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

猪瀬 洸 樹^{*1} 毛利 駿^{*1} 山田 泰之^{*2}
横山 和也^{*3} 菊谷 功^{*3} 中村 太郎^{*2}

Development and Verification of Effective Motion Assistance of Endoskeleton-Type Power Assist Suit Using Pneumatic Actuators considering Shape of Waist

Hiroki Inose^{*1}, Shun Mohri^{*1}, Yasuyuki Yamada^{*2},
Kazuya Yokoyama^{*3}, Isao Kikutani^{*3} and Taro Nakamura^{*2}

Recently, about 60% of worker suffers from low back pain in Japan. Hard working such as lifting and carrying provides a load to waist joint, and worker gets low back pain. So, we developed a power assist suit to reduce the load of waist joint. This assist suit has various features; endoskeleton, high output and flexibility, because this device moves using two pneumatic actuators. This device generates active and passive assistive force. These forces can assist human motions according as situations. First of all, we analyzed the human motion by motion capturing software. The analysis results are substituted into human link model, and load of human body is estimated. Thus, we decided design and operation method of the assist suit using analysis results and a static assist suit model. The motion of wearer is "lifting up motion" and "carrying motion" in evaluation experiments, because these motions are frequently performed in manufacturing plant work. Each assistive force assists these motions, and effectiveness of assist suit was confirmed from decrease of electromyography (EMG) in wearing.

Key Words: Artificial Muscle, Modelling, Power Assist, Wearable, Motion Analysis

1. 緒 言

近年、自動化困難な労働現場では様々な業務上の疾病が生じている。その中でも腰痛は平成 26 年の厚生労働省の調査によると、60%以上を占め、大きな社会問題となっている [1]。腰痛は主に、重量物を人間が取り扱う現場で発生しており、例えば造船業、農業、工業といった現場が挙げられる。このような現場では重量物を持ち上げ、持ち下げる作業や、重量物を運搬するといった作業があり、これらの作業中に行われる動作が腰痛の発生に起因している。このような現状から、腰痛減少を目的とした人体の動作を補助するパワーアシストスーツ（以下、アシストスーツ）の開発が行われている。

現在開発されているアシストスーツは、外骨格型と内骨格型

の二つに大別される。多くのアシストスーツは人体にフレームを取り付け、モータ等でフレームにモーメントを与え、関節の回転を補助する「外骨格型」である [2]~[6]。これらのアシストスーツは構造上、関節に直接モーメントを与えることができるため補助力が大きく、姿勢保持も容易に行うことができる。しかし、アシストスーツを着用した際の人体の可動範囲が、装置の可動範囲に依存し、アシストスーツは人体の複雑な動作に追従できない。そのため動作の妨げになるといった問題点が挙げられる。また、フレームが多いため、外部との接触や、転倒した際のフレームの破損が人体に危険を及ぼす可能性が挙げられる。一方で、「内骨格型」のアシストスーツ [7]~[9] は人体内の骨を支柱に補助する構造である。そのため、スーツによって可動範囲が制限されることなく、着用者は自由な動作が可能となる。しかし、アクチュエータを人体に直接取り付ける構造であるため、上体を回転させる腰関節を中心としたモーメントを発生することが難しく、補助力が小さいといった問題点が挙げられる。

以上の理由から、筆者らは内骨格型かつ補助力を有効に人体に伝達できるアシストスーツの開発を行ってきた [10]。アシストスーツは二つの空気圧アクチュエータを用い、柔軟・高出力なデ

原稿受付 2016 年 1 月 28 日

^{*1}中央大学理工学研究科

^{*2}中央大学理工学部

^{*3}ナブテスコ株式会社

^{*1}Graduate School of Science and Engineering, Chuo University

^{*2}Faculty of Science and Engineering, Chuo University

^{*3}Nabtesco Corporation

■ 本論文は有用性（要素分野）で評価されました。

バイスである。本アシストスーツは、空気圧印加によるアクティブなアシストや、空気圧を印加した状態でのパッシブなアシストが可能である。これまでの研究で、簡易的な人体モデルからアシスト手法を決定し、アシスト効果の確認を行った。本論文では、より人体の動作・形状に即したモデルを構築することで、駆動方法の検討および評価を行う。まず本アシストスーツは持ち上げ動作を基本として設計しているため、持ち上げ動作における動作の解析を行う。そして動作範囲より、各アクチュエータの仕様を決定する。そして、より人体の形状に則したアシストスーツのモデル化を行い、各動作における動作方法を、動画解析から得られた値より決定する。本論文では、アクティブなアシストを行う動作として重量物の「持ち上げ動作」、パッシブなアシストを行う動作として「物体の運搬動作」を選定し、これらの影響調査を行う。また、アシストスーツの有用性は表面筋電位の測定および発生力の測定から確認する。

2. 持ち上げ動作解析

2.1 持ち上げ動作解析実験

本アシストスーツは持ち上げ動作を基準として製作する。そ

Fig. 1 Stoop lifting up motion

Table 1 Parameter of human link model

T_k	Torque of joint k [Nm]	θ_k	Angle of joint k [rad]
M_k	Mass of link k [kg]	M	Mass of object [kg]
ϕ_w	Waist joint angle [deg]	ϕ_h	Hip joint angle [deg]
L_k	Length of the link k [m]	g	Acceleration of gravity [m/s ²]
L_{gk}	Centroid distance of link k [m]	a	Y-axis direction acceleration of an object [m/s ²]

Fig. 2 Human link model

こで、重量物を多く取り扱う作業が多い「工場現場」を一例として調査を行い、工場で行われていた持ち上げ動作を測定した。選定した動作は Stoop lifting [11] という膝を軽度屈伸したまま主に股関節と腰部の伸展で持ち上げを行う動作である。持ち上げ動作時の状況を Fig. 1 に示す。持ち上げる物体は 15 [kg] であり、工場で人間一人が取り扱うことができる最大重量である。この物体を 3 段積み上げたものを、積み降ろし重ねていく。この際の動作を動画解析ソフト VW-H2MA (KEYENCE 社) を用いて各関節の相対位置および物体の加速度を計測する。被験者は身長 1.76 [m]、体重 70 [kg] の 22 歳成人男性である。

2.2 人体モデル

今回行われる動作は低速で行われる動作のため、動画解析結果を静的モデル [12] に代入することで各姿勢における関節にかかる負荷（関節モーメント）を推定する。人体の各パラメータを Table 1 に示す。腰の屈曲は股関節と背骨の屈曲を用いて行われているため、骨盤と背骨の接続位置を「腰関節」とし、腰関節と股関節を含めたモデルを構築した (Fig. 2)。そして本アシストスーツはこれら二つの関節のアシストを行う。各関節トルク T_k は式 (1) より求めることができる。各部位の質量および重心距離は日本人の成人男性の平均比率 [13] から算出した値を用いる。

$$T_k = \left\{ M_k L_{gk} + \left(\frac{aM}{g} + \sum_{i=1}^6 M_i - \sum_{i=k}^6 M_i \right) L_k \right\} \times g \cos \sum_{i=k}^6 \theta_i + T_{k-1} \quad (1)$$

2.3 実験結果

計測した値より推定した各姿勢における各関節トルクを Fig. 3, Fig. 4 に示す。図の動作は、最も地面に近い物体を持ち上げ始め（物体の把持）から持ち上げきる（直立状態）までの動作の範囲 (Fig. 5) であり、作業中に最も関節に大きな負荷を与えた動作である。また、股関節に掛かるトルク T_4 は片足に掛かる負荷である。実験結果より、腰関節・股関節において、物体を持ち上げ始めた段階で大きな負荷が掛かり、関節角度 ϕ_w , ϕ_h が増加し、直立状態に近づくほど、関節トルクが減少していることが分かる。本論文では、この最も負荷が掛かる動作の補助を目的とし、アシストスーツの仕様を検討する。また、アシストスーツの駆動方法も本実験結果を用いて決定する。

Fig. 3 Load of waist joint

Table 2 Parameter of artificial muscle

p_i	Pressure (Pa)	a_i	Approximation constant number
F_i	Contraction force (N)	K_i	Stiffness of natural latex rubber (MPa)
Δl_i	Desirable contraction (m)	b_i	Width of carbon fibre (m)
l_{0i}	Length of artificial muscle (m)	t_i	Thickness of the rubber (m)
d_{0i}	Diameter of artificial muscle (m)	n	Number of the carbon fibre
K_{ai}	Rigidity characteristic constant	M	Fibre constant number

Fig. 9 Shape model of the artificial muscle

Fig. 10 Comparison of simulation curves and experimental results of artificial muscle

$$G_{2i}(\varphi_{0i}) = \frac{M \tan \varphi_{0i}}{d_{0i} n b_i} \quad (5)$$

$$G_{3i}(\varphi_{0i}) = \left[\frac{l_i}{d_{0i}} \right]^2 \left[\frac{\varphi_{0i} - \sin \varphi_{0i} \cos \varphi_{0i}}{\varphi_{0i}^2} \right] + 2 \frac{l_i}{d_{0i}} \frac{\sin \varphi_{0i}}{\varphi_{0i}} - \frac{\pi d_{0i} M}{4 n b_i} \tan \varphi_{0i} \quad (6)$$

l_i と d_0 は人工筋肉の初期の長さおよび直径を表しており、 K はゴムの弾性係数である。そして、 M はカーボンシートの係数、 n 、 b 、 t はそれぞれ繊維の本数、幅、厚さである。

また、人工筋肉の実験値と理論値を **Fig. 10** に示す。図より、実験値と理論値は十分に一致していることが分かる。以上より、人工筋肉の力学的平衡モデルの有用性が確認でき、アシストスーツのモデルに適用できる。

3.2 アシスト力増大機構

増大機構 (**Fig. 11**) はアルミプレートとベローズシリンダを搭載した構造になっている。ベローズシリンダの膨張を一方に定めるため、ガイドとして4本のシャフトが取り付けら

Fig. 11 Assistive force amplification mechanism

Fig. 12 Characteristic of bellows cylinder

れている。また、ベローズシリンダは2枚のアルミプレートとゴムで構成されており、空気圧を印加することで軸方向に膨張し、半径方向に収縮する。特徴として高膨張率、高出力、柔軟といった特徴が挙げられる。なお増大機構は人体の可動範囲を考慮し、最大膨張は180 [mm] の位置で停止するよう設計した。

また、ベローズシリンダの特性 [15] を **Fig. 12** に示す。ベローズシリンダは膨張量が増加するほど、膨張力が減少するという特徴を持つ。本ベローズシリンダの特性を多項式近似し、近似式と人工筋肉の理論値を用いることで、アシストスーツの発生力および可動範囲が算出できる。

4. パワーアシストスーツ特性

4.1 パワーアシストスーツモデル

Fig. 13 に腰関節および股関節を考慮した本アシストスーツのモデルを示す。また、各パラメータを **Table 3** に示す。人体の腰関節および股関節の関節モーメントを人工筋肉とベローズシリンダの収縮力、膨張力を用いて補助する。本モデルを用いることで、各姿勢・印加圧力におけるアシストスーツが関節に発揮する補助力を求めることができる。したがって各アクチュエータの適切な印加圧力を本モデルにより決定することができる。腰関節角度 ϕ_w 、股関節角度 ϕ_h は式 (7)、(8) で求めることができる。

$$\phi_w = \phi_1 + \phi_2 + \frac{\pi}{2} \quad (7)$$

$$\phi_h = \phi_3 + \phi_4 + \frac{\pi}{2} \quad (8)$$

また、腰関節および股関節に掛かる、アシストスーツからの発揮力 T_{aw} 、 T_{ah} は式 (9)、(10) を算出できる。

$$T_{aw} = [\{2F_1(\Delta l_1, p_1) + \{F_2(\Delta l_2, p_2) - 2F_3(\Delta l_3, p_3) \cos \phi_3\} \times \cos \phi_2\}] L_{a1} \sin \phi_1 \quad (9)$$

Table 3 Parameter of power assist suit

F_i	Generation force of each actuators [N]	l_i	Length of each actuators (Non-pressurized) [m]
Δl_i	Displacement of each actuators [m]	ϕ_i	Each angle of assist suit [deg]
L_{ai}	Mounting position of each actuators [m]	p_i	Air pressure of each actuators [MPa]

Fig. 13 Power assist suit model **Fig. 14** Generation force to waist joint

$$T_{ah} = [\{F_3(\Delta l_3, p_3) + \{F_2(\Delta l_2, p_2) - 2F_1(\Delta l_1, p_1) \cos \phi_2\} \times \cos \phi_3\}](l_2 + \Delta l_2) \sin \phi_3 \quad (10)$$

4.2 アシストスーツの発生力

アシストスーツの発生力はアシストスーツモデルを用いて理論的に算出することができる。空気圧を印加した際の各関節角度における腰関節と股関節（大腿部 1 本あたり）への発生力を **Fig. 14**, **Fig. 15** に示す。また、2 章の持ち上げ動作の動作範囲によって決定したアシストスーツの各パラメータを **Table 4** に示す。発生力は各アクチュエータに 0.3 [MPa], 0.2 [MPa], 0.1 [MPa] 空気圧を印加した際の値である。算出結果より、空気圧を印加することで腰関節を中心に上体を回転するトルクが発生している。また、高圧を印加するほど大きなアシスト力が発揮していることが分かる。図より、本アシストスーツは、外骨格型と比較しても十分な発生力が生じていることが分かる [6]。アシストスーツを駆動する際は、動作における関節への負荷を

Fig. 15 Generation force to hip joint**Table 4** Values of parts of assist suit

	Length [m]		Length [m]
L_{a1}	0.32	l_1	0.45
L_{a3}	0.28	l_3	0.41

考慮し印加圧力を決定する。

5. 持ち上げ動作アシスト評価試験

本章ではアシストスーツを着用した際の、空気圧印加によるアクティブな補助による効果の検証を行う。補助にあたり、印加圧力をアシストスーツモデルを用いることで決定する。本実験でアシストする動作は「持ち上げ動作」である。評価は表面筋電位 (EMG) の計測とアシストスーツに取り付けられたロードセルで補助力を計測することで行う。

5.1 実験方法

本実験ではアシストスーツを着用した被験者が物体を持ち上げる際に空気圧を印加することで動作のアシストを行う。実験システムの概要を **Fig. 16** に示す MATLAB の Simulink を用いて構築された制御系を dSPACE にて制御し、アシストスーツは任意の補助力を発揮する。入力信号は制御システムを用いて D/A コンバータを介して比例電磁弁を制御する。使用する空気は外部に接地されたエアコンプレッサーから供給される。本実験は、被験者とは別に操作者が操作し空気圧を印加する。空気圧を印加するタイミングは物体を持ち上げるタイミングと同時であり、持ち上げ動作を行うタイミングは操作者の指示によって行う。モデルより各アクチュエータへの印加圧力は、発揮力の最大値が腰関節・股関節への負荷に近い値としてすべて 0.2 [MPa] とする。

この際、被験者の EMG、アシストスーツの発生力を計測することでアシスト手法の有用性を確認する。本実験で計測する筋肉は上体の体幹安定効果があり、持ち上げ動作で主に使用する脊柱起立筋 (**Fig. 17**) とする。EMG は 30~300 [Hz] でバンドパスフィルタリングし、RMS 処理を行う。また処理後に 10 [Hz] でローパスフィルタリングし、解析する。EMG を最大発揮力を基準とした値から比較するため Sorensen 法 [16] を用いて最大随意収縮を計測する。発生力はロードセルを用いて計測し、各アクチュエータの相対位置は VW-H2MA にて計測す

Fig. 16 Control systems of assist suit

Fig. 17 Experimental environment

る。これらの値を用いてアシスト力が推定できる。なお、被験者は身長 1.76 [m]、体重 70 [kg] の 22 歳成人男性である。持ち上げる物体の重量は 15 [kg] である。

5.2 実験結果

持ち上げ動作時に計測した発生力を Fig. 18 に示す。グラフは地面に設置した 15 [kg] の物体を把持し、持ち上げ、持ち上げ動作終了時までのグラフである。実験結果より、持ち上げ動作時、腰関節においてのアシスト力は最大 117.7 [Nm] から徐々に腰関節 ϕ_w が増加するにつれて減少していることが分かる。ここで、アシストスーツは上体を持ち上げる方向にアシスト力を発揮していることが分かる。しかし、理論値と比較すると、理論値は各関節とも 140 [deg] までアシスト力が増加し、徐々に減少していくのに対し、実験値は角度が増加するにつれて、発生力が減少していることが分かる。本アシストスーツは、被験者がアシストスーツに寄りかかった状態で駆動させることで、上体を持ち上げるといった手法で補助することを想定している。しかし、実際に着用した状態で持ち上げ動作を行うと、被験者は自身の力で動作を行っていることが確認できた。以上の理由から発生力の減少が生じたと考えられる。

また、持ち上げ動作時に発生する脊柱起立筋の EMG の結果を Fig. 19 に示す。持ち上げ動作はアシストスーツ着用時と非着用時の 2 パターンで行われ、比較したものである。実験結果より、持ち上げ動作時の EMG は着用時に平均 39.9%，非着用時の平均値が 59.2% であった。したがって持ち上げ動作時にアシストスーツを着用することで 19.3% の筋電位が減少したため、本アシストスーツのアクティブな発生力を用いての補助効果が確認できた。

Fig. 18 Generation force of assist suit (Lifting up motion)

Fig. 19 Results of electromyogram signals (Lifting up motion)

Fig. 20 Carrying motion

6. 運搬動作アシスト評価試験

6.1 実験方法

本章ではアシストスーツを着用した際の、空気圧を印加した状態での弾性力によるパッシブな補助による効果の確認を行う。アシストスーツのパッシブな補助を行うにあたり、補助する動作として物体の運搬動作 (Fig. 20) を選定した。重量物の運搬動作は物体を持ち、腰部に負荷をかけた状態での歩行・直立を行う動作であるため腰痛に繋がりがやすい動作とされている。アシストスーツに空気圧を印加した状態で一定の補助力を与え、動作の補助を行う。本実験は上体の姿勢変化が少ないため、既存研究 [8] と同様に、腰関節トルクの約 30% の補助力を人体に適用する。なお、実験システム・実験方法は 5 章と同様である。

Table 5 Waist angle of carrying motion

	Angle [deg]		Angle [deg]
θ_1	64.3	θ_3	8.2
θ_2	182.2	θ_4	1.7

Fig. 21 Results of electromyogram signals and generation force

運搬動作中の腰部への負荷を計測するため、2章と同様の手法で上体の動作を計測したところ、上体部の各関節の平均角度が**Table 5**のようになった。上体部の角度変化と直立状態の下体の角度 ($\theta_5 = 0.0$, $\theta_6 = 90.0$ [deg]) を式 (1) に適用したところ、腰関節角度 ϕ_w の平均が 171.8 [deg] であり、平均約 -36.0 [Nm] の負荷が掛かっていることが分かっている。そこで、本実験では 30% のアシストを目的とし、アシストスーツモデルより上体の人工筋肉とペローズシリンダの印加圧力を 0.2 [MPa] とする。また、歩行動作は股関節を用いて行う動作であるため、大腿部の人工筋肉の印加圧力は 0.0 [MPa] とする。以上の空気圧を印加することで、アシストスーツモデルより腰関節に 12.8 [Nm] のアシスト力が生じ、約 30% の負荷を軽減することが分かる。

6.2 実験結果

物体運搬時に計測した発生力と EMG を **Fig. 21** に示す。まず、アシストスーツの発生力は動作中、平均 2.91 [Nm] であり、アシスト力の発生が確認できた。しかし、計測値は理論値と比較すると小さい値を示していることが確認できる。この原因として、運搬動作時に上体の人工筋肉を取り付けているベルトがずれ、アシスト力が人体を持ち上げる力ではなくベルトをずらす力に変化したことが考えられる。そのため、今後取り付け方法の改善が必要になってくる。一方で、動作中の EMG はアシストスーツ未装着時が 33.6% であるのに対し、装着時が 28.3% であった。本実験では、アシストスーツ着用時に EMG の減少が見られたため、アシストスーツのパッシブな力での補助効果が確認できた。

7. 結 言

本論文では、人体の詳細な腰関節の屈曲動作を考慮したモデルを構築し、新たなモデルを用いて決定した駆動方法をアシストスーツに適用した。まず本論文では、アシストスーツで補助する基準となる「持ち上げ動作」を解析した。そこで、新たに

構築した腰関節および股関節を考慮した静的モデルを用いることで、より具体的な関節への負荷を推定した。本論文で提案した新たなアシストスーツモデルは腰関節および股関節を考慮したものである。そのため、本モデルを用いる事で上体の人工筋肉、ペローズシリンダ、大腿部の人工筋肉への印加圧力を決定し、腰関節・股関節それぞれに適したアシストが可能になる。そして、本アシストスーツは「アクティブなアシスト」と「パッシブなアシスト」が可能なデバイスである。アクティブなアシストを検証する実験には「持ち上げ動作」を選定し、筋電位の減少・発生力の測定より、補助効果が確認でき、アクティブなアシストの有用性を確認した。また、パッシブなアシストを行う動作として「運搬動作」を選定し、筋電位の減少およびアシスト力の発生が確認できたためパッシブなアシストの有用性を確認した。

そして今後の展望を以下に挙げる。

- ・より正確な人体への負荷を計測するため、動作の三次元動画解析を行う。
- ・発生力減少のより詳しい原因を調べるために人体モデルを製作し、アシストスーツの特性試験を行う。
- ・アシストスーツの大部分の重量をアシスト力増大機構が占めているため、小型・軽量化を目指す。
- ・操作者自身がスイッチングできるセンサを搭載し、有用性を確認する。

以上の点を改善し、より実用的なアシストスーツの開発を行っていく。

参 考 文 献

- [1] 厚生労働省：平成 26 年業務上疾病発生状況調査。
- [2] H. Satoh and Y. Sankai: "Working posture control of Robot Suit HAL for reducing structural stress," Proc. 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp.2013–2018, 2009.
- [3] Y. Muramatsu, H. Umehara and H. Kobayashi: "Improvement and quantitative performance estimation of the back support muscle suit," Proc. 35th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS, pp.2844–2849, 2013.
- [4] M. Ishii, K. Yamamoto and K. Hyodo: "Stand-alone wearable power assist suit-development and availability," Journal of robotics and mechatronics, vol.17, no.5, p.575, 2005.
- [5] K. Naruse, S. Kawai and T. Kukichi: "Three-dimensional lifting-up motion analysis for wearable power assist device of lower back support," Proc. IEEE Intelligent Robots and Systems, 2005 (IROS 2005), pp.2959–2964, 2005.
- [6] M. Sato and E. Yagi: "A Study on power Assist Suit Using Pneumatic Actuators Based on Calculated Retaining Torques for Lift-up Motion," Proc. SICE Annual Conference 2011, pp.628–632, 2011.
- [7] D. Sasaki and M. Takaiwa: "Development of Pneumatic Power Assist Wear to Reduce Physical Burden," Proc. 2014 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, pp.626–631, 2015.
- [8] T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, Y. Suzuki, M. Saito and H. Kajiura: "Smart Suit for Horse Trainers Power and Skill Assist Based on Semi-active Assist and Energy Control," Proc. 2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, pp.509–514, 2010.
- [9] C. Ishii, H. Yamamoto and D. Takigawa: "Development of a New Type of Lightweight Power Assist Suit for Transfer Work,"

- Proc. Computer Aided System Engineering (APCASE), 2015 Asia-Pacific Conference on, pp.208-213, 2015.
- [10] H. Inose, T. Nakamura, K. Yokoyama, H. Imamura and I. Kikutani: "Development of an endoskeleton type power assist suit using pneumatic artificial muscles with amplification mechanism," Proc. of the 41st Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, (IECON2015), pp.004708-004713, 2015.
- [11] 藤村昌彦, 奈良勲: "重量物持ち上げ動作における腰痛症発生機序に関する筋電図学的研究", 日本職業・災害医学会誌 JJOMT, vol.52, no.6, pp.341-347, 2004.
- [12] 張勤, 稲葉昭夫, 関啓明, ほか: "繰り返し順変換を用いた立脚ロボットにおける持ち上げ動作生成", 岐阜県生産情報技術研究所研究報告, vol.4, pp.11-14, 2002.
- [13] 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 (1部 形態と運動の計測)", Proc. Robotics and Biomimetics (ROBIO), Society of Biomechanisms Japan (SOBIM), pp.23-33, 1992.
- [14] T. Nakamura and H. Shinohara: "Position and Force Control Based on Mathematical Models of Pneumatic Artificial Muscles Reinforced by Straight Glass Fibers," Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA), pp.4361-4366, 2007.
- [15] Festo: Bellows cylinders EB/EBS, p.4, http://www.festo.com/cat/fi-fi/data/doc_engb/PDF/EN/EB-EBS_EN.PDF
- [16] 大西佑季, 波之平晃一郎, 藤村昌彦: "持ち上げ動作における持ち手の有無および高さが身体におよぼす影響" 日本職業・災害医学会誌 JJOMT, vol.58, no.6, pp.270-275, 2010.

猪瀬 洸樹 (Hiroki Inose)

2015 年中央大学理工学部精密機械工学科卒業。現在同大学大学院理工学研究科博士課程前期課程。ウェアラブルデバイスの研究に従事。

(日本ロボット学会学生会員)

毛利 駿 (Shun Mohri)

2016 年中央大学理工学部精密機械工学科卒業。現在同大学大学院理工学研究科精密工学専攻博士前期課程。パワーアシストスーツの研究に従事。日本設計学会学生会員。

山田 泰之 (Yasuyuki Yamada)

2009 年慶應義塾大学理工学部機械工学科卒業。2013 年慶應義塾大学大学院理工学研究科環境開放科学専攻後期博士課程修了 (工学博士)。東京工業大学大学院理工学研究科機械宇宙システム専攻特別研究員 PD, 日産自動車株式会社 R&D を経て, 2016 年中央大学理工学部助教。自重補償機構, 移動ロボット, アシスト装置等のメカニズム研究に従事, IEEE, 日本機械学会, 自動車技術会等会員。

横山 和也 (Kazuya Yokoyama)

日本電子専門学校メカトロニクス科卒業。1994 年～2005 年産業用機器・自動車系の製品および製造過程の様々な試作プロデュース・設計・製作とものづくりに関するトータルな業務に従事。2014 年よりアシストスーツ研究開発に参加, 現在に至る。

菊谷 功 (Isao Kikutani)

2000 年神戸大学大学院博士課程修了。博士 (工学)。1988 年日本エアーブレーキ株式会社 (現ナブテスコ) 入社。現在技術本部事業企画部参事。アシスト機器の研究開発に従事。IEEE, 日本トライボロジー学会, 日本機械学会会員。

中村 太郎 (Taro Nakamura)

信州大学大学院工学系研究科博士後期課程修了。1999 年, 秋田県立大学助手。2004 年, 中央大学理工学部専任講師。2006 年, 同大学准教授を経て 2013 年より同大学教授, 現在に至る。2012～2013 年スイス連邦工科大学ローザンヌ校 Visiting Professor。博士 (工学)。文部科学大臣表彰若手科学者賞等受賞。人工筋肉や機能性流体などのスマートアクチュエータの開発と制御, および生物を規範としたバイオリボティクスの開発と応用に従事。
(日本ロボット学会正会員)