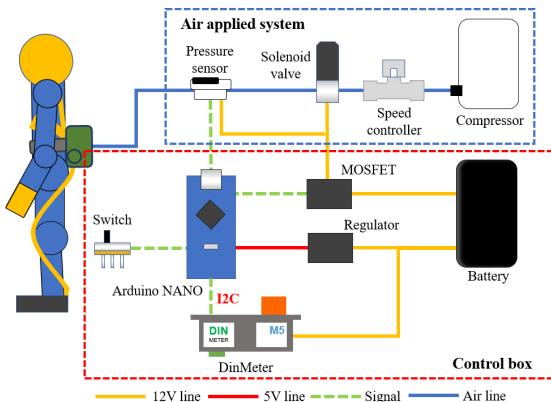


Fig. 11 制御システムの構成. Control system configuration

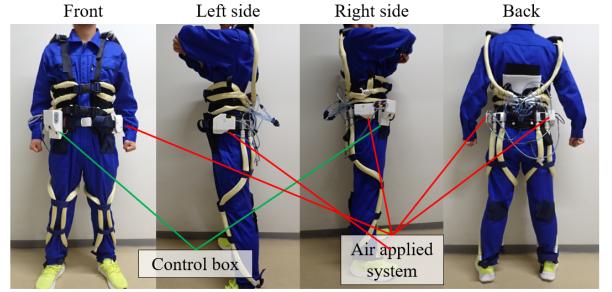


Fig. 12 制御システム装着のようす. View of the control system installation

5. 腰部保護機構の機能評価

5.1 腹腔内圧補助圧力計測

腰部保護機能を確認するために、IAPを疑似的に計測する試験として腹腔内圧補助圧力計測を実施した。それぞれ装具駆動状態、装具非駆動状態、市販サポーター装着時(以下W/A, W/N, targetと記載)で、直立姿勢の状態で計測し比較する。本試験はアシストスーツが着用可能な体格である身長150cmから170cmまでの被験者5名(平均年齢23.2±1.2歳)に実施した。

IAPの測定法には直接法と間接法が存在する^{21, 22)}。直接法は腹腔鏡手術での持続モニター やカテーテル挿入によって測定する方法であり、正確な測定が行えるが極めて侵襲的である。一方間接法は胃、結腸、膀胱、下大静脈、子宮等の他臓器にカテーテルを挿入して計測する方法である。しかし、装具を着た状態で後述の農作業を模した直立状態で計測する都合上、本試験において上記の方法は現実的ではない。よって、腹部と機構の間にエアバッグを設けて圧迫し、腰部保護機構と市販サポーターの腹腔に対する締め付け力(以下、腹腔内圧補助圧力と記載)を計測することで機能確認を行うこととした。腹腔内圧補助圧力を測定するにあたり、IAP測定装置を作製した。IAP測定装置の外観をFig. 13に示す。マイコンにはArduino Nano互換機、センサにはSparkFun製Qwiic小型圧力センサを

使用し I²C で通信している。圧力センサからの値をマイコンで読み取った後、計測前後を切り取った 30 秒間を計測時間として、ノイズ除去のために移動平均フィルタに通し、評価を行う。



Fig. 13 腹腔内圧補助圧力計測機器. Intra-abdominal supporting pressure measuring device

6. 結果と機能評価

Fig. 14 に各姿勢の腹腔補助圧力計測の結果を示す。装具による腹腔内圧補助圧力の上昇が確認され、腹腔内圧補助圧力が市販サポーター着用時のものに近い値となっている。個人差や外れ値などもあるが、腰部サポーターと同等の効果を得ることが出来た。

次に腰部保護機能を考察する。腹腔補助圧力は W/A の値が市販サポーター着用時の値に近くなければ市販サポーターと同等の効果を得られ、 W/N の時には体腔が圧迫されない楽な状態になるという 3.1.2 章にて述べた可変サポーターの機能が得られる。上記を踏まえて、全ての作業姿勢において個人差や外れ値があるが、腰部サポーターと同等の保護効果ないし、我々の求める可変サポーター機能を得ることができたと考える。

7. 結言

本稿では背筋補助機構と腹筋補助機構で構成される腰部保護機構、下肢補助機構を開発した。下肢補助機構については、下肢補助機構による

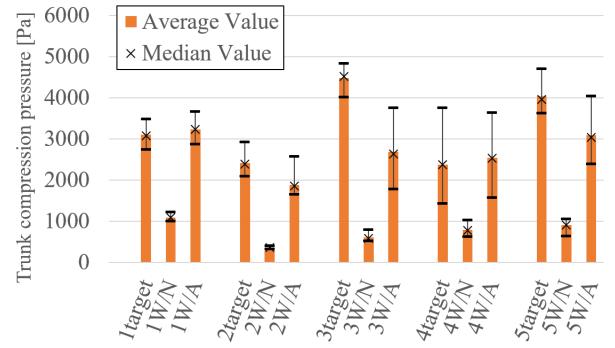


Fig. 14 腹腔内圧補助圧力計測結果. The result of intra-abdominal pressure supporting measurement test

立ち上がり動作の補助を目的に、力学ブーリモデルから印加圧力を求め、機能制御を目指した。また、腰部保護機能については直立姿勢において市販サポーターと同等の腹腔補助圧力が得られたため、保護機能ないし、可変サポーター機能が得られたと考える。

今後の展望としては圧縮空気の節約、応答性の確保、制御システムの改良を追求していくたい。実際のユーザーの年齢層(60 歳以上)でのデータの採取、コンプレッサ、タンクの搭載・小型化も視野に入れ、今後の研究を進めていくたい。

8. 謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP23K13283 の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) 農林水産省: 第 2 章 農業の持続的な発展: 第 2 節 力強く持続可能な農業構造の実現に向けた担い手の育成・確保, 令和 4 年度 食料・農業・農村白書, 136/149 (2021), https://www.maff.go.jp/j/wpaper/w_maff/r4/pdf/1-2-02.pdf (cited Dec, 2025)
- 2) 田中 正浩, 原田 泰弘, 梅野 覚, 菊池 豊: アシストスーツの農業利用に関するアンケート調査, 農作業研究, 57-1, 21/29 (2002)
- 3) X. Wang, TA. Perry, L. Chen, CM. Parsons, C. Cooper, L. Gates and DJ. Hunter:

- Occupational Risk in Knee Osteoarthritis: A Systematic Review and Meta-Analysis of Observational Studies, *Arthritis Care Res (Hoboken)*, **72**-9, 1213/1223 (2020) doi: 10.1002/acr.24333. PMID: 32638548; PMCID: PMC7116019
- 4) 安岡 澄人: スマート農業の推進, 日本ロボット学会誌, **35**-5, 362/365 (2017) doi: 10.7210/jrsj.35.362
 - 5) 松本 賢英: スマート農業の社会実装に向けた取組み, 日本農薬学会誌, **45**-2, 141/145 (2020) doi: 10.1584/jpestics.W20-25
 - 6) 飯田 一朗, 草苅 良至, 橋浦 康一郎, 石井 雅樹, 斎藤 直樹, 吉田 康徳, 上田 賢悦: ICT を活用した農業革新, 秋田県立大学ウェブジャーナルB(研究成果部門)(Web), **5**, 108/112 (2018) <https://core.ac.uk/download/pdf/228437733.pdf> (cited Jan, 2025)
 - 7) 農林水産省: 農業構造動態調査 確報 令和3年 農業構造動態調査結果 (2021) <https://www.estat.go.jp/dbview?sid=0002001875> (cited Jan, 2025)
 - 8) 農林水産省: 園芸用施設の設置等の状況 (H28) (2016) https://www.maff.go.jp/j/seisan/ryutu/engei/sisetsu/haipura/setti_28.html (cited Jan, 2025)
 - 9) 則次 俊郎: 空気圧ゴム人工筋を用いたパワー アシストウェアの開発, 日本ロボット学会誌, **33**-4, 222/227 (2015) doi: 10.7210/jrsj.33.222
 - 10) 猪瀬 洗樹, 毛利 駿, 山田 泰之, 横山 和也, 菊谷 功, 中村 太郎: 腰部の形状を考慮した空気圧アクチュエータによる内骨格型パワーアシストスーツの開発および補助効果検証, 日本ロボット学会誌, **35**-1, 70/77 (2017) doi: 10.7210/jrsj.35.70
 - 11) 大野 晃寛, 山本 陽太, 小黒 めぐみ, 難波江 裕之, 鈴森 康一: 細径空圧人工筋肉を用いたパワーアシストスーツの性能評価, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, 2A1/13b5 (2016) doi: 10.1299/jsmrm.2016.2A1-13b5
 - 12) 安積 欣志: 人工筋肉へのソフトマテリアルの応用—電気駆動ソフトアクチュエーター, 日本ロボット学会誌, **31**-5, 448/451 (2013) doi: 10.7210/jrsj.31.448
 - 13) H. Izawa, Y. Sekiguchi, Y. Shiota: The artificial muscle from shape memory alloy, *Journal of Life Support Engineering*, **17**, 124 (2005)
 - 14) Makiko Kouchi and Masaaki Mochimaru: AIST Anthropometric Database, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, H16PRO 287 (2005)
 - 15) 佐伯 悟三, 服部 正也, 植村 則久, 坪井 俊二, 櫻川 忠之, 法水 信治, 村田 透, 久納 孝夫, 横井 俊平: 腹部大動脈瘤破裂症例に対する二期的閉腹術, 日本血管外科学会雑誌, **12**-7, 633/637 (2003)
 - 16) 細 正博, 七森 茜, 立野 勝彦: 日本人の身体バランスの変化と運動身体などの社会的・文化的要素との関係, 金大医保紀要, **22**, 21/28 (1998)
 - 17) 青木 一治, 平野 孝行, 太田 智子: 腹筋・背筋筋力(第一報), 理学療法学, **16**-1, 33/37 (1989) doi: 10.15063/rigaku.KJ00001305926
 - 18) 小野 宣喜: 【SPS 測定解説シリーズ】 , 横浜市スポーツ医科学センター (2016) https://www.yspc-ysmc.jp/ysmc/pdf/column_20130130.pdf (cited Dec, 2025)
 - 19) 世古 俊明, 隅元 庸夫, 高橋 由依, 金子 謙介, 田中 昌史, 信太 雅洋, 伊藤 俊一: 徒手筋力計を用いた座位での股関節伸展筋力測定法の有用性, 理学療法科学, **30**-1, 75/79 (2015) doi: 10.1589/rika.30.75
 - 20) 山崎 裕司, 柏 智之, 宮崎 登美子, 稲岡 忠勝, 平賀 康嗣, 栗山 裕司, 片山 訓博, 重島 晃史: 20歳代健常者の足関節底屈筋力, 高知リハビリテーション学院紀要, **20**, 43/35 (2019) doi: 10.15028/kochireha.20.0_43
 - 21) 大谷 俊介, 織田 成人, 渡邊 栄三, 安部 隆三, 大島 拓, 服部 憲幸, 仲村 志芳, 松村 洋輔, 橋田 知明: 特集: Abdominal Compartment Syndrome の病態と治療 Abdominal Compartment Syndrome の病態と集中治療, 日本腹部救急医学会雑誌, **33**-5, 823/827 (2013) doi: 10.11231/jaem.33.823
 - 22) 新井 正徳: Intra-abdominal hypertension と abdominal compartment syndrome の診断と治療, 日本医科大学医学会雑誌, **17**-4, 172/181 (2021) doi: 10.1272/manms.17.172