

# 免荷型空気式パワーアシスト装置 の開発と人間支援システムへの応用

2022年3月

横田 雅司

# 目次

<b>第1章</b>	<b>序論</b>	<b>1</b>
1.1	社会的背景	1
1.2	重量物の持ち上げ動作	2
1.3	パワーアシスト装置の開発状況と研究目的	2
1.4	本論文の構成	5
<b>第2章</b>	<b>免荷型空気式パワーアシスト装置の構成と基本特性</b>	<b>7</b>
2.1	緒言	7
2.2	免荷型空気式パワーアシスト装置の概要	7
2.3	パワーアシスト装置に対する制御系の設計	13
2.3.1	トルク制御系を内含した位置制御系の構成	13
2.3.2	力制御系の構成	15
2.4	制御性能の検証	15
2.4.1	位置制御系	15
2.4.2	力制御系	16
2.5	免荷型空気式パワーアシスト装置の免荷効果の検証	18
2.6	パッシブ型パワーアシスト装置	19
2.7	結言	19
<b>第3章</b>	<b>免荷型パワーアシスト装置を用いた持ち上げ動作支援</b>	<b>21</b>
3.1	緒言	21
3.2	持ち上げ支援における評価方法	22
3.3	各パワーアシスト装置における検証結果	24
3.3.1	位置制御による持ち上げ動作支援	24
3.3.2	力制御による持ち上げ動作支援	27
3.3.3	パッシブ型アシスト装置による持ち上げ動作支援	32
3.3.4	装着型パワーアシスト装置による持ち上げ動作支援	36

3.4	筋骨格シミュレータを用いた持ち上げ時の動作解析 . . . . .	41
3.4.1	解析内容 . . . . .	41
3.4.2	アクティブ型使用時の関節角度と関節トルク . . . . .	42
3.4.3	アクティブ型使用時の筋負担 . . . . .	46
3.4.4	免荷型と装着型との比較 . . . . .	48
3.5	両脇での持ち上げ動作支援 . . . . .	48
3.6	結言 . . . . .	54
<b>第4章</b>	<b>免荷型パワーアシスト装置を用いた歩行リハビリテーション支援システム</b>	<b>55</b>
4.1	緒言 . . . . .	55
4.2	歩行リハビリテーション支援システムに必要な性能の整理と 検証 . . . . .	56
4.2.1	筋骨格シミュレータを用いた支援効果の解析 . . . . .	56
4.2.2	静的な立位時の支援効果 . . . . .	57
4.3	歩行リハビリテーションへの応用 . . . . .	58
4.3.1	実験内容 . . . . .	58
4.3.2	実験結果 . . . . .	59
4.4	結言 . . . . .	60
<b>第5章</b>	<b>結論</b>	<b>63</b>
	<b>謝辞</b>	<b>71</b>

# 第1章 序論

## 1.1 社会的背景

我が国は、その人口推移が **Fig.1.1** に示すように本格的な超高齢社会を迎えている [1]。総務省の調査によると、高齢者の割合は総人口のおよそ 30% であり、2060 年には老年人口の割合が 40% に達すると予想される。このような少子高齢化に伴い被介助者の増加と介助者の不足が懸念されている。2018 年 4 月に被介助の認定者数は 644 万人に達しており、18 年間で約 3.0 倍に増加している [2]。このため、高齢者の Q.O.L.(Quality of Life) の維持・向上や若年労働力不足に対する生産性の向上は解決すべき重要な問題であり、特に第一次産業や看護・介護分野においてより顕著となっている。一方、介護分野では被介護者を持ち上げたり支えたりする作業が多いことから腰痛を患う介護者が多く [3]、また、看護分野においても同様に看護者の 5 割から 7 割が腰痛を抱えていると報告されている [4]。腰痛による離職者を減少させるためにも何らかの対策が求められている。

日本政府は成長戦略「未来投資戦略 2017」で、ロボット介護機器の開発に於いて、自立支援等による利用者の生活の質の維持・向上と介護者の負担軽減の実現を掲げるとともに、ロボット介護機器の開発で重要な分野の再検証を行い、戦略的な開発の方向性を取りまとめ、新たな開発支援の対象に反映させると発表している [5, 6]。平成 28 年度の調査で、介護現場と開発企業が協議し、介護現場のニーズを反映したロボット介護機器開発の提案内容を取りまとめるニーズ・シーズ協議会を設置するとともに、介護分野におけるロボットの活用に関する大規模な実証実験を実施することで、新たな開発・実用化を重点的に進めるべきロボット介護機器を調査し、開発等を推進している。身体負担を軽減するためにパワーアシスト装置やリハビリ支援装置などの機器の開発が望まれている。

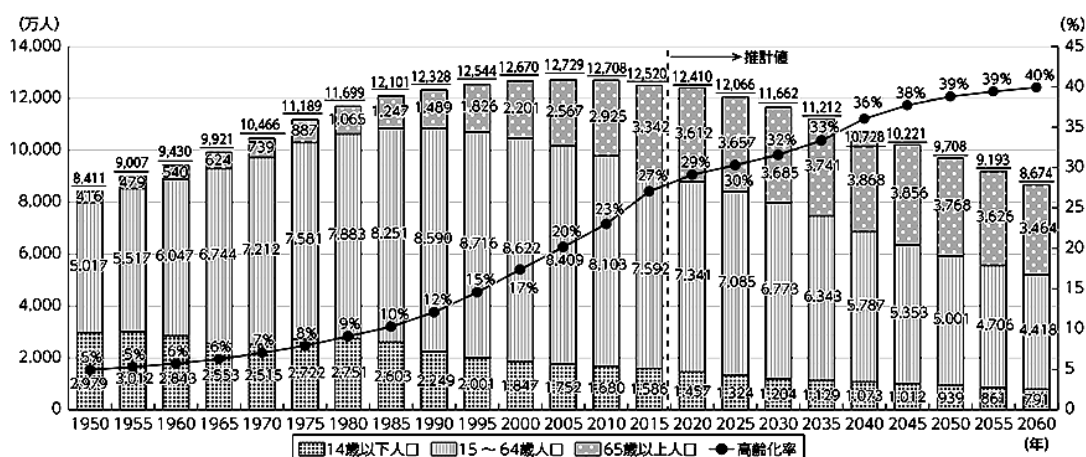


Fig. 1.1: Transition of population[1]

## 1.2 重量物の持ち上げ動作

持ち上げ動作は Fig.1.2 に示すように膝を曲げた Squat 法と、腰部のみを屈曲させる Stoop 法に大別される。厚生労働省は、腰痛予防の観点から Squat 法による持ち上げ動作を推奨している。また、持ち上げ重量に関しては自身の体重の 40%以下を推奨している [7]。持ち上げ動作において、対象物の重量が体重の 15%以上になると、膝を曲げた Squat 法から、膝を伸ばした Stoop 法へと動作が無意識に移行することが知られている [8, 9]。Stoop 法での持ち上げ動作は、腰部に大きな負担を強いるため、重量物の持ち上げ動作では意識的に Squat 法による動作を心がけることが重要である [10]。また、腰部付近の筋は体幹を前屈していくと筋肉が働かなくなってしまう屈曲弛緩現象がある [11]-[13]。Stoop 法での持ち上げ動作は、屈曲弛緩現象が起こりやすく腰痛や椎間板ヘルニア等になる可能性が指摘されている。

## 1.3 パワーアシスト装置の開発状況と研究目的

近年、身体の負担軽減を目的としたパワーアシスト装置が注目されており、多くの研究機関において開発が進められている [14]-[22]。

東京理科大学の小林らは Fig.1.3 に示すような、装着型パワーアシスト装置を開発した [23]-[25]。本アシスト装置は、日常生活での利用を考慮して、柔軟、軽量、高出力の McKibben 型空気圧ゴム人工筋をアクチュエー



Fig. 1.2: Types of lifting motions

タとして採用している．また，東京理科大学発ベンチャー企業である株式会社 INNOPHYS は，これを発展させた実用型モデル (**Fig.1.4**) を開発し，販売している．現在，日本で最も普及している装着型パワーアシスト装置の一つである [a]．



Fig. 1.3: Power assist device (Kobayashi et al)

一方，岡山大学の則次らは **Fig.1.5** に示すように，湾曲型空気圧ゴム人工筋を用いた腰部パワーアシスト装置を開発した [26]．人工筋をアシスト装置に用いるには，人工筋の軸方向の収縮力を回転トルクに変換する機構が必要になる．本アシスト装置は，アクチュエータ自身が湾曲方向に動作することで腰まわりに回転トルクを発生させるもので小型軽量化を実現している．



Fig. 1.4: Power assist device (INNOPHYS Co.)

Cyberdyne 社は Fig.1.6 に示すように、装置重量を免荷できる外骨格型ロボットスーツ HAL を開発した [27]。本アシスト装置は、装着者の生体電位信号を基にハーモニックドライブ付き DC モーターで関節を駆動している。

このように現在提案されているパワーアシスト装置は装着型のものが多い。さらに装着型パワーアシスト装置の多くは、大腿部の前面部を後方へ押し込むことで腰部に伸展トルクを発生させるため、膝が曲げにくい機構となっている。このため、人の潜在的にも、装置による外的抑制からも、より腰部負担の大きい Stoop 法を助長している可能性がある。また、装着型アシスト装置では装置重量が装着者にとって直接的な身体負担になるだけでなく、装着に必要なベルトやセンサが多く、着脱に時間を要する等の問題がある。

本研究では、これらの問題を解決するために、装着者の脇下と地面間に伸展力を印加する機構を新たに提案する。具体的には上体および下腿に対する機械的な拘束をできるだけ低減することで、推奨される Squat 法を容易に可能とするとともに、荷重を免荷することで装着者の身体的負担を大幅に軽減可能な免荷型空気式パワーアシスト装置を開発する。移乗介助を想定した重量物の持ち上げ作業や片麻痺患者の機能回復訓練を念頭に置いた歩行リハビリテーション支援への応用を通して、本アシスト装置の有用性を検証する。

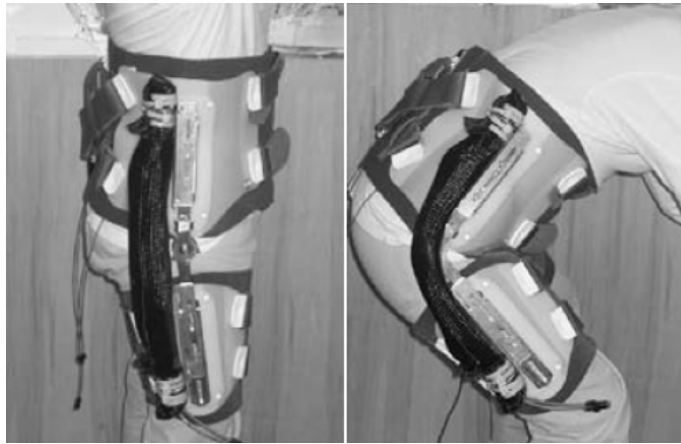


Fig. 1.5: Power assist device (Noritsugu et al)



Fig. 1.6: Power assist device HAL (Cyberdyne Co.)

## 1.4 本論文の構成

第2章では、開発した免荷型空気式パワーアシスト装置の構成と基本特性について述べている。アクチュエータとして用いているワイヤー式空気圧シリンダの構造について示した後、アシスト装置に実装する制御系について説明する。また、本装置の免荷機能による支援効果を検証した結果を述べる。

第3章では、本アシスト装置を単純持ち上げ動作に適用し、その検証実験と筋骨格シミュレータによる動作解析を行った結果について述べる。

第4章では、免荷型空気式パワーアシスト装置を用いた歩行リハビリテーションへの応用について述べている。歩行リハビリテーションに必要な性



能を示した後，支援効果の検証実験を行った結果を述べる。  
第5章に本論文を纏めて結論とする。

## 第2章 免荷型空気式パワーアシスト装置の構成と基本特性

### 2.1 緒言

高齢化社会である我が国において、要介護者を支援する看護分野や、重労働を必要とする一次産業分野における労働力不足は深刻な問題である。近年、身体の負担軽減を目的としたパワーアシスト装置が注目されている。提案されているパワーアシスト装置の多くは装着型であるが、装置重量が装着者の直接的な身体負担になるだけでなく、大腿部の前面部を押し込むことで腰部に伸展トルクを発生させるため、膝を曲げにくく Squat 法を阻害する可能性がある。このため、装着者に対して低侵襲で容易に着脱が可能で、装置重量が身体負担にならないパワーアシスト装置が求められている。本研究では、出力/重量比の高い空気圧アクチュエータを用い、地面と脇下間に支援力を発生することで Squat 法を阻害しにくい免荷型空気式パワーアシスト装置を提案する。本章では、まず提案するパワーアシスト装置の構造、基本特性および制御系について説明する。その後、免荷機能による支援効果について検証する [28, 29].

### 2.2 免荷型空気式パワーアシスト装置の概要

開発した免荷型空気式パワーアシスト装置の外観を **Fig.2.1** に示す。本装置は、装着者の片脇に取り付けて使用する。下端部は装着者の靴側面に揺動可能な状態で固定され地面と接しており、上端部は装具を介して脇下部と接している。本装置の総重量は約 5.0[kg] であるが、装置は免荷されているため、装着者の直接的な負担にはならない。また、本装置は、身体との接触部は靴側面部と脇下のみであるため、装置重量は身体への物理的拘束が少なく、Squat 法を阻害することはない。日本人の平均身長（20代から

50代) は約 1.65[m] であり [30], 身長約 82% が脇下の位置となる [31]. したがって, アシスト装置の支援点 (脇下の位置) は地面から約 1.35[m] になる. これらを考慮して, 各リンクの長さを  $a = 0.525, b = 0.3, c = 0.525$  [m] に設定した (Fig. 2.3).

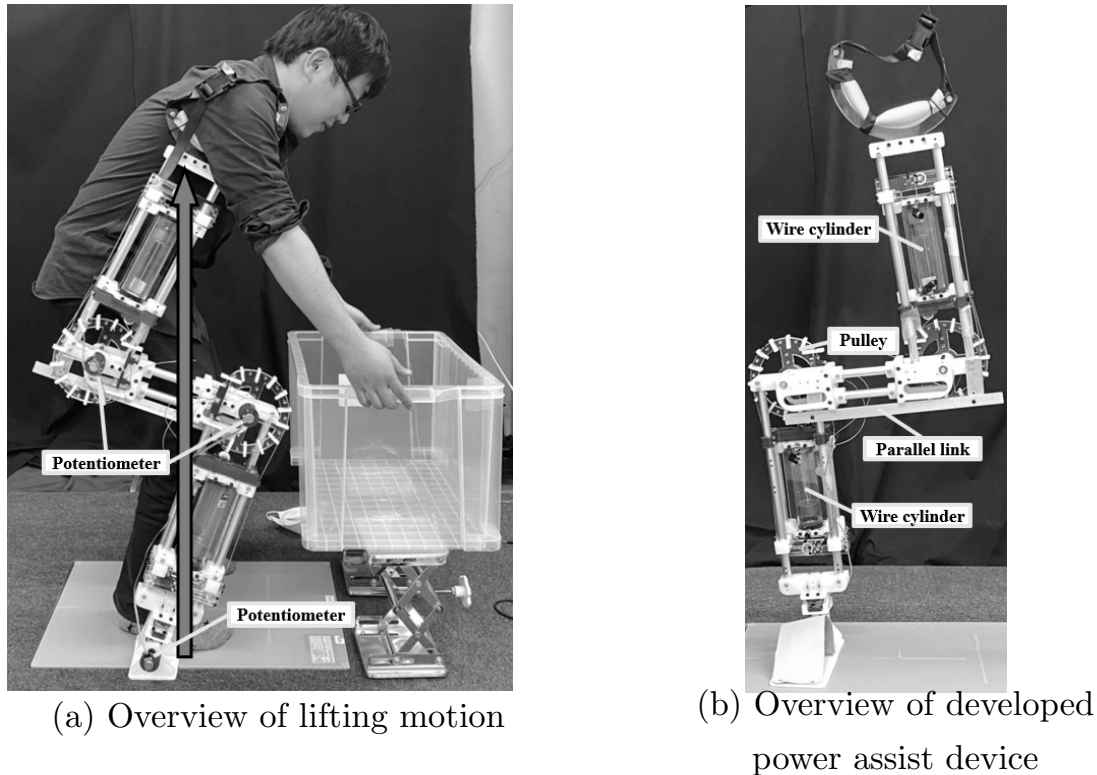


Fig. 2.1: Developed non-wearing type pneumatic power assist device

一般に, 空気圧アクチュエータは出力/重量比が高く, 空気の圧縮性に起因する低剛性特性が安全性として機能するので, 人との直接的な接触を伴うウェアラブルデバイスやアシスト装置への応用が期待されている. しかし, 空気圧アクチュエータの動作は基本的に直動運動のものが多く, 全ての関節が回転型である人の関節に対応するためには直動運動から回転運動へ変換する機構を別途設ける必要がある. 回転型の空気圧アクチュエータとしてベーン型やラックピニオン型のものがすでに市販されているが, コストや重量, および初期始動圧力の観点からウェアラブルデバイスには適していない. このことから, アシスト装置には, 軽量かつ小型で低摩擦な回転型空気圧アクチュエータが必要である.

Fig.2.2(a) に新規に開発したワイヤー式空気圧シリンダを示す. パイレックスガラス製のシリンダとカーボングラファイト製のピストンのセット

(Airpel.co, Airpot 2K444) においてピストンロッドをワイヤーに置き換えたものである。一般的にワイヤーを使用するとシリンダ端部において空気漏れを如何に防ぐかが問題となるが、本研究ではワイヤーの断面形状が円形のナイロンコーティングワイヤーと O リングを組み合わせることで空気漏れを防いでいる。

本空気圧アクチュエータにより、ワイヤーでプーリーを駆動させ、アシスト装置の関節にトルクを発生させる。最大トルクは、シリンダー内の差圧が 450[kPa] の時に 55.8[Nm] であり、**Fig.2.3(b)** に示すように 2 箇所を設置した場合は脇下に 345[N] の押し上げ力を生成する。アクチュエータ部 (シリンダ+プーリー+アルミフレーム) の総質量は 1.8[kg] である。本研究のアクチュエータと近い質量のベーン型アクチュエータは、供給圧力が 450[kPa] 時にトルク 15[Nm] を発生させる。このことから、本研究で提案するワイヤー式空気圧アクチュエータは高い出力/重量比を有していることが確認できる。

本装置の空気圧駆動回路を **Fig.2.2(b)** に示す。プーリーの回転角度  $\theta$  とシリンダー内の圧力  $p_1$ ,  $p_2$  をそれぞれポテンシオメータと圧力センサ (Keyence Corp., AP-C43) で検出している。これらのセンサからの出力電圧信号は A/D 変換ボードを介して制御用 PC に送られる。制御用 PC 内ではそれらの情報に基づいて、流量制御型サーボバルブ (FEST, KMPYE-5) により、シリンダー内の圧力  $p_1$ ,  $p_2$  を制御する。本制御システムは、Linux のリアルタイム拡張である RTAI が実装されており、サンプリング周期は 5[ms] に設定されている。

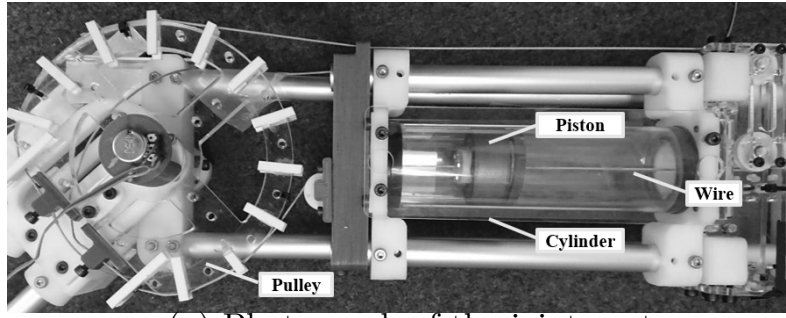
本アシスト装置の幾何学モデルを **Fig.2.3** に示す。ベース座標系の原点  $O$  を装置の下端 (地面との接点) に設定し、手先位置ベクトル (ベース座標で表した脇下の位置) と関節角度ベクトルは、それぞれ  $\mathbf{h} = [x, y]^T$  および  $\boldsymbol{\theta} = [\theta_1, \theta_2, \theta_3]^T$  とする。

本装置の順運動学は次式となる。

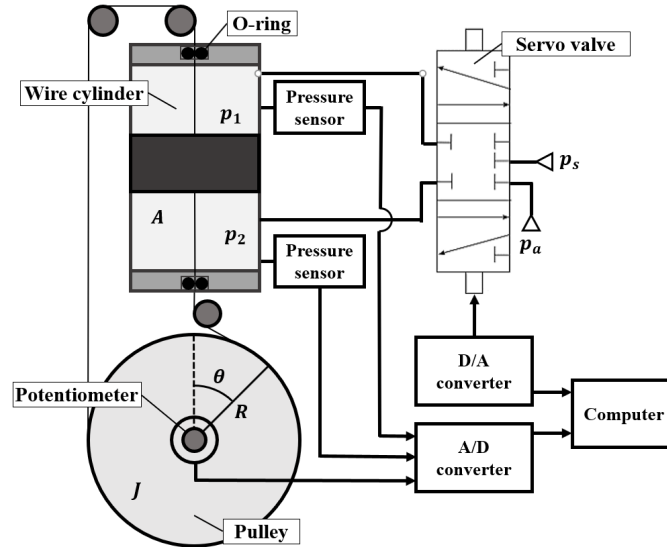
$$\mathbf{h} = I(\boldsymbol{\theta}) \quad (2.1)$$

要素を展開すると

$$\begin{cases} x = a \cos(\theta_1 + \theta_3 - \theta_2) - b \cos(\theta_2 - \theta_3) + c \cos \theta_3 \\ y = a \sin(\theta_1 + \theta_3 - \theta_2) + b \sin(\theta_2 - \theta_3) + c \sin \theta_3 \end{cases} \quad (2.2)$$



(a) Photograph of the joint part



(b) Pneumatic driving circuit

Fig. 2.2: Driving mechanism on each joint

となる.

ここで  $a, b, c$  は **Fig.2.3** に示すリンクの長さである. 一方, Eq.(2.1) の両辺を微分することでヤコビ行列  $J_{aco}$  は次式となる.

$$\dot{\mathbf{h}} = J_{aco} \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (2.3)$$

$$J_{aco} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \theta_1} & \frac{\partial x}{\partial \theta_2} & \frac{\partial x}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y}{\partial \theta_2} & \frac{\partial y}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

次に静力学の関係を求める. 関節トルクベクトル  $\boldsymbol{\tau} = [\tau_1, \tau_2, \tau_3]^T$  と, 支援点 (脇下との接触点) での力ベクトル  $\mathbf{F} = [F_x, F_y]^T$  との関係は, 仮想仕事の原理により次式となる.

$$\boldsymbol{\tau} = J_{aco}^T \mathbf{F} \quad (2.5)$$

Eq.(2.5) を展開すると，次のようになる．

$$\begin{cases} \tau_1 = a \{ -F_x \sin(\theta_1 + \theta_3 - \theta_2) + F_y \cos(\theta_1 + \theta_3 - \theta_2) \} \\ \tau_2 = b \{ F_x \sin(\theta_2 - \theta_3) + F_y \cos(\theta_2 - \theta_3) \} - \tau_1 \\ \tau_3 = c \{ -F_x \sin \theta_3 + F_y \cos(\theta_3) \} - \tau_2 \end{cases} \quad (2.6)$$

Eq.(2.6) から，与えられた目標力ベクトル  $\mathbf{F}$  を実現する関節トルクベクトル  $\boldsymbol{\tau}$  は，アシスト装置の関節角度ベクトル  $\boldsymbol{\theta}$  の関数となる．各関節角度を独立変数とした場合，Eq.(2.2) に示す逆運動学は解析的に解けない．そこで **Fig. 2.3** に示すように，2つの関節の間に並行リンクを設け，拘束条件  $\theta_1 = \theta_2$  を導入することで，目標手先ベクトル  $\mathbf{h}$  に基づいた逆運動学の解析解は Eq.(2.7) で表される．

$$\begin{cases} \theta_1 = \theta_2 = \cos^{-1} \frac{a^2 + b^2 + c^2 + 2ac - x^2 - y^2}{2b(a+c)} \\ \theta_3 = \tan^{-1} \frac{y}{x} - \cos^{-1} \frac{a^2 - b^2 + c^2 + 2ac + x^2 + y^2}{2\sqrt{x^2 + y^2}(a+c)} \end{cases} \quad (2.7)$$

Eq.(2.7) を Eq.(2.6) に代入し，Eq.(2.2) を考えると，支援点 (脇下の位置) が原点 ( $x = 0$ ) の真上にあると仮定し，アシスト装置から発生する力が垂直方向だけ ( $F_x = 0$ ) と仮定した場合に次のように表すことができる．

$$\frac{\tau_1}{\tau_2} = \frac{a}{c} \quad (2.8)$$

Eq.(2.8) から，リンク長さが  $a = c$  である場合， $\tau_1$  と  $\tau_2$  の負担を均等化できる．そのため，第2.2節ではリンクの長さを  $a = c = 0.525[\text{m}]$  とした．両トルク  $\tau_1, \tau_2$  が均等化されると両回転型アクチュエータに対して，可動圧力範囲を揃えることが出来ると共に1つの制御弁で両アクチュエータを駆動することも可能となる．

Eq.(2.2) を用いて，関節角度  $90 - 180^\circ$  の範囲での手先ベクトル  $\mathbf{h}$  の可動範囲を **Fig.2.4** に示す．同図より，完全にしゃがみこむことはできないが

Squat 法での持ち上げ動作が十分可能なことがわかる．関節の負荷トルクが最大になる関節角度 90 度においてアクチュエータが最大トルク 55.8[Nm] を出力した場合，発生力 (支援力)  $F_y$  は 386[N] を生成する．

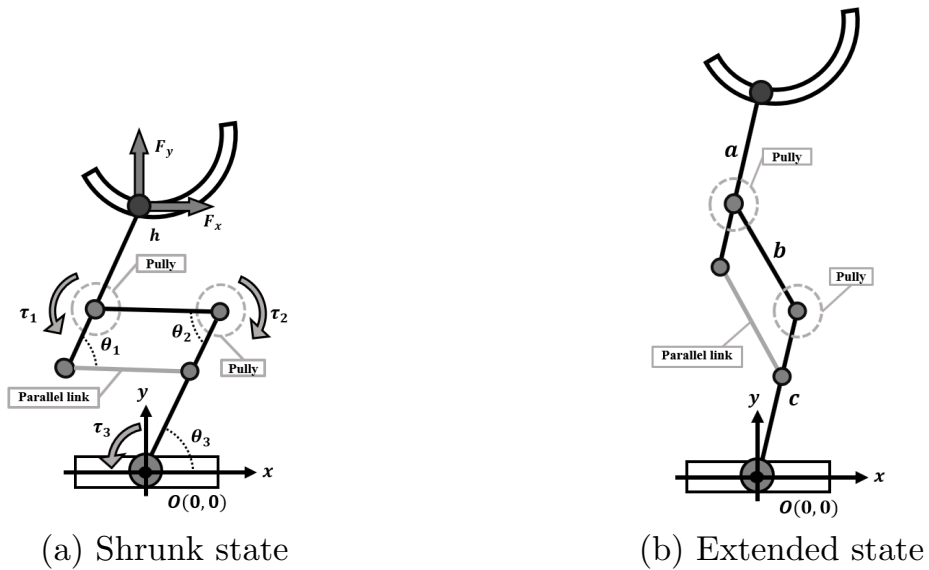


Fig. 2.3: Kinematic model of the assist device

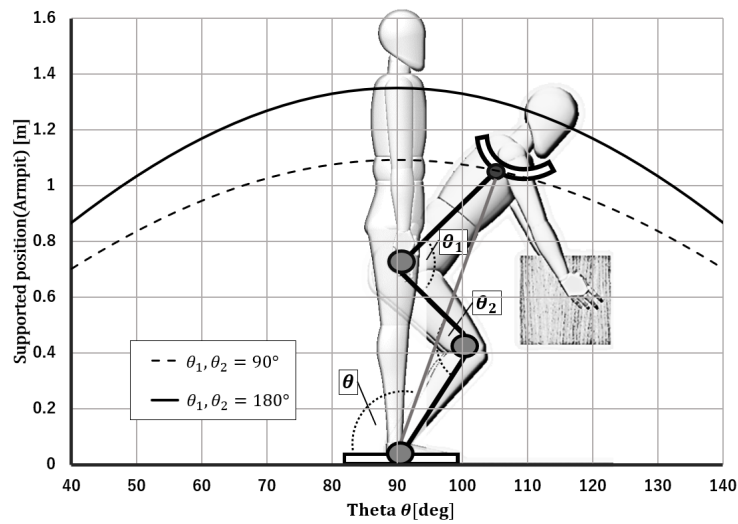


Fig. 2.4: Movable range of the assist device

## 2.3 パワーアシスト装置に対する制御系の設計

### 2.3.1 トルク制御系を内含した位置制御系の構成

本装置に構成した位置制御系およびパラメータをそれぞれ **Fig.2.5**, **Table.2.1** に示す. 関節の発生トルク  $\tau(s)$  から関節回転角  $\theta(s)$  までの伝達部  $P_k(s)/s$  にまず外乱オブザーバを導入する. 推定外乱 (フィルター  $Q_k(s)$  の出力) には, 摩擦力や外力からなる外乱  $D(s)$ , ならびにプラント  $P_k(s)/s$  の, ノミナルモデル  $P_{kn}(s)$  からのパラメータ変動や同定誤差による影響が同時に含まれる [32]. これらの推定外乱が効果的に補償されれば, 外乱及びパラメータの変動に対するロバスト性が大きく向上する. そのため, これらの推定外乱の補償を目的とし, **Fig.2.6** に示すトルク制御系を構成し, **Fig.2.5** の二重枠部に実装する. 前置補償器は閉ループ系の過渡応答を調整するために PD コントローラを用いている.

本位置制御系は, 空気の圧縮性の効果により, 高周波の外力に対して低インピーダンスとなる. このようなバックドライブ特性は安全性として作用し, パワーアシスト装置などの人との直接的な接触を伴う機械システムに必要不可欠な機能である.

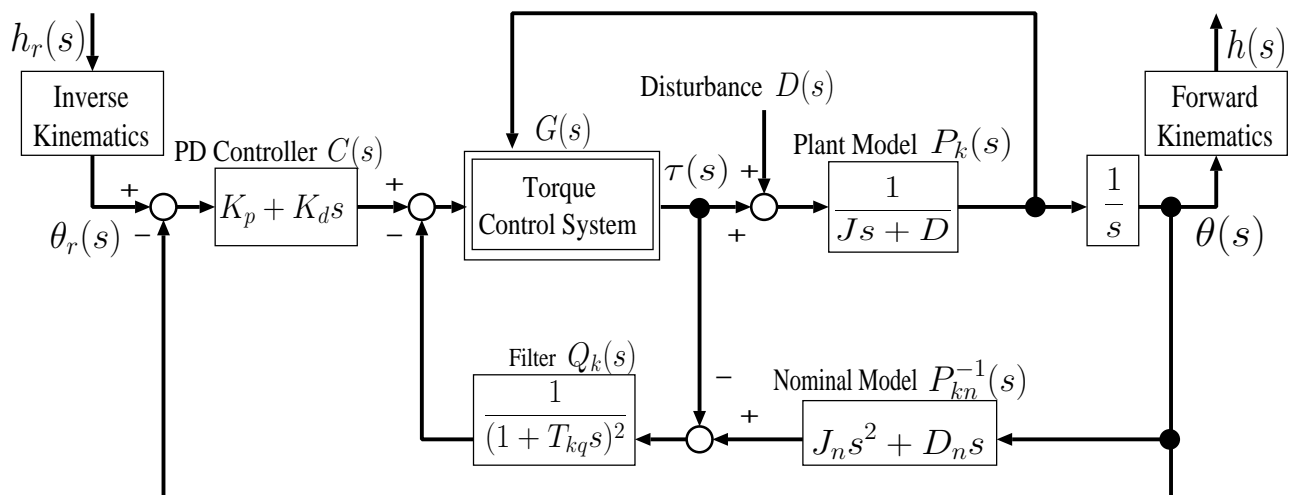


Fig. 2.5: Position control system



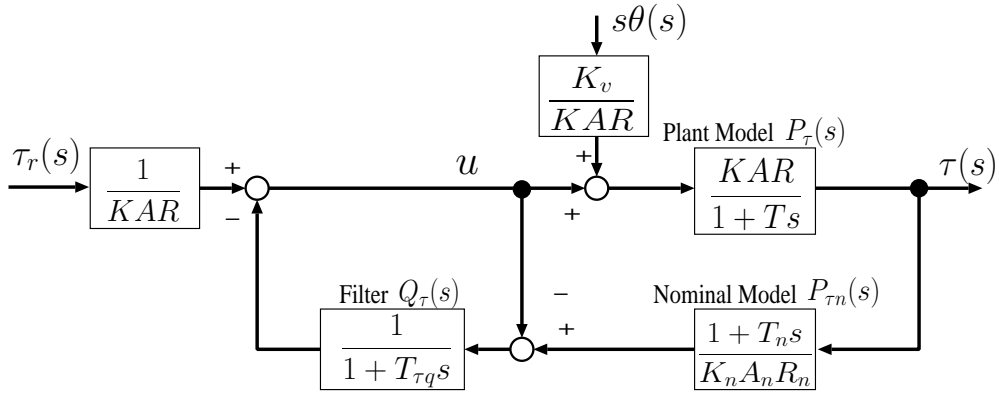


Fig. 2.6: Torque control system

table 2.1: Parameter of control system

$h_r$	Reference of hand position vector	[m]
$h$	Hand position vector	[m]
$\theta_r$	Reference of joint angle vector	[rad]
$\theta$	Joint angle vector	[rad]
$K_p, K_d$	PD controller gain	[Nm],[Nms]
$J, J_n$	Moment of inertia and it's nominal value	[kg · m <sup>2</sup> ]
$D, D_n$	Viscosity coefficient and it's nominal value	[Ns/m]
$T_{kq}$	Time constant of filter	[s]
$F_r$	Reference of generation force vector	[N]
$F$	Generation force vector	[N]
$\tau_r$	Reference of generation torque vector	[Nm]
$\tau$	Torque vector	[Nm]
$K$	Flow gain	[N/m <sup>2</sup> ]
$K_v$	Velocity gain	[Nms]
$T, T_n$	Time constant and it's nominal value	[s]
$T_{\tau q}$	Time constant of filter	[s]
$A$	Effective sectional area of cylinder	[m <sup>2</sup> ]
$R$	Radius of pulley	[m]

## 2.3.2 力制御系の構成

本アシスト装置に構成した力制御系およびパラメータをそれぞれ **Fig.2.7**, **Table.2.1** に示す. 静力学の関係に基づき脇下へ印加する目標発生力  $F_r(s)$  から関節トルクの目標値  $\tau_r(s)$  を求め, **Fig.2.6** に示すトルク制御系を構成する. ここでは, 外乱オブザーバが制御入力  $u$  から発生トルク  $\tau$  までの伝達部  $P_\tau$  に導入されている. 推定外乱 ( $Q_\tau(s)$  の出力) には, 外乱として作用する関節角速度の影響, プラント  $P_\tau(s)$  とそのノミナルモデル  $P_{\tau n}(s)$  間のパラメータ変動の影響が同時に含まれる. これらの推定外乱が効果的に補償することで, 外乱及びパラメータの変動に対するロバスト性を向上させる. 本装置が目的としている動作 (持ち上げ動作, 歩行リハビリ) は, 比較的遅い動作であるため, 慣性力や粘性力の影響を無視できると考え, 静的なつり合いに着目し, 発生トルクのみを調整するオープンループ型の制御系としている.

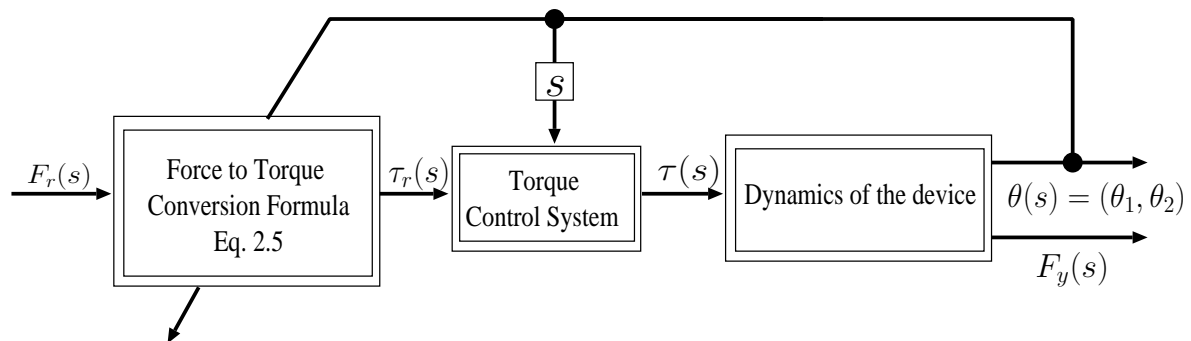


Fig. 2.7: Force control system

## 2.4 制御性能の検証

### 2.4.1 位置制御系

本アシスト装置に構成した位置制御系の運動性能を確認する. 内部にあるトルク制御系と位置制御系が動作していることを確認するため, それぞれの制御系に正弦波信号を入力し動作確認を行った. それぞれの制御系の応答を **Fig.2.8**, **2.9** に示す. 持ち上げ動作など本アシスト装置が支援する動

作を考慮して、目標値の周期を 30 秒と大きく設定した。グラフから、内部にあるトルク制御系と位置制御系が正常に動作していることが確認できる。

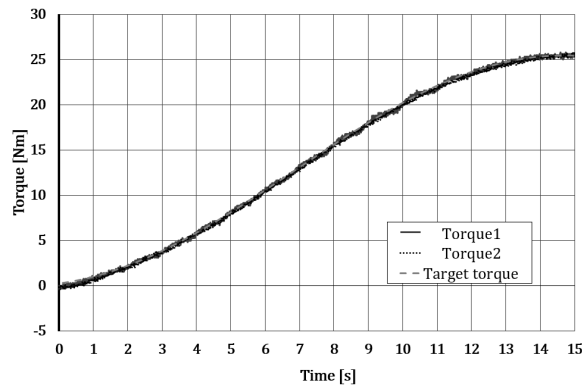


Fig. 2.8: Torque control response

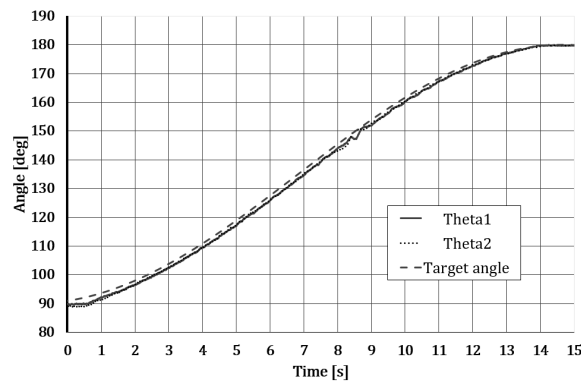


Fig. 2.9: Position control response

## 2.4.2 力制御系

本アシスト装置に構成した力制御系の制御性能を検証する。実験環境として Fig.2.10 に示すように支援点の高さを自由に調整できるフレームを製作した。フレームはベース部に固定されているため、アシスト装置が支援力をフレームに与えると、アシスト装置の下に設置した床反力計に反作用力として床反力が発生する。力制御系の目標値に正弦波信号を入力し、床反力を計測した。結果を Fig.2.11 に示す。グラフから、目標値に対して最大 10% の誤差が生じている。これはオープンループ制御のため、摩擦力の影響を補償していないことが理由として考えられるが、実用上問題ないと考えている。

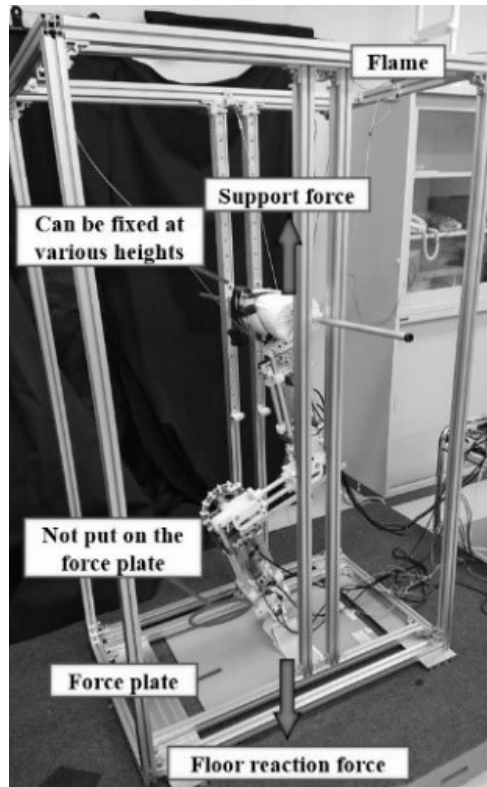


Fig. 2.10: Experimental apparatus for force control experiment

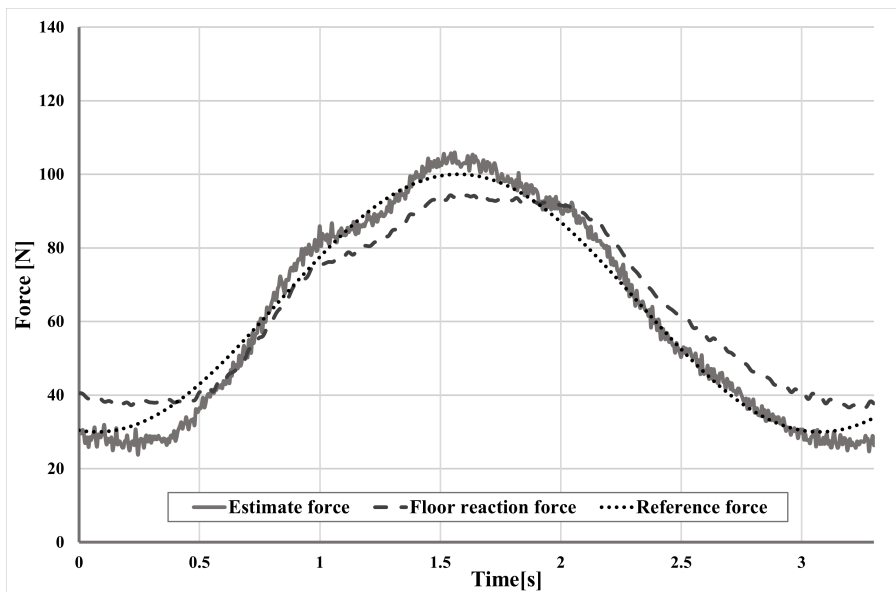


Fig. 2.11: Force control response

## 2.5 免荷型空気式パワーアシスト装置の免荷効果の検証

本アシスト装置の下端は地面に接して免荷しているため、持ち上げ荷重は直接身体の負担にならない。このような免荷効果を調べる。Fig.2.12のように右側にアシスト装置を装着した被験者(健常20代男性,身長:178[cm],体重:55[kg])が床反力計(AMTI Corp., BP400600-2000)の上に立ち,アシスト装置で脇下に力を加える。このとき,アシスト装置の下端は床反力計と接触しないようにしている。本装置で免荷した結果をFig.2.13に示す。アシスト装置が被験者の脇下を押し上げ始めると,床反力計の値が約50[N]ほど減少している。この時のシリンダ室内圧力は80[kPa]であり,換算した押し上げ力とほぼ妥当な結果が得られている。このような免荷機能は,脚から見ると上体の重量が等価的に軽減され脚部の筋負軽減につながる。このことは将来,小型なウェアラブルポンプが実現した場合,膝に疾患を持つ患者のための独立した歩行支援装置としても適用可能であることを示唆している。このような脚の負担軽減効果を活用して,本論文では第4章において片麻痺患者を対象とした歩行支援装置への応用について述べている。

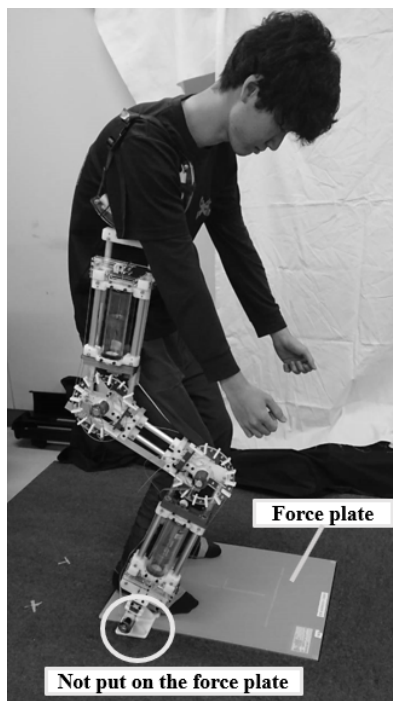


Fig. 2.12: State of an unloading

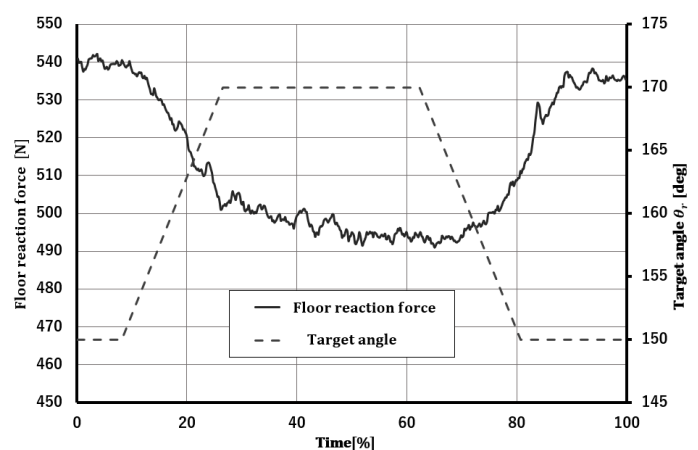


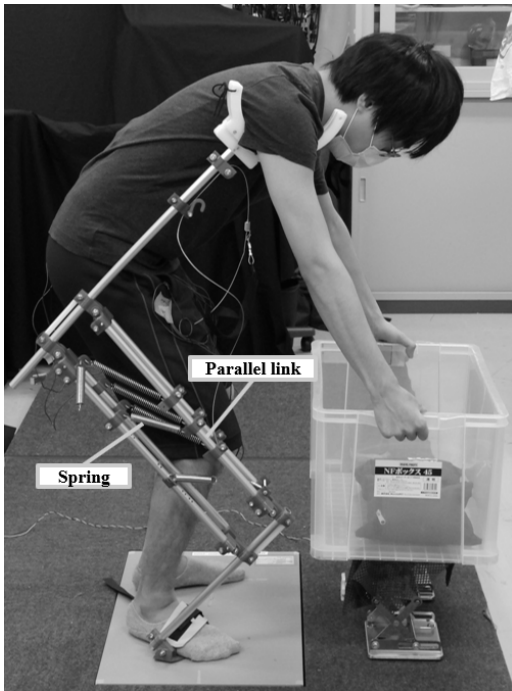
Fig. 2.13: Unloading effect

## 2.6 パッシブ型パワーアシスト装置

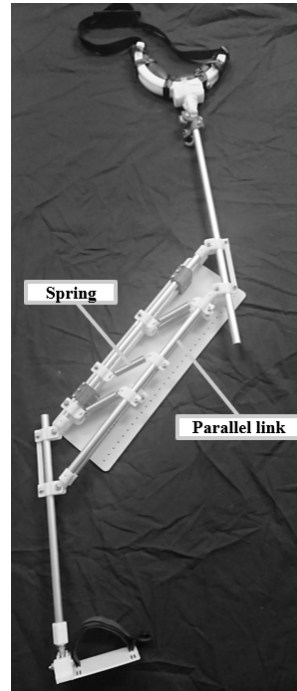
これまで提案されているパワーアシスト装置の多くはアクティブタイプであり、電源や多数のアクチュエータやセンサが必要となり、構造が複雑になってしまう。また、介護・看護を行う現場では水を使う作業が多く存在し、電気などの外部動力をもつアシスト装置は使用環境に左右される。本研究では、外部動力をもたない免荷型パワーアシスト装置も開発対象としている。開発したパッシブ型パワーアシスト装置(以下、パッシブ型アシスト装置と称する)の外観を **Fig.2.14** に示す。本装置は、免荷型空気式パワーアシスト装置(以下、アクティブ型アシスト装置と称する)と同様に装着者の片脇に取り付けて使用する。下端部は装着者の靴側面に揺動が可能な状態で固定され地面と接しており、上端部は装具を介して脇下部と接している。本装置の総重量は約 1.8[kg] とアクティブ型アシスト装置に比べて軽量である。装着者がしゃがみこむと、上部リンクと下部リンクを繋ぐ平行リンクに取り付けた引っ張りバネが伸長され、立ち上がる際にバネの復元力により支援力を発生させる。本装置は、引っ張りバネの硬さと位置を変えることで支援位置と力の関係を自由に決定できる。本研究では、**Fig.2.14** は地面からの脇下との距離に対する発生力を示しており、最もしゃがみ込んだ状態で約 100[N] の支援力が発生する。

## 2.7 結言

本章では、身体への物理的拘束が少なく、Squat 法による持ち上げ動作を阻害しないことを目標として、地面と脇下間に支援力を加えることで支援する免荷型パワーアシスト装置を開発し、本装置の設計仕様について述べた。次に、アクティブ型アシスト装置に位置制御系と力制御系を構築し、基本的な制御性能を確認した。本装置の免荷機能による支援効果を検証するために、床反力計を用いた検証実験を行った結果、アクティブ型アシスト装置を用いて被験者の体重を免荷することができ、持ち上げ動作支援や歩行支援装置として適用可能であることが確認された。また、様々な環境での運用や実用性を強く意識した、外部動力をもたないパッシブ型の免荷型パワーアシスト装置を提案した。次章では、アクティブ型とパッシブ型双方を用いた持ち上げ動作支援について検討する。



(a) Overview of lifting motion



(b) Overview of device.

Fig. 2.14: Passive type power assist device

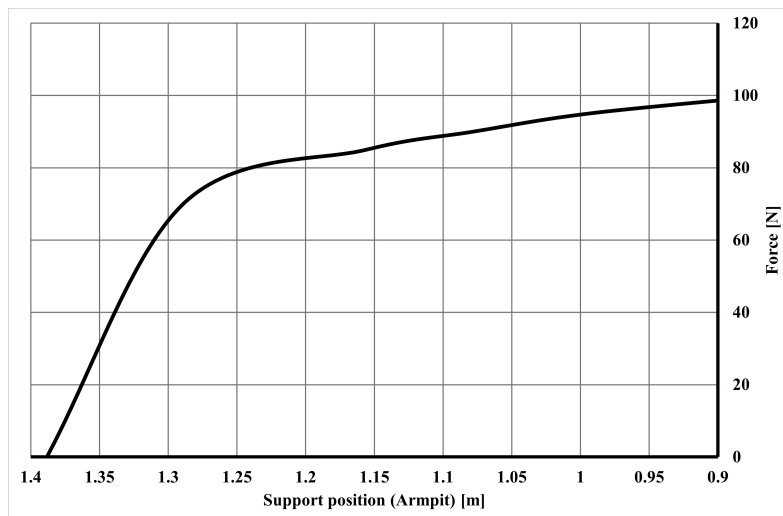


Fig. 2.15: Relationship between support position and force in passive type

# 第3章 免荷型パワーアシスト装置を用いた持ち上げ動作支援

## 3.1 緒言

本アシスト装置では、看護・介護分野で行われる移乗介助の動作支援を応用対象の1つとしている。そこで移乗介助を想定した持ち上げ動作における支援効果を検証し、定量的に評価する。本章では、開発した2種類(アクティブ, パッシブ)の免荷型パワーアシスト装置, ならびに市販されている装着型パワーアシスト装置を対象に単純な持ち上げ動作における支援効果について検証する。評価方法は重量物の持ち上げから降ろすまでの動作を積分筋電値(Integral electromyogram, IEMG)を用いて評価する。一連の持ち上げ動作を経時的に見た場合に各動作フェーズにおいて筋負担に変化が見られたため、持ち上げ動作を、持ち上げ時, 保持, 持ち下げ時に分けて、各動作の筋活動を比較評価する。また、本装置を片側に取り付けて行う持ち上げ動作支援では、身体のバランスなどの姿勢の変化によって支援効果にどのように影響するかも検討する。

人は多関節運動を行うため、複数の筋が同時に働く。そのため、筋電センサを用いた筋活動度評価には測定できる筋に制約があり、また、深層筋に対してはそもそも測定ができないため、実測で筋負担のメカニズムを解明するのは容易ではない。この問題を解決する方法として筋骨格シミュレータに着目する。筋骨格シミュレータは、持ち上げ動作時の運動計測データ(体表面の特徴的な関節部に貼付したマーカーの3次元座標をモーションキャプチャシステムで測定したもの)を入力することで、関節モーメントや筋張力、筋活性等の身体内で作用している力を定量評価することができる[33],[34]。近年、筋骨格シミュレータを用いたリハビリテーション技術の効果検証やパワーアシスト装置の開発などが多くの機関で行われている[35]-[37]。そこで本章では、筋電位センサによる直接的な評価に加えて筋骨格シミュレー



タ (OpenSim) を導入することで免荷型パワーアシスト装置の片脇支援に対する影響を調べ、使用方法を提案する。

## 3.2 持ち上げ支援における評価方法

開発したパワーアシスト装置の支援効果を検証するために、単純持ち上げ支援における検証実験を行う。アクティブ型アシスト装置、パッシブ型アシスト装置、装着型パワーアシスト装置を取り付けた場合と未装着の場合との比較を筋電センサ (追坂電子機器社)、床反力計 (AMTI Corp., BT400600-2000)、モーションキャプチャシステム (OptiTrack, Flex3) を用いて、計測を行い評価する。

被験者は、**Fig.3.1(a)** に示すように、床反力計の上で 10[kg] の重量物に対して持ち上げ動作を約 4 秒かけて行い、保持状態を約 4 秒間維持し、持ち下げ動作を約 4 秒間かけて行う動作を繰り返し行う。ここで、一連の動作は、肘を曲げずに Squat 法による持ち上げ動作とする。

**Fig.3.1(b)** に示すように被験者の右脇にアクティブ型アシスト装置を取り付けた場合、支援動作のトリガーとしてはキャリーボックスに貼付しているスイッチを押すと制御系に目標値が入力されるようになっている。目標値であるランプ信号の傾きは、実際の持ち上げ動作に基づいて試行錯誤的に決定した。筋電位センサの取り付け位置を **Fig.3.2** に示す。上半身においては腰部の負担を測定するために脊柱起立筋 (Erector spinae)、肩部は僧帽筋 (Trapezius)、下肢の負担評価のために大腿部の大腿直筋 (Rectus femoris)、内側広筋 (Vastus medialis) に取り付けて検証実験を行う。計測した EMG データは 2.5[V] のオフセットを除去し、Eq.(3.1) に示すように積分時間  $T=0.2[s]$  で移動積分した積分筋電値 IEMG に変換する。また、持ち上げ時間を正規化して評価する。

$$IEMG(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t |EMG(\tau)| d\tau \quad (3.1)$$

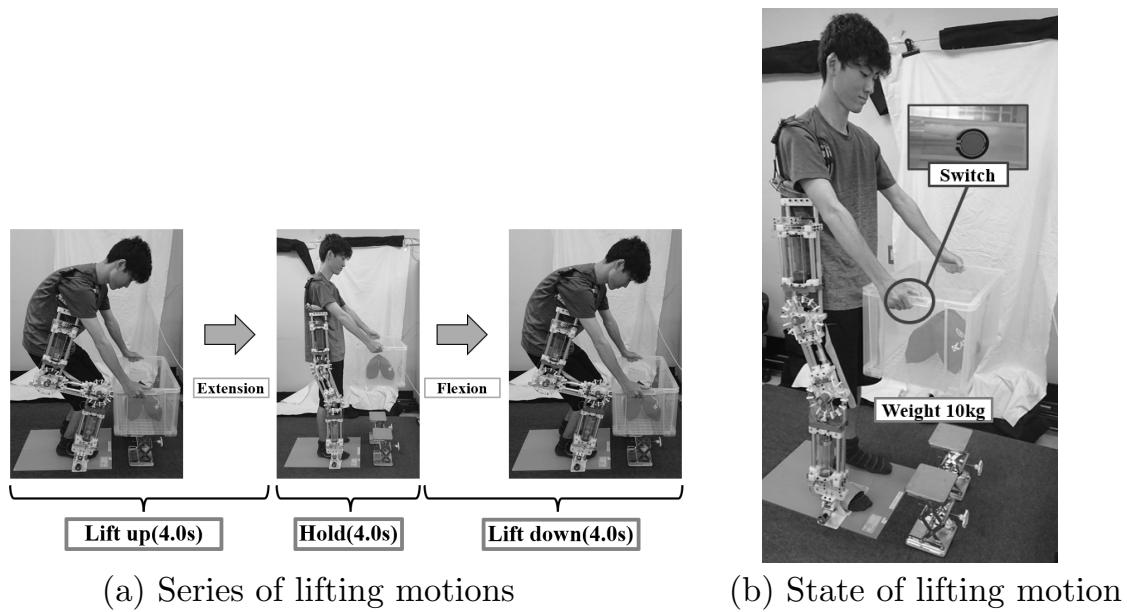


Fig. 3.1: Support effect evaluation in lifting motion

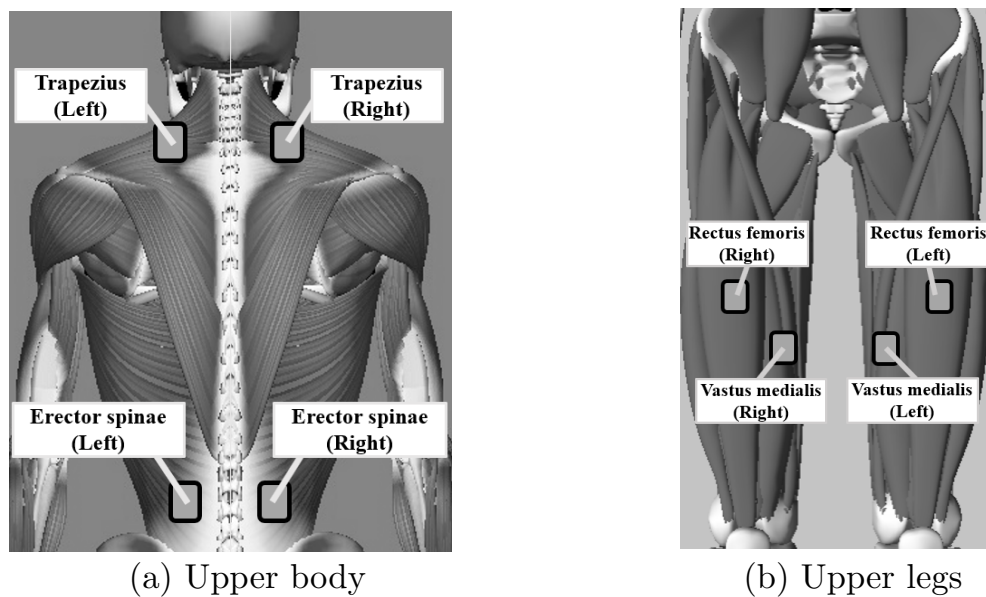


Fig. 3.2: Location of electrodes on the dominant muscles

## 3.3 各パワーアシスト装置における検証結果

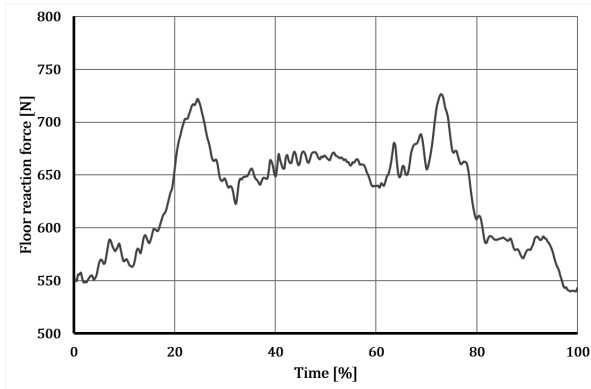
### 3.3.1 位置制御による持ち上げ動作支援

被験者は3人の成人男性(20代男性 健常者, 身長:173 ± [5cm], 体重:55 ± 1[kg])で, 各被験者に対してアクティブ型アシスト装置を用いて, **Fig. 3.1(a)**に示す持ち上げ動作を1セットとして4回繰り返した. まずは位置制御系を用いて持ち上げ支援を行った時の床反力計で計測した床反力を**Fig. 3.3**に示す. 本装置, 重量物, 被験者の重量はそれぞれ5.0[kg], 10[kg], 55[kg]であるため, 床反力計で計測した反力700[N]は妥当である. **Fig. 3.3**から, アクティブ型アシスト装置を用いていない持ち上げ動作では被験者が重量物を勢い良く持ち上げているため持ち上げ動作時間20[%]のあたりで慣性力による動的な荷重が身体に作用していることがわかる. 対して, アシスト装置を用いた持ち上げ動作では静的な荷重が身体に作用し, 持ち上げ動作が安定していることがわかる.

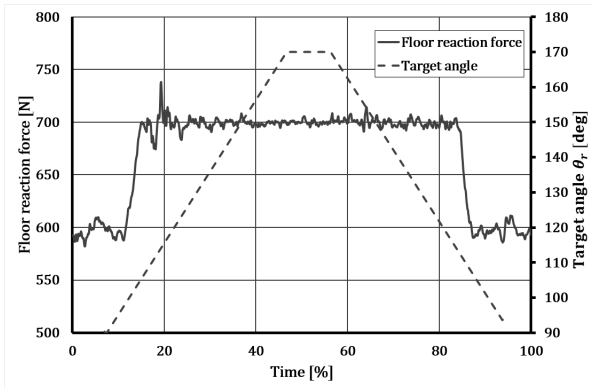
被験者1人の筋電位を**Fig.3.4 - 3.7**に示す. 一般的にSquat法で持ち上げ動作を行った場合, 脊柱起立筋(Erector spinae)などを含む腰部の筋負担はあまり変化せず, 大腿直筋(Rectus femoris)などを含む上腿の筋負担が増加することが予想される. **Fig.3.6, 3.7**に示すように, アシスト装置を用いると上腿の筋負担が大幅に減少していることが確認できる. しかし, **Fig.3.4, 3.5**に示すように, 上半身の筋肉に対する支援効果はほとんどない. これは, Squat法そのものが腰や肩の負担に影響をあまり与えないことと, 本装置が脇下を押し上げて支援を行うため, 肩や腰の負担軽減にはあまり寄与しないことが要因と考えられる.

持ち上げ動作時の筋活動率のグラフを**Fig.3.8**に示す. 未装着時の持ち上げ動作で計測した筋電積分値IEMGの平均値を100%として正規化している. グラフより, アシスト装置を用いると上腿の筋負担が大幅に減少していることが確認できる(有意差1%). しかし, 上部部ではアシスト装置で支援をしていない左上半身の筋活動率が増加している. これは, 被験者が右側だけの支援に対して無意識にバランスを取ろうとして筋活動が活性化されたのではないかと考えられる.

取ることが要因と考えられる.

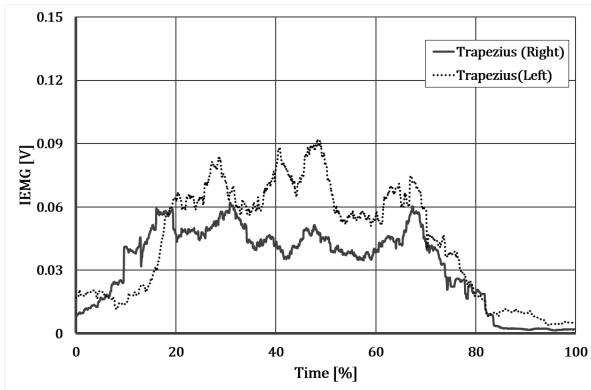


(a) Without device

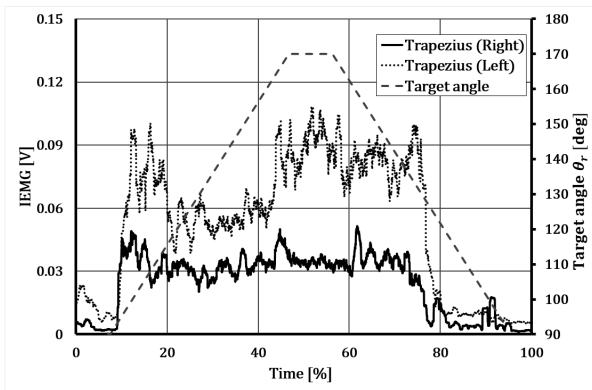


(b) With device

Fig. 3.3: Floor reaction force during lifting motion with position control

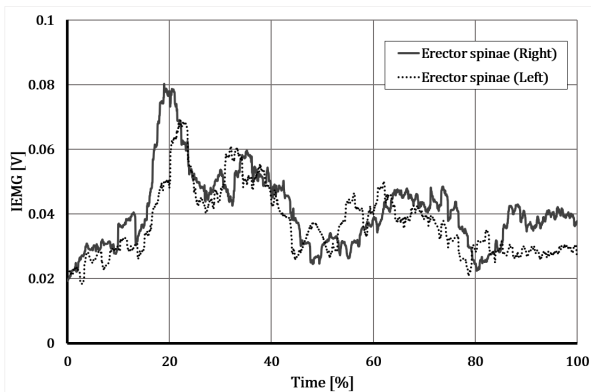


(a) Without device

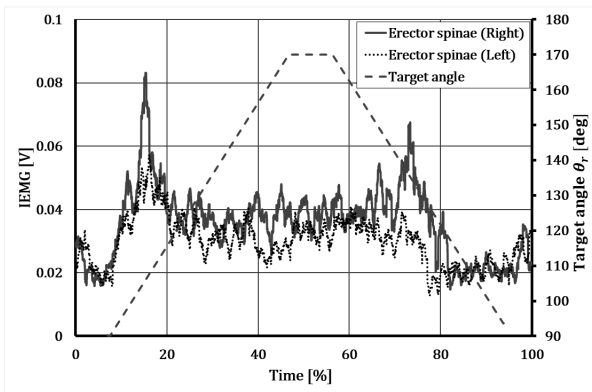


(b) With device

Fig. 3.4: Muscle burden on trapezius with position control

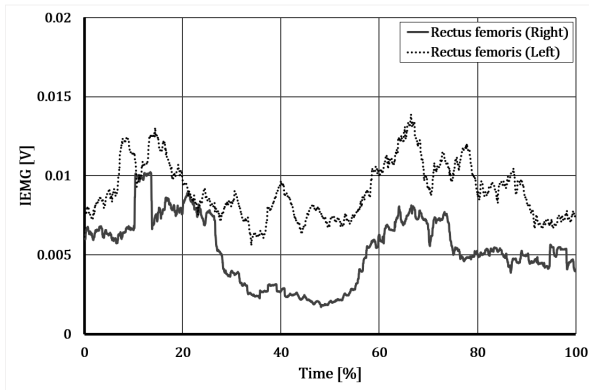


(a) Without device

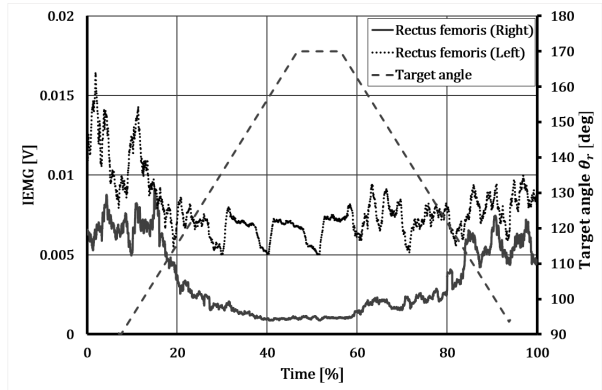


(b) With device

Fig. 3.5: Muscle burden on erector spinae with position control

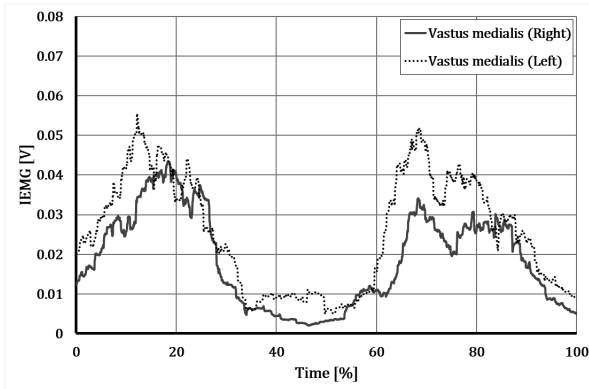


(a) Without device

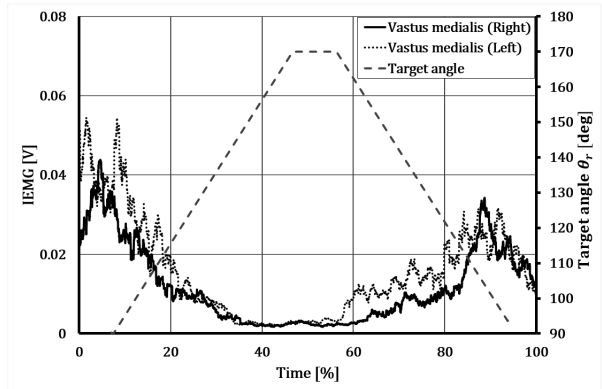


(b) With device

Fig. 3.6: Muscle burden on rectus femoris with position control

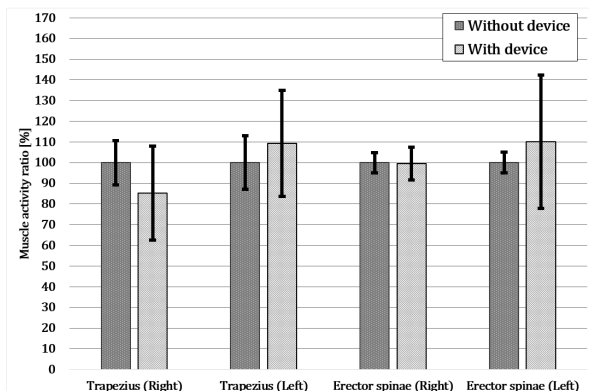


(a) Without device

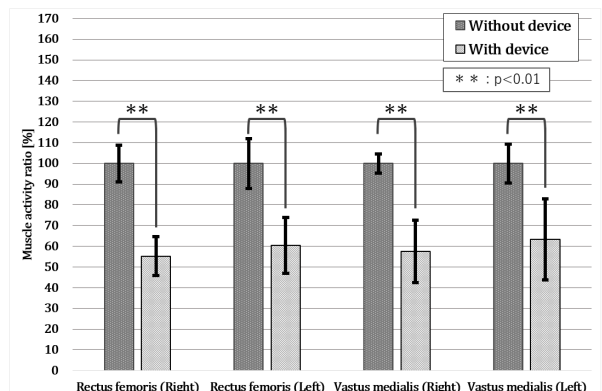


(b) With device

Fig. 3.7: Muscle burden on vastus medialis with position control



(a) Upper body



(b) Upper leg

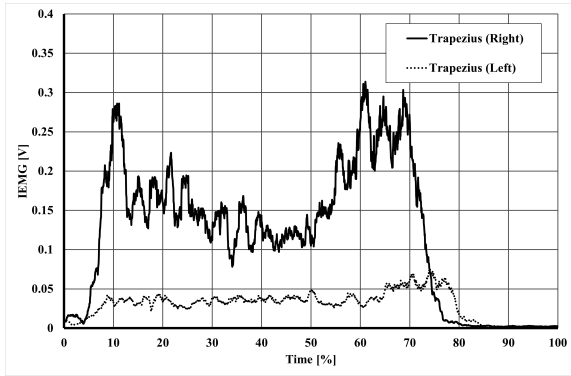
Fig. 3.8: Muscle activity ratio with position control in active type

### 3.3.2 力制御による持ち上げ動作支援

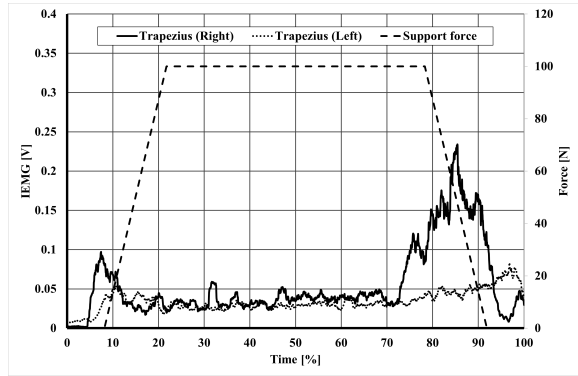
アクティブ型アシスト装置を右側に装着し、力制御による検証実験を行った。被験者は3人の成人男性(健常20代男性, 身長:171 ± [2cm], 体重:53 ± 3[kg])で, 各被験者に対して **Fig. 3.1(a)** に示す持ち上げ動作を1セットとして4回繰り返した。支援動作のトリガーはボックスに貼付したスイッチを押すと力制御系の目標値(100[N])が入力される。被験者1人の筋電位を **Fig.3.9 - 3.12** に示す。**Fig.3.11 - 3.12** に示すように, アシスト装置を用いると上腿の筋負担が大幅に減少していることが確認できる。また, 右僧帽筋の筋負担が大幅に軽減していることが確認できる。これは力制御では脇の高さに関係なく, 一定の押し上げ力を発生しているため, より幅広い時間スパンで支援効果が現れているのではと考えられる。被験者3人分の筋活動率をまとめた表を **Table3.1** に示す。未装着時の持ち上げ動作で計測した筋電積分値 IEMG の平均値を100%として正規化している。

**Table3.1** から被験者3人分の筋活動率をまとめたグラフを **Fig.3.13** に示す。本装置を用いると上腿と右僧帽筋の筋負担が大幅に減少していることが確認できる(有意差1%)。しかし, 左内側広筋の筋負担は本装置を用いると減少しているが, 有意性が確認できなかった。内側広筋は身体のバランスを取る時に働く筋であるため, 被験者が片側だけの支援に対して無意識にバランスを取ったことが要因と考えられる。

持ち上げ動作を持ち上げ, 保持, 持ち下げ時に分けて, 各動作の筋活動率をまとめた結果を **Fig.3.14** に示す。グラフから, 持ち上げ動作全体で, 上腿の筋負担は大幅に減少していることが確認できる。しかし, 持ち下げ時の上半身の筋負担が増加している。これは, 重量物を持って身体のバランスを取りながら, 身体を降ろしていることが要因と考えられる。また, 右僧帽筋の筋負担が左僧帽筋の値に比べて小さい。これは, 右側に取り付けられた本装置による支援に対しての影響であると考えられる。

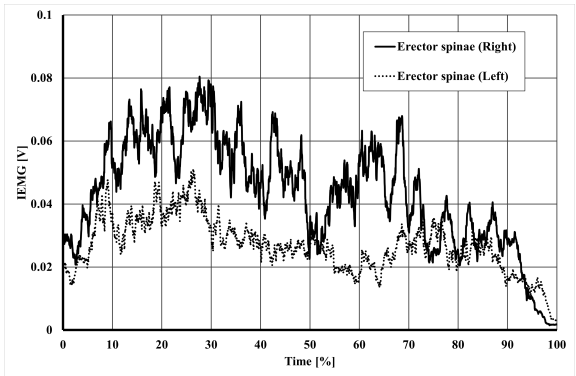


(a) Without device

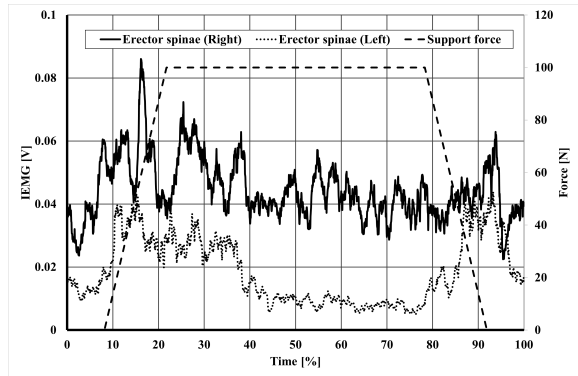


(b) With device

Fig. 3.9: Muscle burden on trapezius with force control

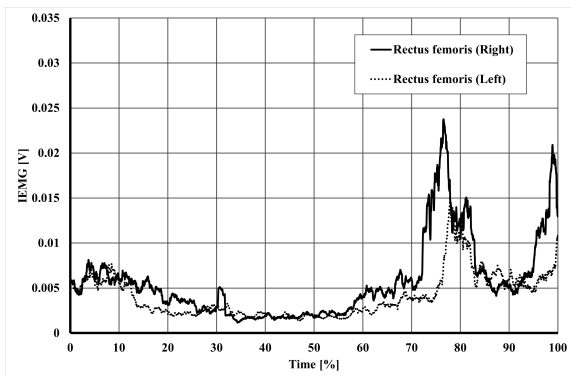


(a) Without device

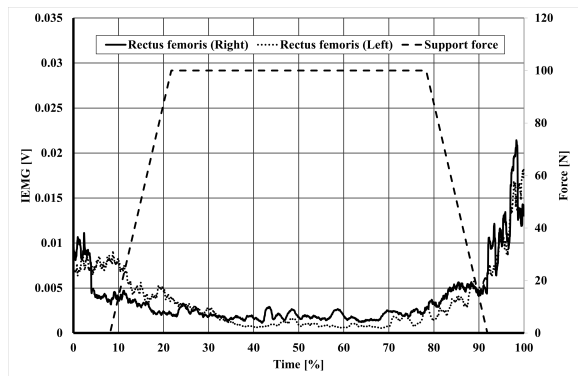


(b) With device

Fig. 3.10: Muscle burden on erector spinae with force control

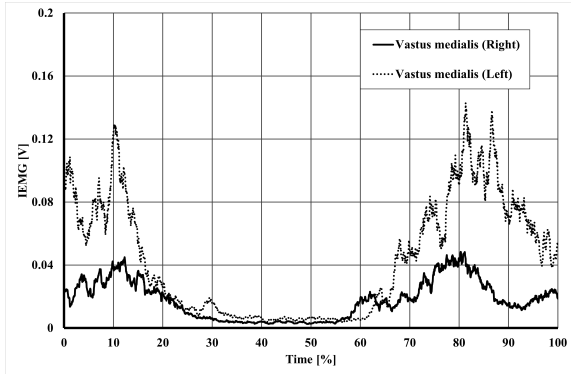


(a) Without device

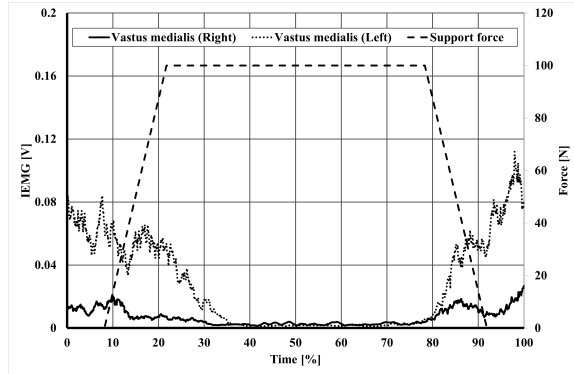


(b) With device

Fig. 3.11: Muscle burden on rectus femoris with force control

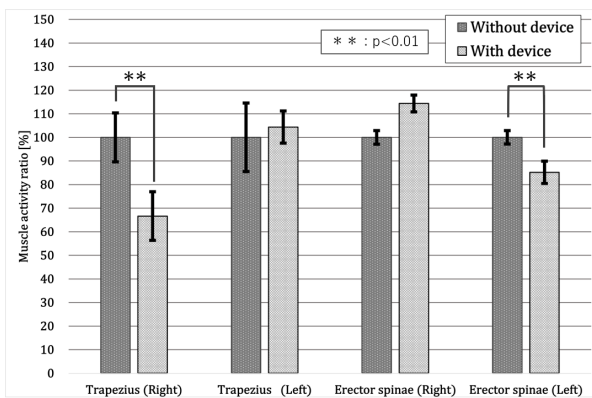


(a) Without device

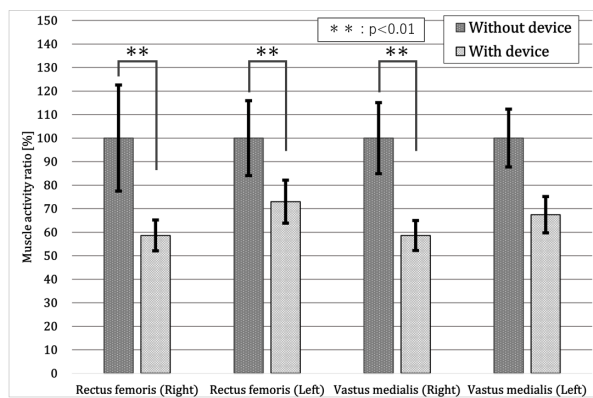


(b) With device

Fig. 3.12: Muscle burden on vastus medialis with force control



(a) Upper body



(b) Upper leg

Fig. 3.13: Muscle activity ratio with force control in active type



table 3.1: Muscle activity ratio during lifting motion with force control

(a) Upper body.

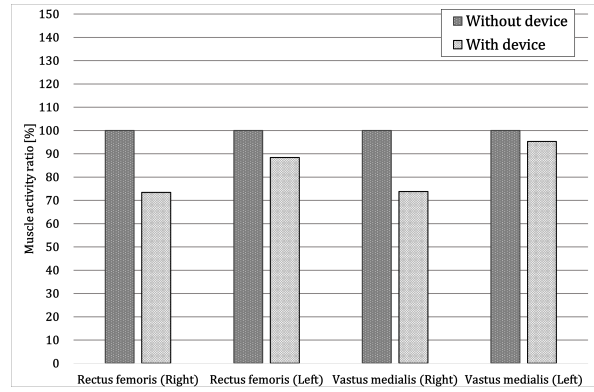
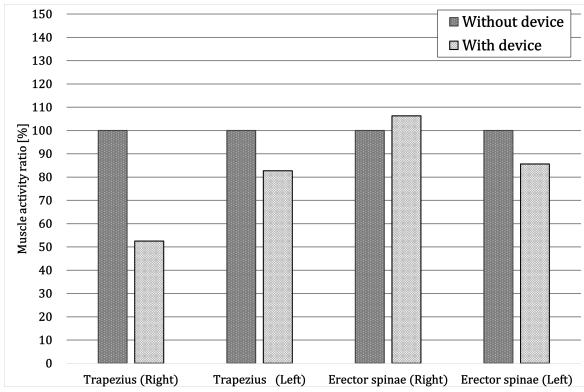
Subject	Item [%]	Trape(R)		Trape(L)		E.S(R)		E.S(L)	
		without	with	without	with	without	with	without	with
A	Avg.	100	55.0	100	104.2	100	112.7	100	92.3
	SD	7.4	6.7	5.6	8.2	3.4	2.6	2.8	3.6
B	Avg.	100	44.5	100	70.6	100	101.6	100	67.3
	SD	13.0	8.6	30.5	7.5	2.1	1.9	3.1	5.0
C	Avg.	100	100.5	100	138.3	100	128.8	100	96.1
	SD	10.7	15.6	7.5	4.8	3.1	6.2	2.7	5.6

Trape. : Trapezius, E.S. : Erector spinae

(b) Lower body.

Subject	Item [%]	V.M(R)		V.M(L)		R.F(R)		R.F(L)	
		without	with	without	with	without	with	without	with
A	Avg.	100	62.3	100	50.9	100	33.1	100	48.1
	SD	13.7	4.7	5.9	3.2	4.6	2.2	5.5	3.9
B	Avg.	100	42.5	100	56.3	100	59.3	100	75.9
	SD	28.6	3.1	27.3	5.6	54.1	3.8	33.4	11.3
C	Avg.	100	97.5	100	128.1	100	83.4	100	95.0
	SD	3.0	11.3	3.7	14.4	13.7	8.9	8.9	12.4

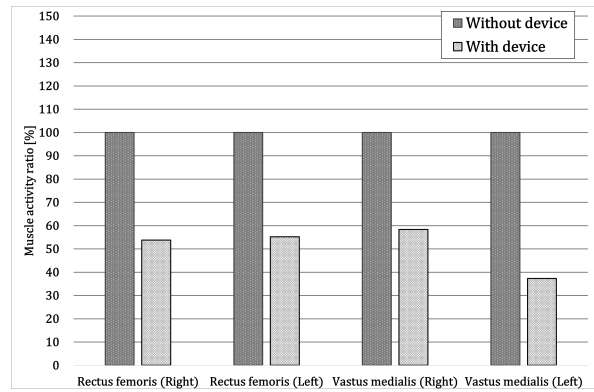
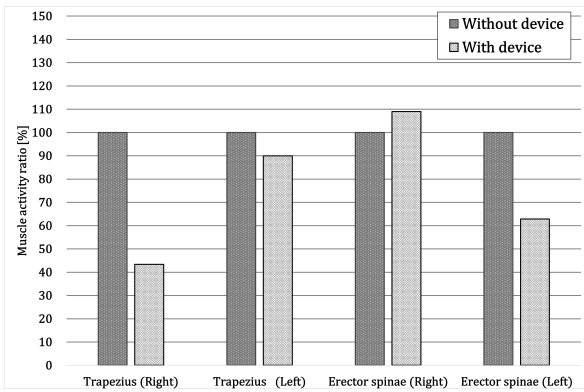
V.M. : Vastus medialis, R.F. : Rectus femoris



Upper body

Upper leg

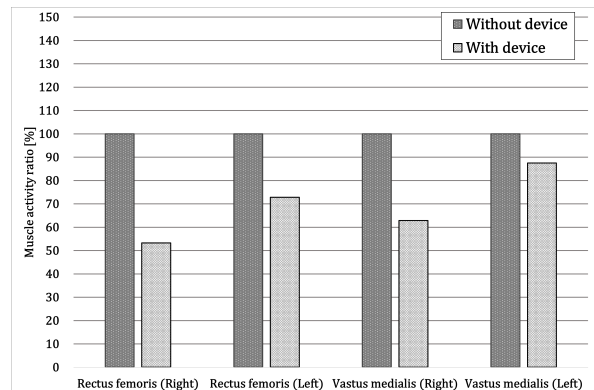
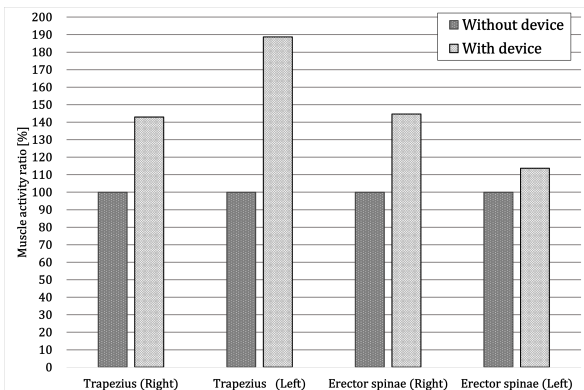
(a) Lift up



Upper body

Upper leg

(b) Hold



Upper body

Upper leg

(c) Lift down

Fig. 3.14: Partial muscle activity ratio with force control in active type

### 3.3.3 パッシブ型アシスト装置による持ち上げ動作支援

パッシブ型アシスト装置を右側に装着し、検証実験を行った。被験者は3人の成人男性(健常20代男性, 身長:  $171 \pm 2$ [cm], 体重:  $53 \pm 3$ [kg])で, 各被験者に対して Fig. 3.1(a) に示す持ち上げ動作を4回繰り返した。被験者1人の筋電位を Fig.3.15 - 3.18 に示す。本装置を用いると上体と上腿の筋負担が共に大幅に減少していることが確認できる。被験者3人分の筋活動率をまとめた表を Table3.2 に示す。未装着時の持ち上げ動作で計測した筋電積分値 IEMG の平均値を 100%として正規化している。また, 被験者3人分の筋活動率をまとめたグラフを Fig.3.19 に示す。グラフから, 本装置を用いると上腿と僧帽筋の筋負担が大幅に減少していることが確認できる。しかし, アクティブ型と同様に左内側広筋の筋負担は本装置を用いると減少しているが, 有意性が確認できなかった。こちらも被験者が片側だけの支援に対して無意識にバランスを取ったことが要因と考えられる。

持ち上げ動作を持ち上げ, 保持, 持ち下げ時に分けて, 各動作の筋活動率をまとめた結果を Fig.3.20 に示す。グラフから, 持ち上げと保持状態時に, 僧帽筋の筋負担は大幅に減少していることが確認できる。また, 保持と持ち下げ時に, 上腿の筋負担が大幅に減少していることが確認できる。

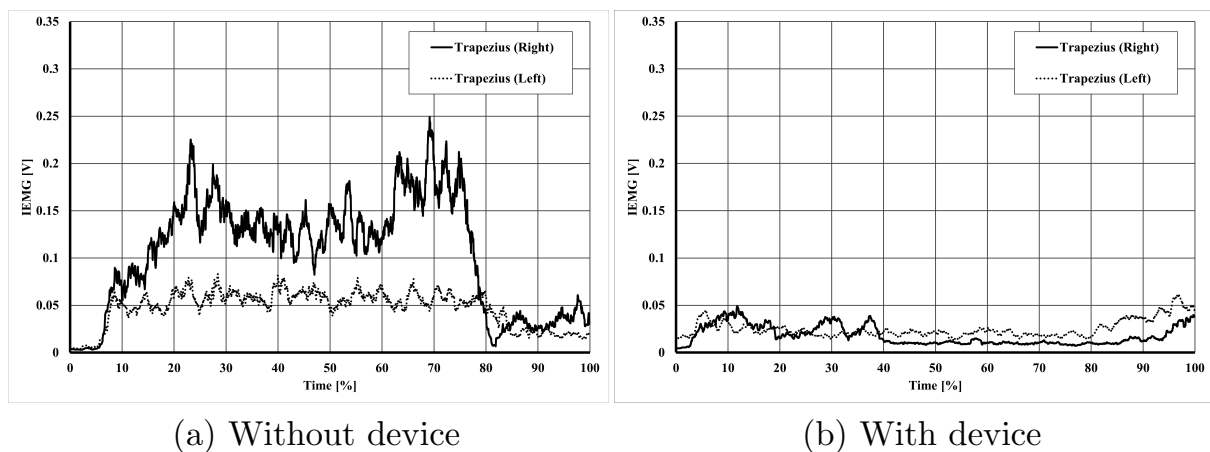
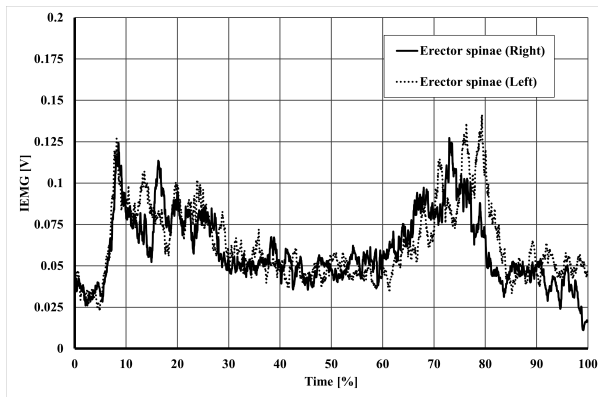
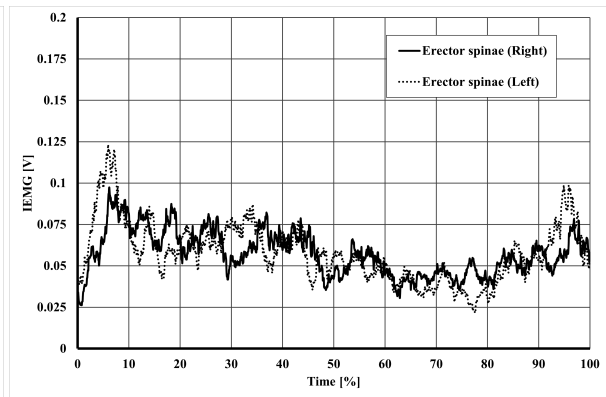


Fig. 3.15: Muscle burden on trapezius with passive type

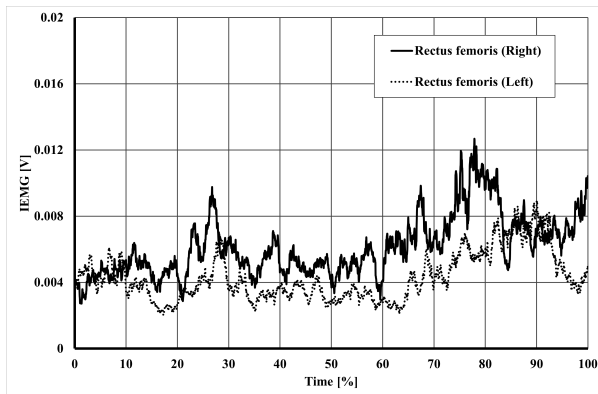


(a) Without device

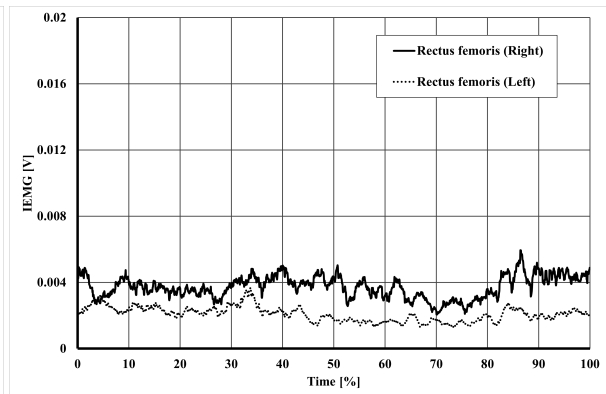


(b) With device

Fig. 3.16: Muscle burden on erector spinae with passive

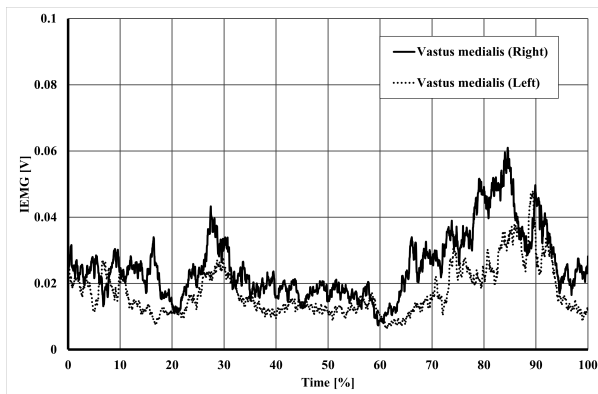


(a) Without device

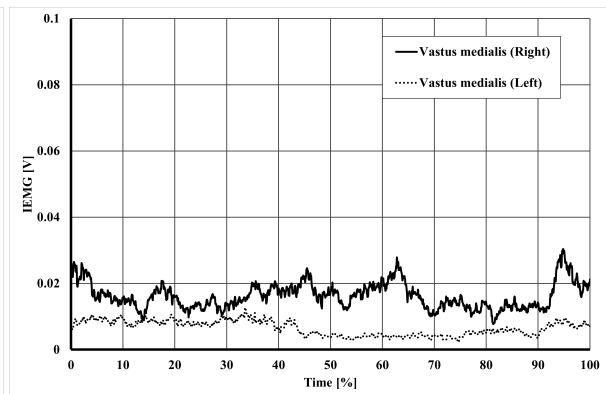


(b) With device

Fig. 3.17: Muscle burden on rectus femoris with passive type



(a) Without device



(b) With device

Fig. 3.18: Muscle burden on vastus medialis with passive type

table 3.2: Muscle activity ratio during lifting motion with passive type

(a) Upper body.

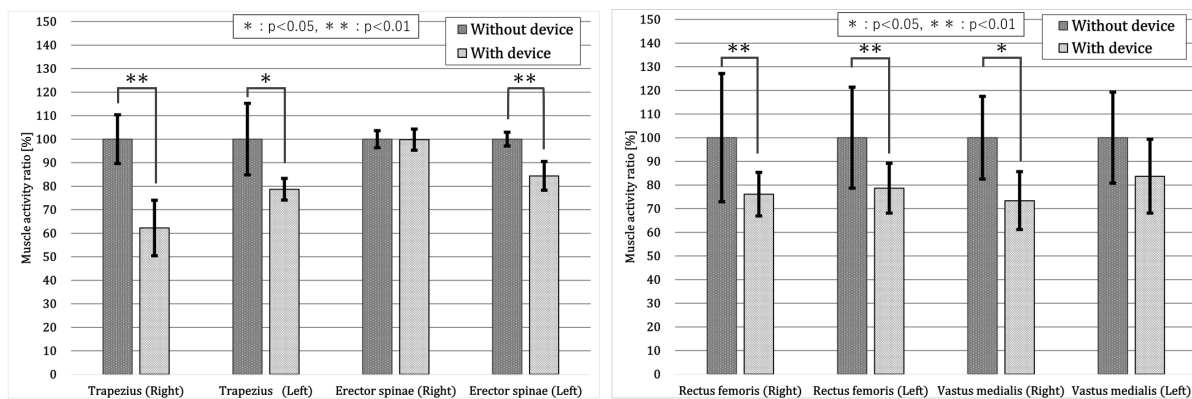
Subject	Item [%]	Trape(R)		Trape(L)		E.S(R)		E.S(L)	
		without	with	without	with	without	with	without	with
A	Avg.	100	39.6	100	54.4	100	93.9	100	82.4
	SD	7.4	12.9	7.6	4.1	5.7	4.2	3.0	9.1
B	Avg.	100	42.2	100	67.2	100	95.9	100	72.5
	SD	13.0	6.0	30.5	2.4	2.1	3.6	3.1	2.8
C	Avg.	100	104.9	100	114.5	100	109.6	100	98.3
	SD	10.7	16.5	7.5	7.4	3.2	5.7	2.7	6.5

Trape. : Trapezius, E.S. : Erector spinae

(b) Lower body.

Subject	Item [%]	V.M(R)		V.M(L)		R.F(R)		R.F(L)	
		without	with	without	with	without	with	without	with
A	Avg.	100	73.7	100	57.8	100	70.2	100	68.6
	SD	20.9	24.4	26.76	27.8	18.4	18.4	20.1	21.8
B	Avg.	100	43.8	100	63.3	100	68.5	100	72.1
	SD	28.6	6.0	27.6	7.9	54.1	5.3	33.4	5.6
C	Avg.	100	102.7	100	130	100	89.6	100	95.2
	SD	3.0	6.5	3.7	11.2	8.9	4.1	8.9	5.9

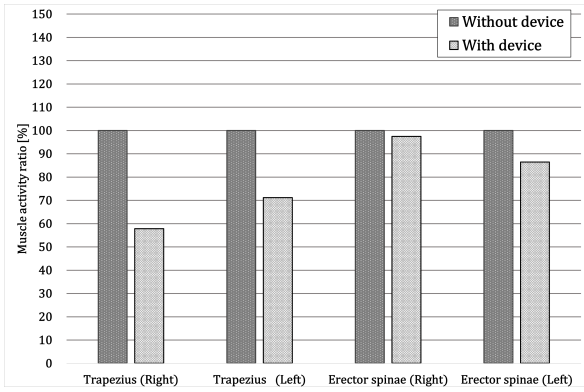
V.M. : Vastus medialis, R.F. : Rectus femoris



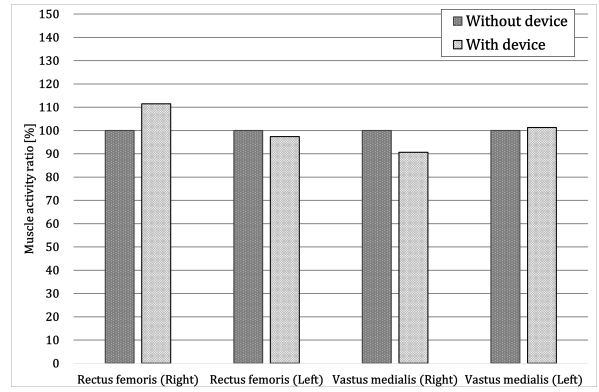
(a) Upper body

(b) Upper leg

Fig. 3.19: Muscle activity ratio with passive type

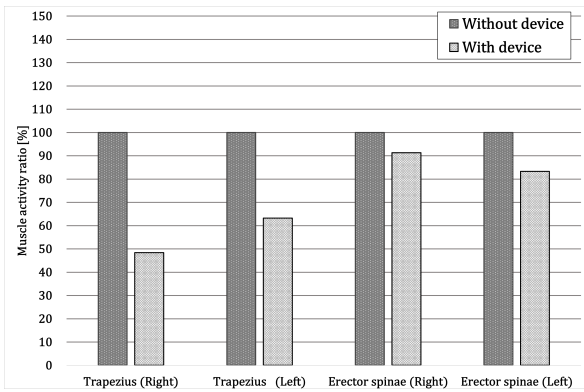


Upper body

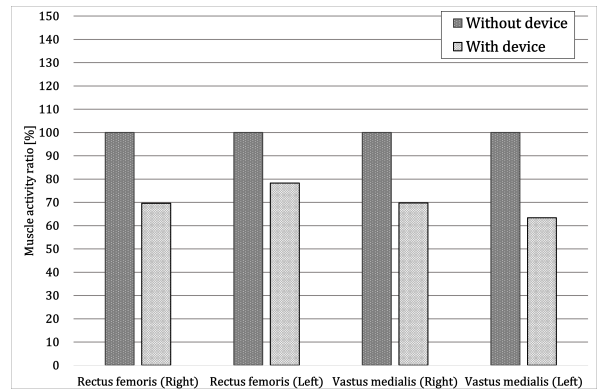


Upper leg

(a) Lift up

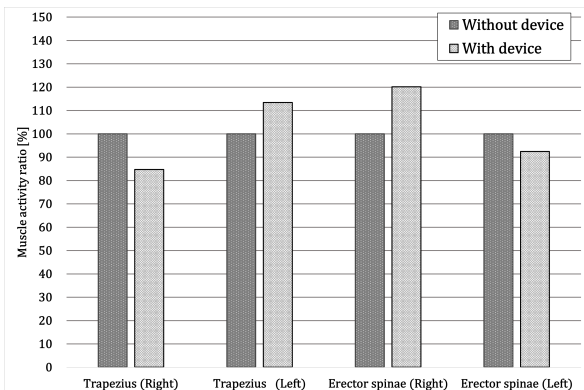


Upper body

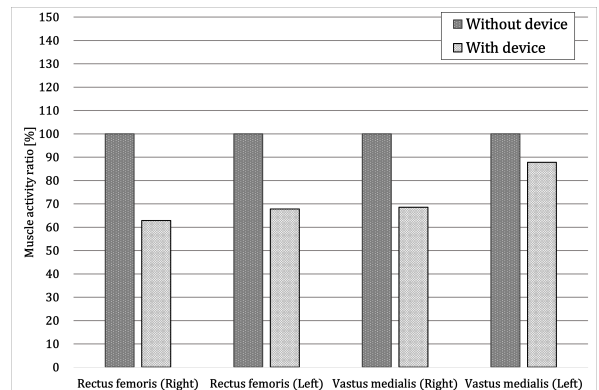


Upper leg

(b) Hold



Upper body



Upper leg

(c) Lift down

Fig. 3.20: Partial muscle activity ratio with passive type

### 3.3.4 装着型パワーアシスト装置による持ち上げ動作支援

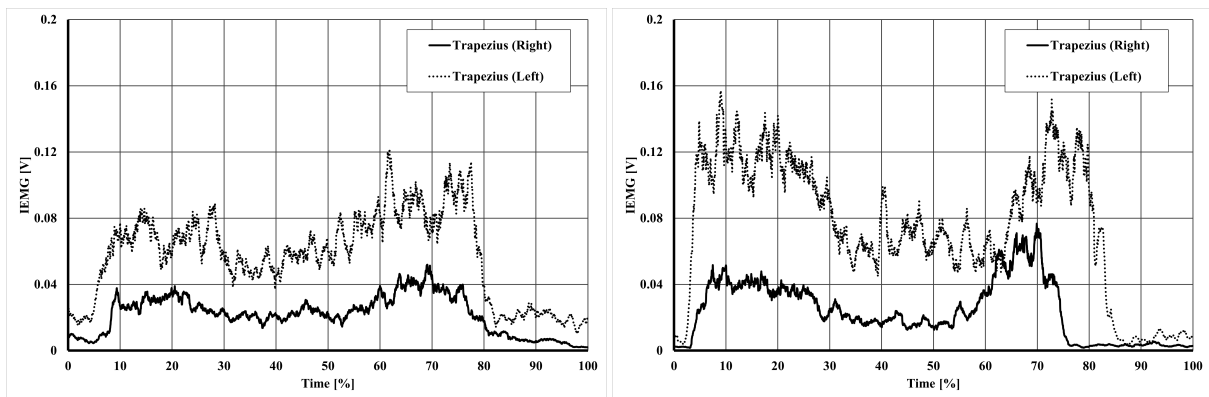
Fig.3.21 に示す装着型パワーアシスト装置 (INNOPHYS Corp., 商品名: Every) を装着し, 検証実験を行った. 実験で使用する装着型パワーアシスト装置は McKibben 型人工筋肉を加圧することで一種のバネとして作用させ, 支援力を発生させるもので, 腰部の角度に応じて支援力が変化する. 被験者は 3 人の成人男性 (健常 20 代男性, 身長:  $171 \pm [2\text{cm}]$ , 体重:  $53 \pm 3[\text{kg}]$ ) で, 装着型パワーアシスト装置の McKibben 型人工筋肉に約  $180[\text{kPa}]$  を印加して各被験者に対して Fig. 3.1(a) に示す持ち上げ動作を 4 回繰り返した. 被験者 1 人の筋電位を Fig.3.22 - 3.25 に示す. Fig.3.23 に示すように, 装着型パワーアシスト装置を用いると脊柱起立筋 (Erector spinae) の筋負担が大幅に減少していることが確認できる. 被験者 3 人分の筋活動率をまとめた表を Table3.3 に示す. 未装着時の持ち上げ動作で計測した筋電積分値 IEMG の平均値を 100% として正規化している. Table3.3 から被験者 3 人分の筋活動率をまとめたグラフを Fig.3.26 に示す. グラフから, 装着型パワーアシスト装置を用いると脊柱起立筋と上腿の筋負担が大幅に減少していることが確認できる. しかし, Fig.3.22 に示すように装着型パワーアシスト装置を用いると僧帽筋の筋負担が増加していることが確認でき, Fig.3.26 から有意性も確認できなかった. これは, 装着型パワーアシスト装置の肩ベルトが僧帽筋を圧迫していることが要因と考えられる. また, Fig.3.24, 3.25 から左上腿の筋負担は減少しているが, 右上腿の筋負担は増加していることが確認できる.

持ち上げ動作を持ち上げ, 保持, 持ち下げ時に分けて, 各動作の筋活動率をまとめた結果を Fig.3.27 に示す. グラフから持ち上げ動作の全体で脊柱起立筋の筋負担が減少していることが確認できる. また, 持ち上げと持ち下げ時に上腿の筋負担が減少し, 保持の時には上半身と上腿の筋があまり変化していないことが確認できる. これは装着型パワーアシスト装置がバネを伸長させて支援力を得る機構を用いていることが要因であると考えられる. 持ち下げ時に, 上半身と上腿の筋負担は減少していることが確認できる.



(a) Front side of device    (b) Back side of device    (c) Overview of lifting motion

Fig. 3.21: Wearable type power assist device (INNOPHYS Co., Every)

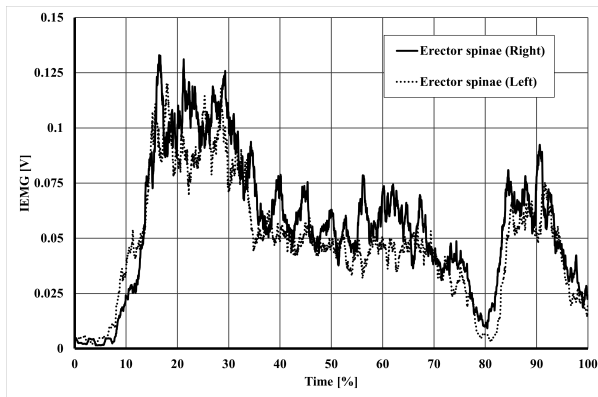


(a) Without device

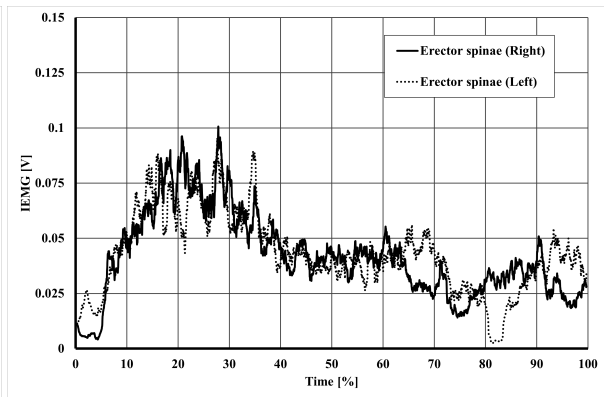
(b) With device

Fig. 3.22: Muscle burden on trapezius with wearable type



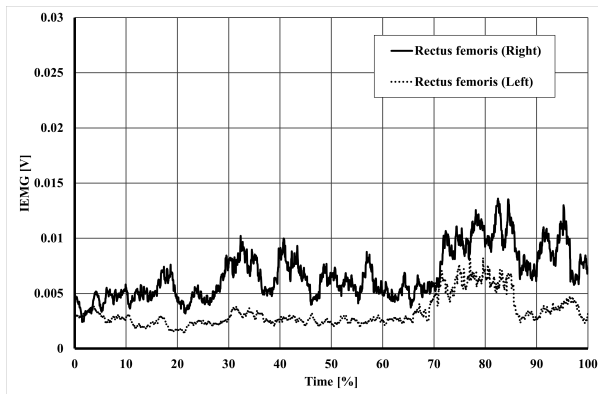


(a) Without device

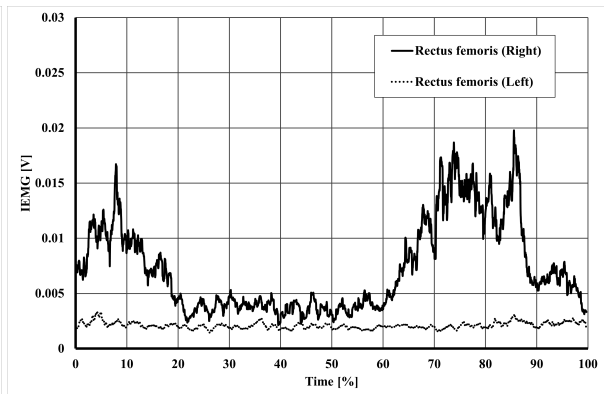


(b) With device

Fig. 3.23: Muscle burden on erector spinae with wearable type

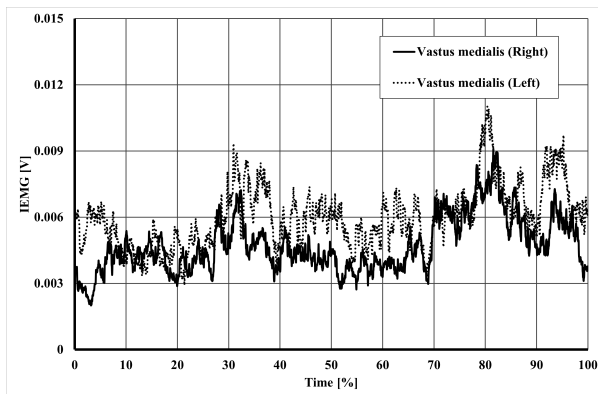


(a) Without device

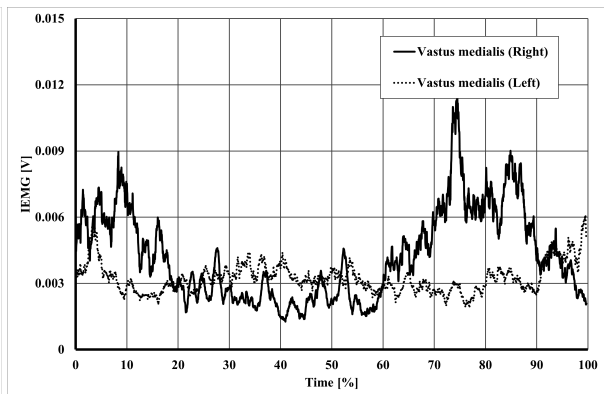


(b) With device

Fig. 3.24: Muscle burden on rectus femoris with wearable type



(a) Without device



(b) With device

Fig. 3.25: Muscle burden on vastus medialis wearable type

table 3.3: Muscle activity ratio during lifting motion with wearable type  
(a) Upper body.

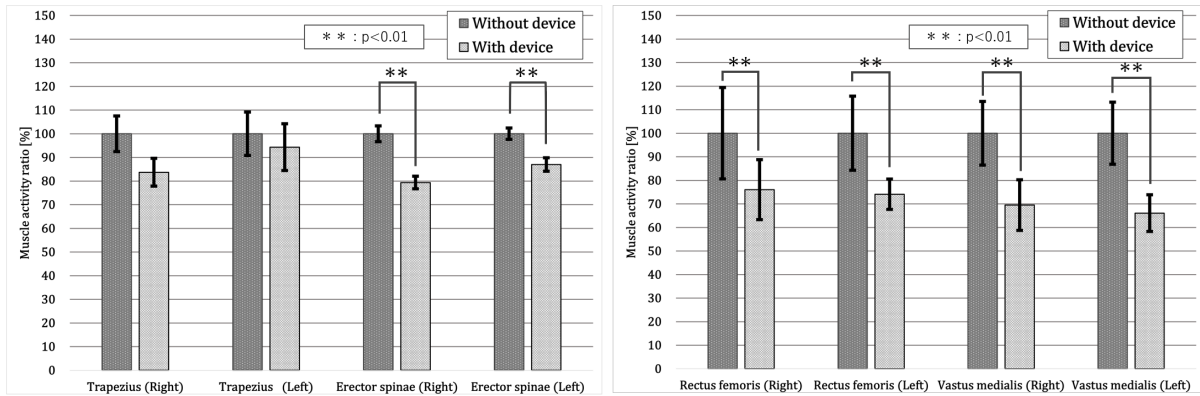
Subject	Item [%]	Trape(R)		Trape(L)		E.S(R)		E.S(L)	
		without	with	without	with	without	with	without	with
A	Avg.	100	40.9	100	81.6	100	79.2	100	77.3
	SD	7.4	4.6	7.6	10.7	5.7	2.3	3.0	3.1
B	Avg.	100	94.0	100	85.9	100	80.3	100	94.1
	SD	4.5	4.3	12.4	4.7	1.2	3.0	1.6	4.0
C	Avg.	100	116.2	100	115.5	100	78.6	100	89.5
	SD	10.7	8.7	7.5	14.4	3.2	2.7	2.7	1.5

Trape. : Trapezius, E.S. : Erector spinae

(b) Lower body.

Subject	Item [%]	V.M(R)		V.M(L)		R.F(R)		R.F(L)	
		without	with	without	with	without	with	without	with
A	Avg.	100	60.9	100	73.4	100	76.1	100	88.7
	SD	20.9	5.8	26.8	4.5	18.4	9.1	21.8	4.7
B	Avg.	100	57.6	100	61.5	100	54.8	100	57.7
	SD	16.8	19.3	9.0	11.8	31.0	12.5	16.5	7.6
C	Avg.	100	90.0	100	63.4	100	97.3	100	75.9
	SD	3.0	7.5	3.7	6.6	8.9	16.6	8.9	7.0

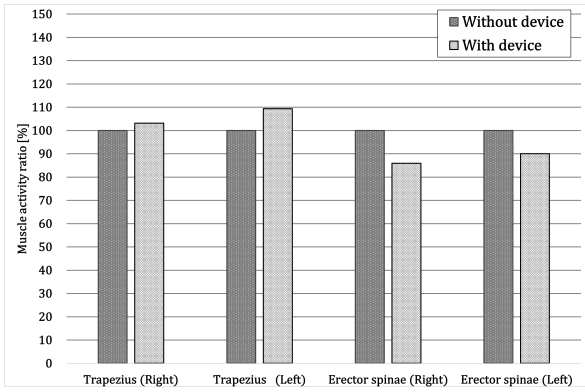
V.M. : Vastus medialis, R.F. : Rectus femoris



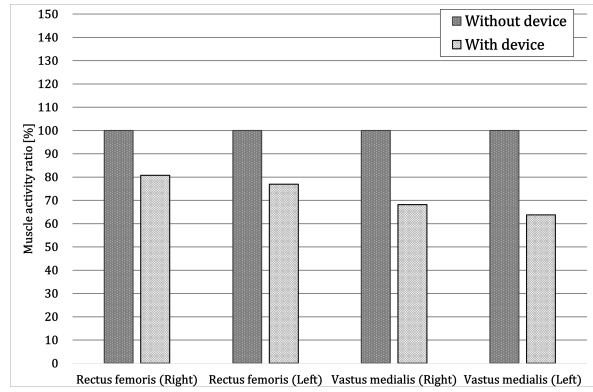
(a) Upper body

(b) Upper leg

Fig. 3.26: Muscle activity ratio with wearable type

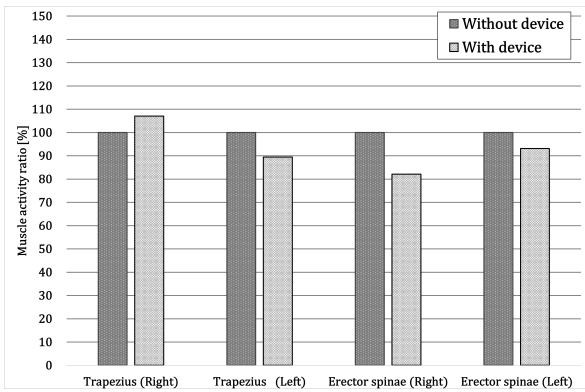


Upper body

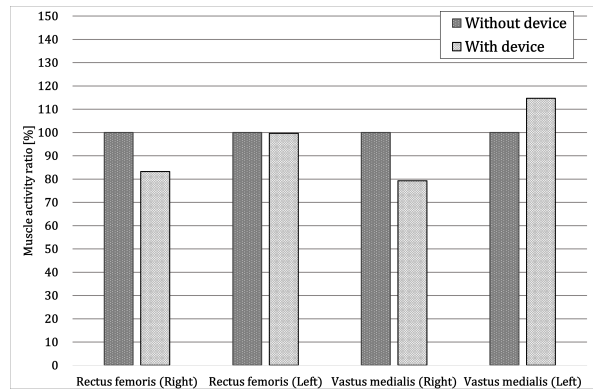


Upper leg

(a) Lift up

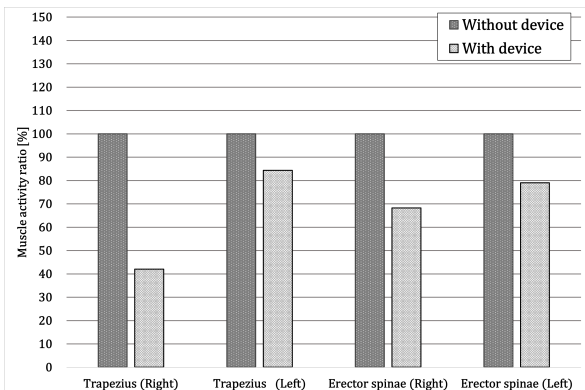


Upper body

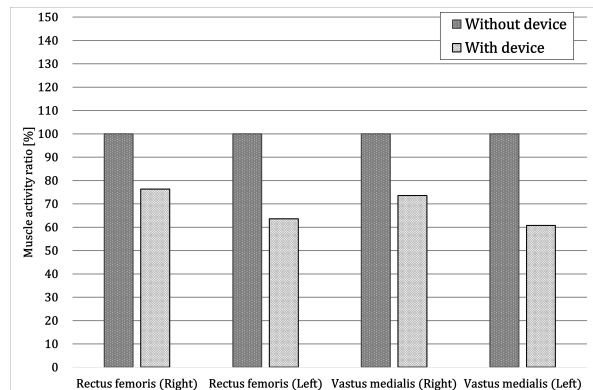


Upper leg

(b) Hold



Upper body



Upper leg

(c) Lift down

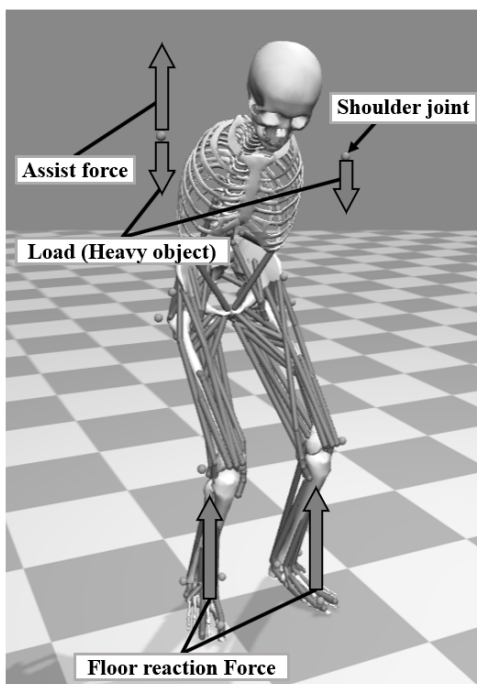
Fig. 3.27: Partial muscle activity ratio with wearable type.

## 3.4 筋骨格シミュレータを用いた持ち上げ時の動作解析

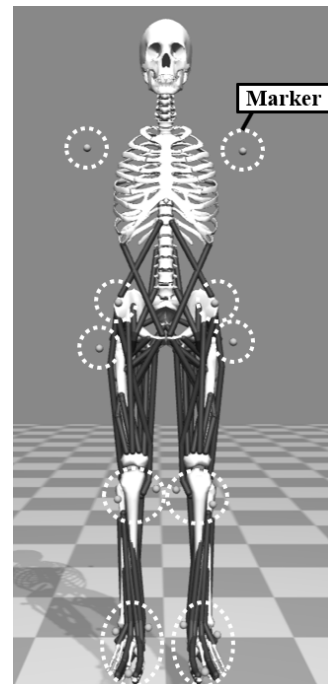
### 3.4.1 解析内容

前述した検証実験の結果 **Table3.1, 3.2** から、被験者 C は他の被験者に比べて本装置による支援効果を得ておらず、個人差が大きいことがわかる。これは、片側だけの支援に対して身体のバランスを取るのに個人差があることが要因だと考えられる。本節では筋骨格シミュレータ (OpenSim) を用いて、被験者 B, C の検証実験で得た計測データを基に持ち上げ動作を解析し、免荷型パワーアシスト装置の片脇支援に対する影響を調べ、運用方法を提案する。また、本装置と装着型アシスト装置の持ち上げ動作を比較し、評価を行う。

筋骨格シミュレータに、検証実験で計測した姿勢データと床反力を入力し、持ち上げ動作時の筋活動率、関節角度および関節トルクを解析した。**Fig.3.28(a)** に示すように本装置での支援を想定し、持ち上げ動作に右脇に 100[N] の力を上向きに作用するように設定した。モーションキャプチャシステムで用いたマーカの位置を **Fig.3.28(b)** に示す。



(a) Musculoskeletal model



(b) Marker locations

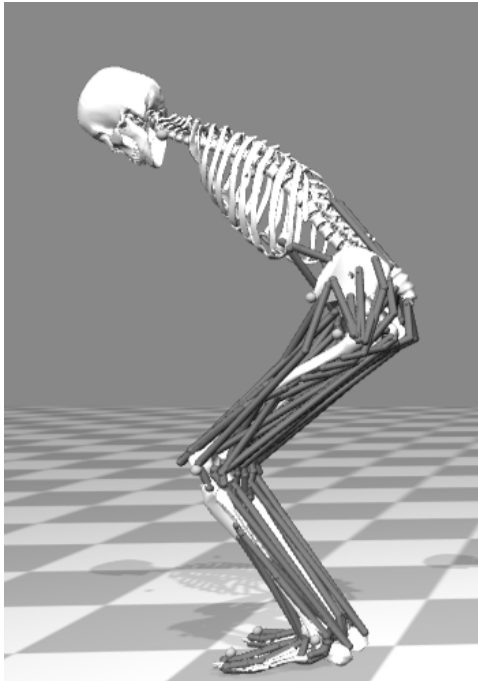
Fig. 3.28: Musculoskeletal simulator (OpenSim)

### 3.4.2 アクティブ型使用時の関節角度と関節トルク

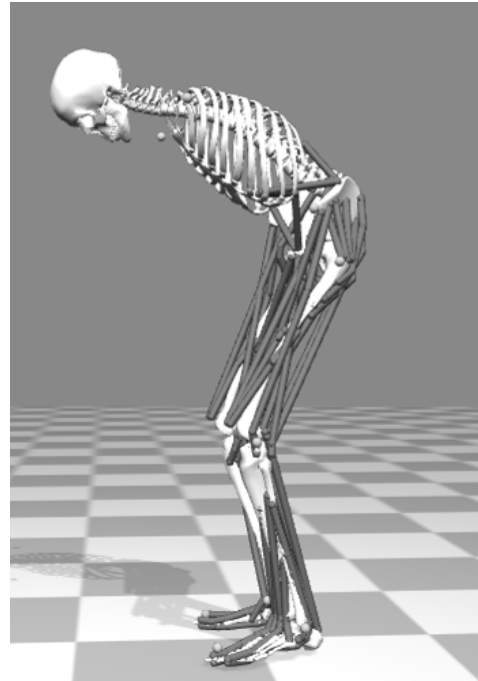
持ち上げ動作における被験者 B, C の Squat 法での持ち上げ動作時の姿勢を筋骨格シミュレータに与えた。この出力した持ち上げ動作時の姿勢を **Fig.3.29** に示す。姿勢から被験者 B と C の肩の高さは同じであるが、膝関節の角度が大きく異なることが確認できる。Squat 法での持ち上げ動作は、膝関節を曲げることで上腿への筋負担を増加させ、腰部の負担を減少させる。そのため、被験者 C の持ち上げ動作では、上腿の筋負担を大幅に減少させる特徴を持つ本装置に対する支援効果をあまり得ることができない。

続いて、**Fig.3.30** に示すようにアクティブ型アシスト装置を用いた持ち上げ動作時における肩の傾きと揺れ幅を調べた。その結果を **Fig.3.31, 3.32** に示す。**Fig.3.30(b)** に示すように、ここでの揺れ幅は冠状方向の点 P と点 O の距離であり、値が大きくなるにつれて上半身が左方に傾いていることを表している。**Fig.3.31(b), 3.32(b)** に示すように時間 50% のとき、被験者 C は被験者 B と比べて片脇支援に対する肩の傾きはあまり変わらない。しかし、揺れ幅が被験者 B と比べて値が大きく、装置に身体をあずけていないことが確認できる。これも、被験者 C が本装置から支援効果を得ることができない要因であると考えられる。また、未装着時の持ち上げ動作では、被験者 B, C 共に身体の揺れが小さく、安定している。

次に、アクティブ型アシスト装置を用いた持ち上げ動作時の関節角度と関節トルクを解析した。解析した関節角度と関節トルクを **Fig.3.33** に示す。同図 (a), (b) のグラフから、時間 10, 90% の被験者 C の持ち上げ動作が、被験者 B の動作と比べて膝関節を曲げず、腰部を曲げていることが確認できる。そのため、**Fig.3.29(b)** のように身体の重心が高くなり、身体のバランスが崩れやすい状態になる。これらの解析結果から、本装置から支援効果を得るには、装置に身体をあずけながら膝関節を大きく曲げて Squat 法での持ち上げ動作を行う必要があることが明らかとなった。

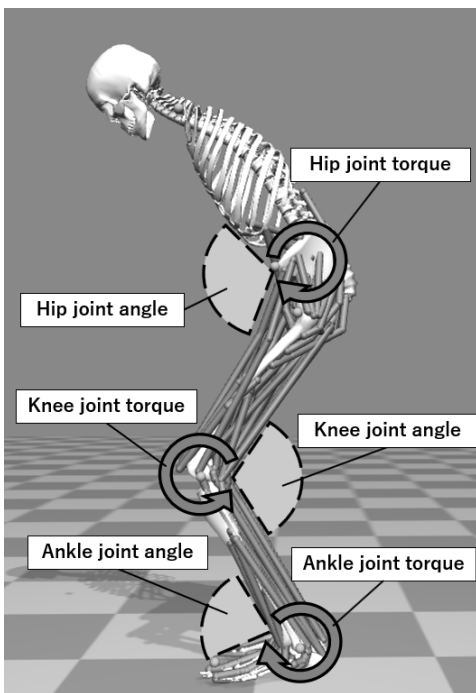


(a) Subject B (Height:170[cm])

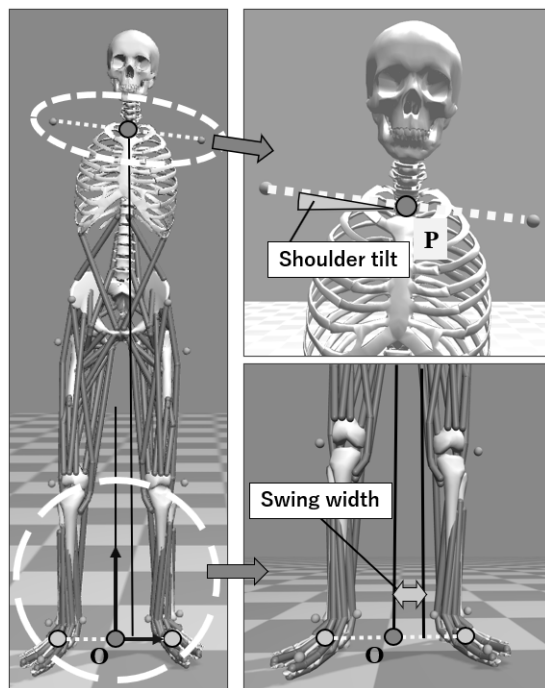


(b) Subject C (Height:173[cm])

Fig. 3.29: Lifting motion of subjects B and C by squat method

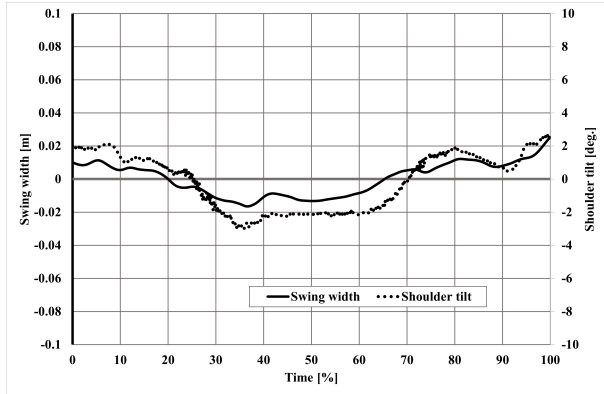


(a) Torque and joint angle

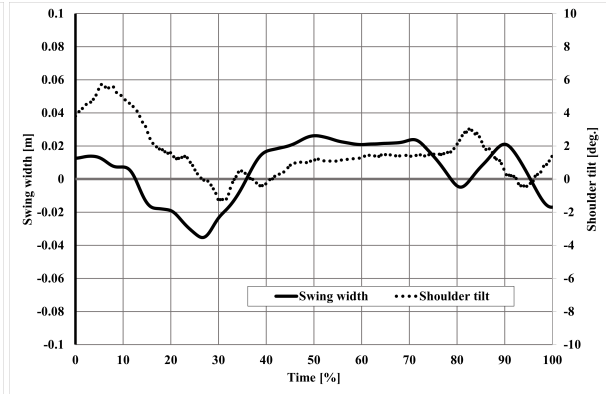


(b) Shoulder tilt and swing width

Fig. 3.30: Part name in musculoskeletal simulator

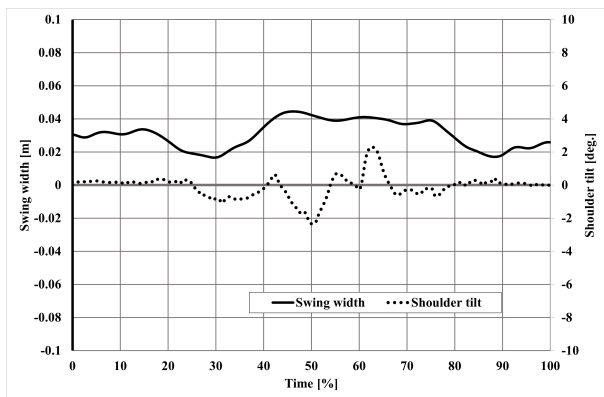


(a) without device

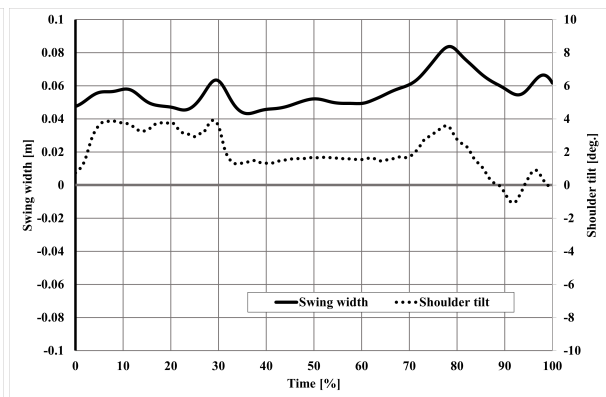


(b) with active type

Fig. 3.31: Shoulder tilt and Swing width (Subject B)

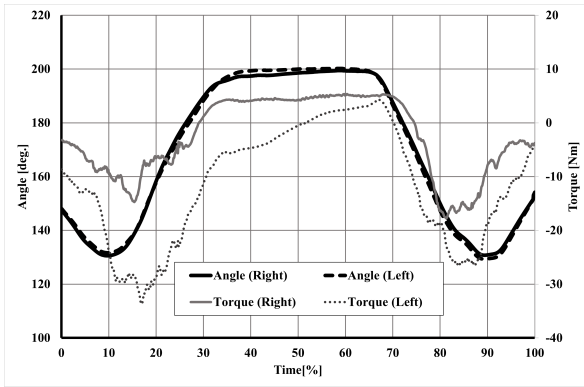


(a) without device

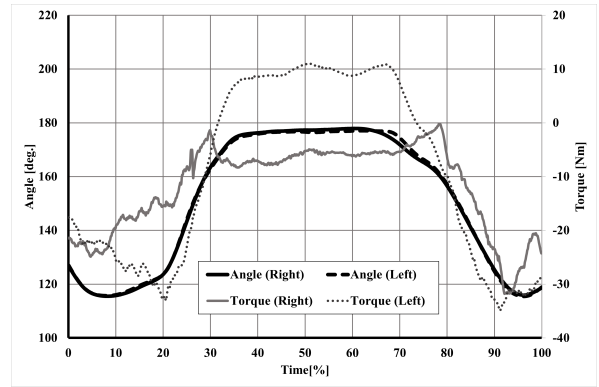


(b) with active type

Fig. 3.32: Shoulder tilt and Swing width (Subject C)

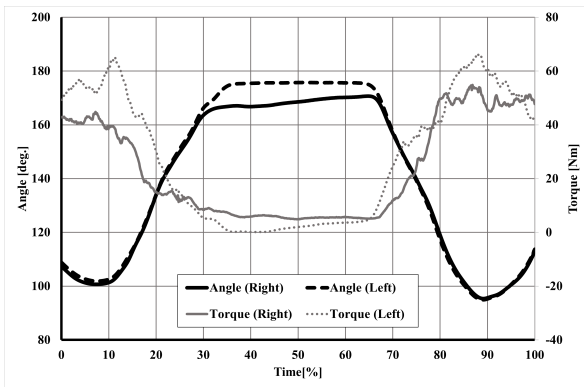


Subject B

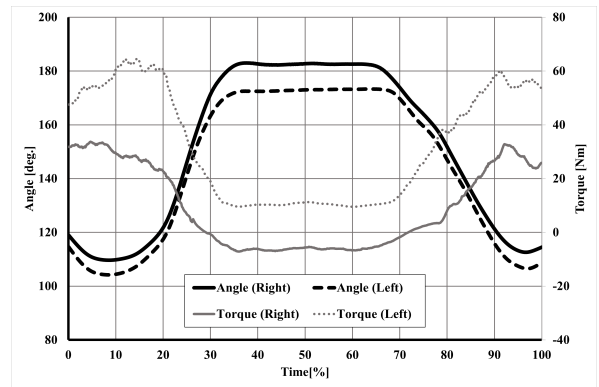


Subject C

(a) Hip joint

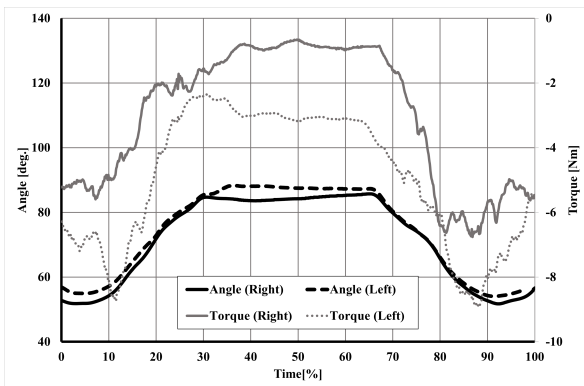


Subject B

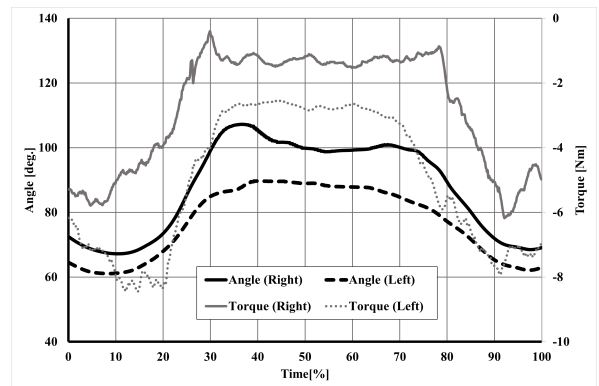


Subject C

(b) Knee joint



Subject B



Subject C

(c) Ankle joint

Fig. 3.33: Joint angle and Torque during lifting motion with active type



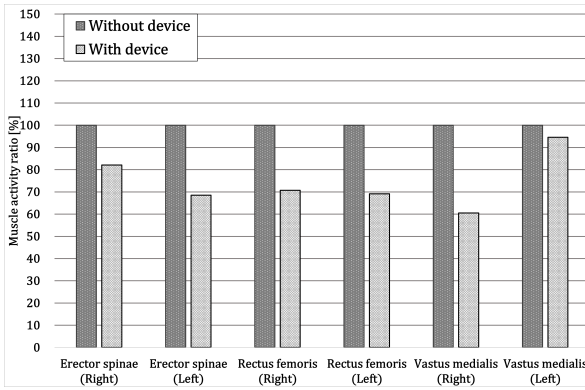
### 3.4.3 アクティブ型使用時の筋負担

前項で本装置を用いた持ち上げ動作時の関節角度や身体の揺れから、本装置の片脇支援に対する影響を調べた。本項では、筋骨格シミュレータで本装置を用いた持ち上げ動作のシミュレーション解析を行い、支援効果の検証と片脇支援に対する影響を調べる。被験者 B, C のそれぞれの持ち上げ動作時の姿勢データ 2 種類 (未装着時とアクティブ型使用時) を筋骨格シミュレータに入力し、脊柱起立筋 (Erector spinae), 大腿直筋 (Rectus femoris), 内側広筋 (Vastus medialis) の筋活動量を出力した。装置での支援を想定して持ち上げ動作時に脇下に 100[N] の力を上向きに作用するように設定した。結果を **Fig.3.34(a)** に示す。

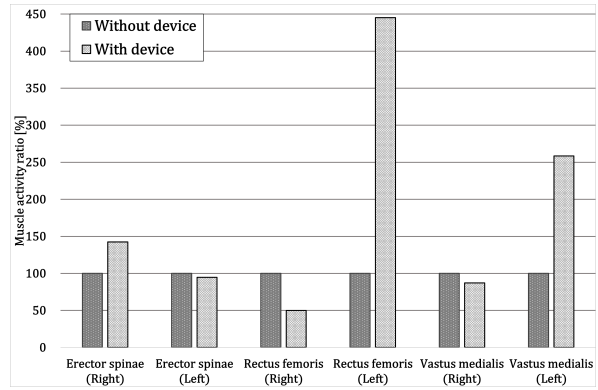
次に、身体のバランスが安定している未装着の持ち上げ動作時の姿勢に支援力を加え、シミュレーション解析を行った。結果を **Fig.3.34(b)** に示す。最後に、本装置を両脇に取り付けて持ち上げ動作を行うことで身体のバランスが安定すると考え、両脇それぞれに支援力を加えてシミュレーション解析を行った。結果を **Fig.3.34(c)** に示す。

未装着時の持ち上げ動作の筋活動量の平均値を 100% として正規化している。**Fig.3.34(a)** から、被験者 C に比べて被験者 B の持ち上げ動作に対する筋負担が減少していることが確認できる。また、**Fig.3.34(a),(b)** の被験者 B に対しての解析結果に示すように未装着時と比べて、装置を用いた持ち上げ動作時の筋負担が減少していることが確認できる。これは、装置に身体をあずけながら持ち上げ動作を行うと本装置から支援効果を得ることができることを示唆している。しかし、左内側広筋の筋負担が増加しており、片側だけの支援に対して無意識にバランスを取ったことが要因と考えられる。その問題は、両脇を支援して持ち上げ動作を行うことで解決できると考えられる。**Fig.3.34(c)** から、本装置を両脇に取り付けて持ち上げ動作を行うことで身体のバランスが安定し、左内側広筋の筋負担が大幅に減少していることが確認できる。

これらの解析結果から、本装置から支援効果を得るには身体のバランスを保ちながら持ち上げ動作を行う必要があることが明らかとなった。また、身体のバランスを保ちながら持ち上げ動作を行い、上腿の筋負担を大幅に減少させる手段として、本装置を用いた両脇支援が有効であることがわかった。

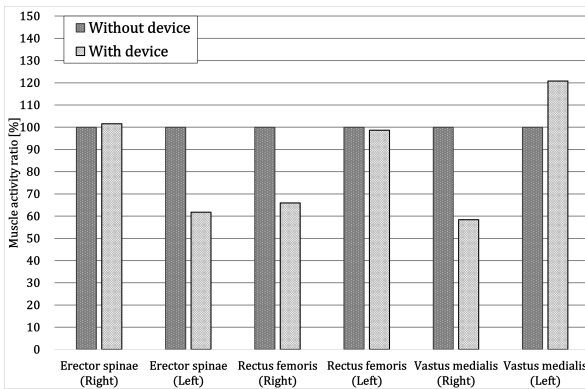


Subject B

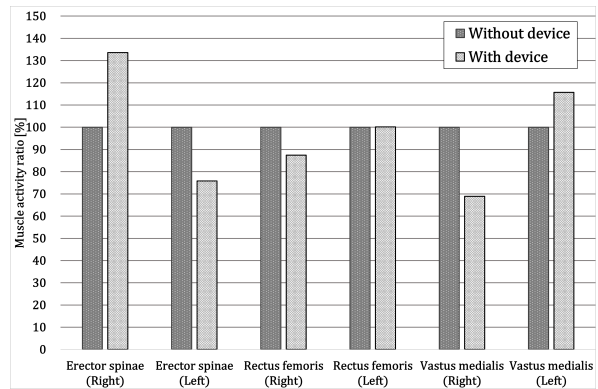


Subject C

(a) Posture with active type (Add a support force 100[N] to right armpit)

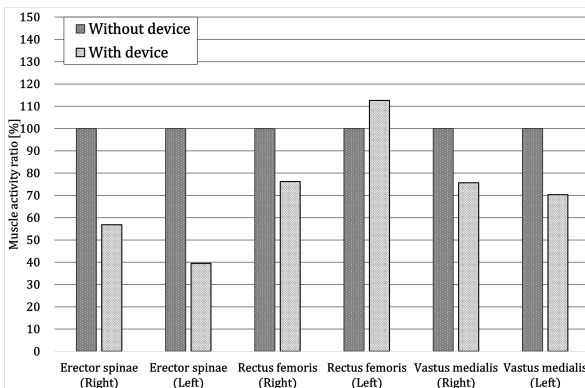


Subject B

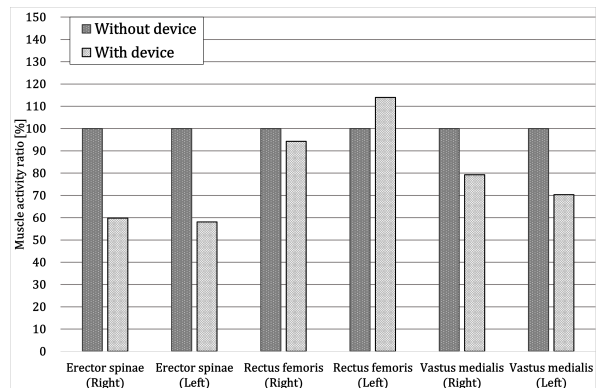


Subject C

(b) Posture without the device (Add a support force 100[N] to right armpit)



Subject B



Subject C

(c) Posture without the device (Add a support force 100[N] to both armpits)

Fig. 3.34: Muscle activity ratio during lifting motion in simulator

### 3.4.4 免荷型と装着型との比較

本装置と装着型パワーアシスト装置を比較評価するために、筋骨格シミュレータで各持ち上げ動作時の姿勢を出力した。出力した持ち上げ動作の姿勢を **Fig.3.35** に示す。グラフから時間 10, 90% のとき、本装置と比べて装着型パワーアシスト装置を用いた動作の膝関節と股関節が曲がっていないことが確認できる。これは、装着型パワーアシスト装置が、大腿部の前面部を後方へ押し込むことで支援力を発生させる機構になっていることが要因と考えられる。この結果から、装着型パワーアシスト装置は Squat 法での持ち上げ動作を阻害してしまう可能性があることを示唆している。また、**Fig.3.13** の実験結果では上腿の筋負担が減少しているが、装着型アシスト装置は大腿部を押すことで支援力を得るため、膝関節を曲げにくい状態になるため、上腿の筋が上手く働いていない可能性がある。被験者の意見を聞いたところ、装置の肩ベルトと大腿部に大きな圧迫感による痛みがあり、膝関節も曲げにくいという共通した意見が得られた。

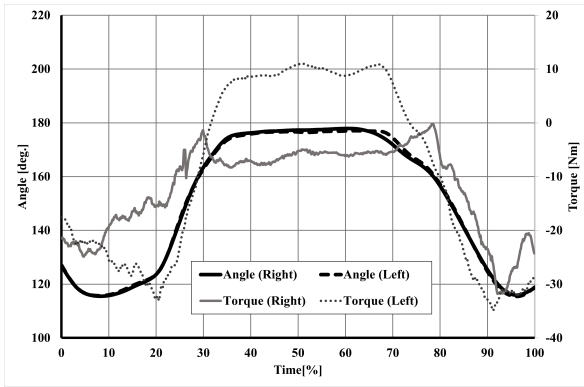
## 3.5 両脇での持ち上げ動作支援

筋骨格シミュレータの解析結果から、本装置を用いた両脇支援が内側広筋 (Vastus medialis) の筋負担を大幅に減少することが示唆された。両脇支援による支援効果を検証するために、単純持ち上げ支援における検証を実機を用いて行う。

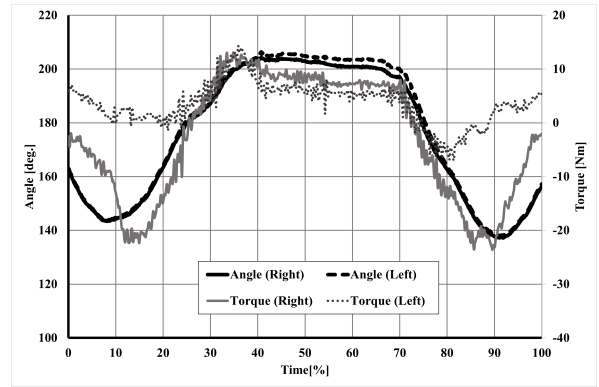
**Fig.3.36** に示すように、パッシブ型アシスト装置を両脇に取り付けて、検証実験を行った。被験者は 2 人の成人男性 (健常 20 代男性, 身長: 171 ± 2[cm], 体重: 53 ± 3[kg]) で、各被験者に対して持ち上げ動作を 4 回繰り返した。パッシブ型アシスト装置を用いた両脇支援による持ち上げ支援の実験結果を **Fig.3.37 - 3.40** に示す。**Fig.3.37, 3.38** に示すように、アシスト装置を用いると上半身の筋負担が大幅に減少していることが確認できる。また、脊柱起立筋 (Erector spinae) の筋負担が大幅に軽減していることも確認できる。計測した筋活動量を **Fig.3.41** に示す。未装着時の持ち上げ動作で計測した筋電積分値 IEMG の平均値を 100% として正規化している。グラフから、アシスト装置を用いると上半身と内側広筋の筋負担が大幅に減少していることが確認できる (有意差 1%)。また、**Fig.3.34** のシミュレーション解析結果で示唆されていた内側広筋の筋負担は減少しており、シミュレー

シヨ解析結果と似た傾向が得られた。しかし、大腿直筋 (Rectus femoris) に対する支援効果を確認できなかった。

持ち上げ動作を持ち上げ、保持、持ち下げ時に分けて、各動作の筋活動率をまとめた結果を **Fig.3.42** に示す。グラフから、持ち上げ動作全体で、上腿と内側広筋の筋負担は大幅に減少していることが確認できる。しかし、持ち下げ時に大腿直筋の筋負担が増加している。これは、重量物を持って矢状方向のバランスを取りながら、身体を降ろしていることが要因と考えられる。

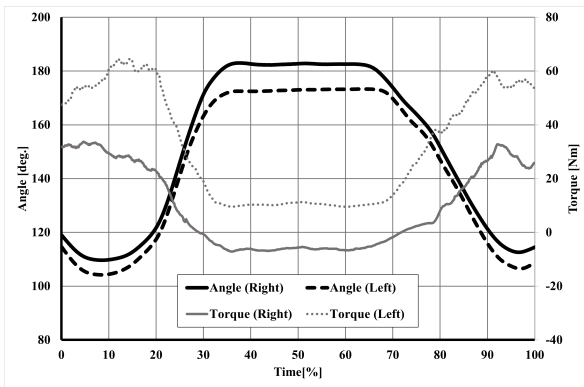


Active type

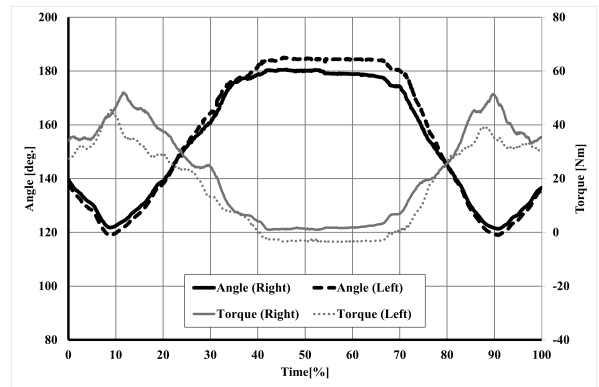


Wearable type

(a) Hip joint

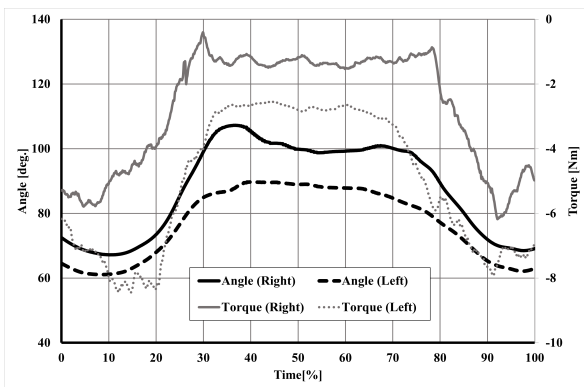


Active type

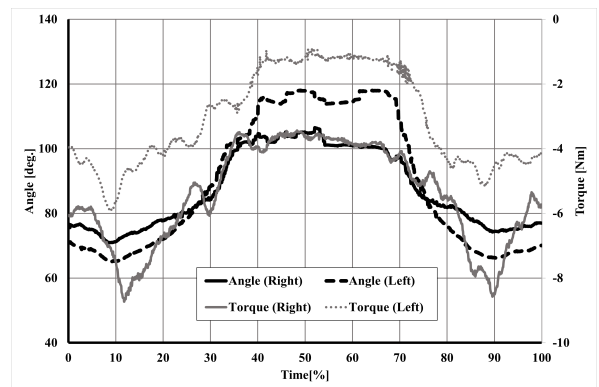


Wearable type

(b) Knee joint



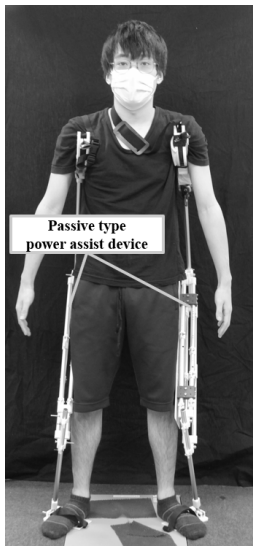
Active type



Wearable type

(c) Ankle joint

Fig. 3.35: Jont angle and Torque (Active type and Wearable type)

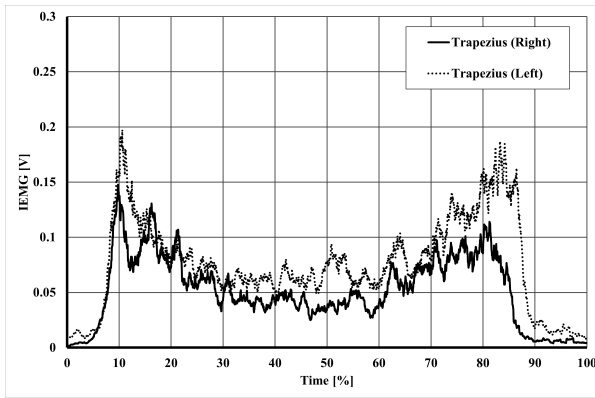


(a) Overview of device

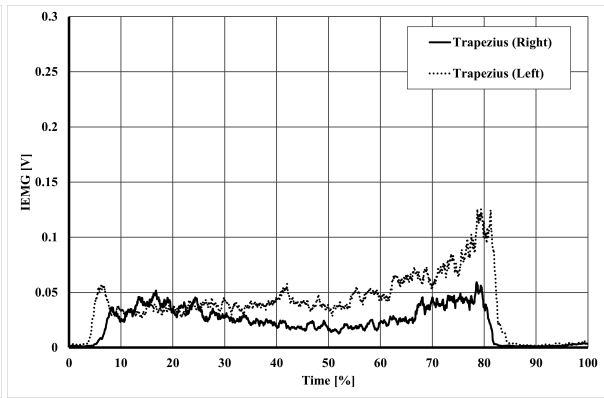


(b) Overview of lifting motion

Fig. 3.36: Passive type power assist device on both sides

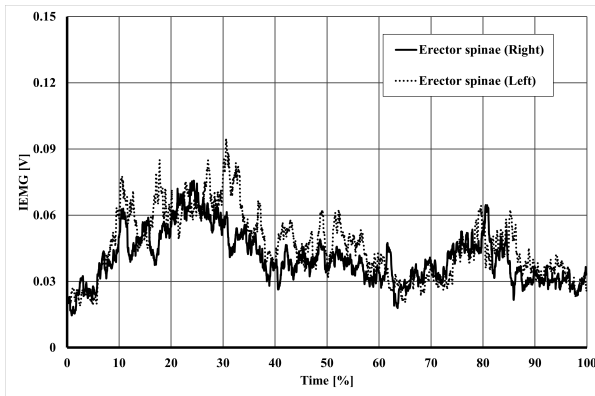


(a) Without device

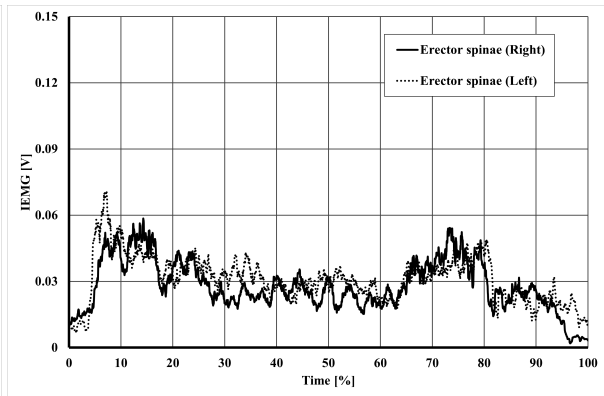


(b) With device

Fig. 3.37: Muscle burden on trapezius with passive type on both sides

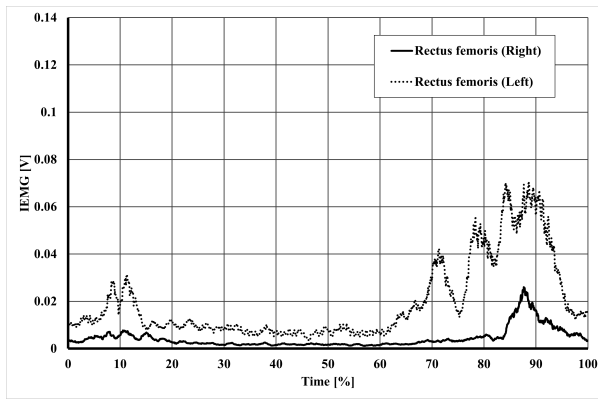


(a) Without device

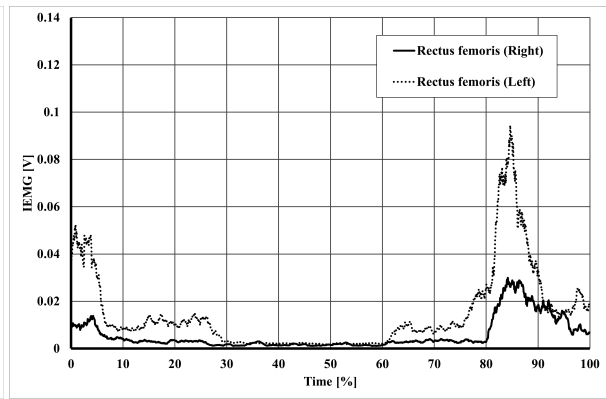


(b) With device

Fig. 3.38: Muscle burden on erector spinae with passive type on both sides

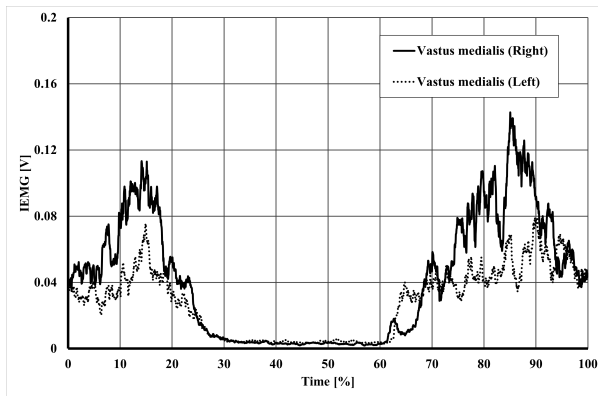


(a) Without device

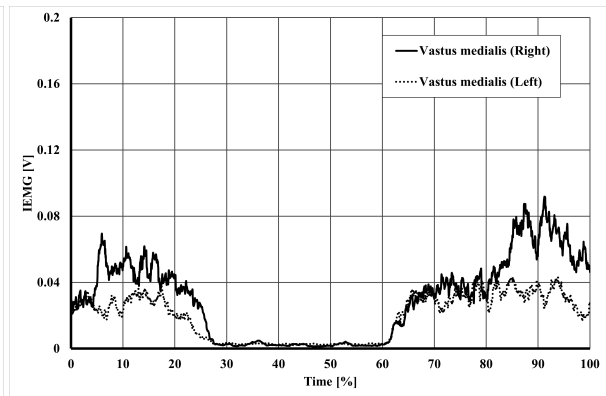


(b) With device

Fig. 3.39: Muscle burden on rectus femoris with passive type on both sides

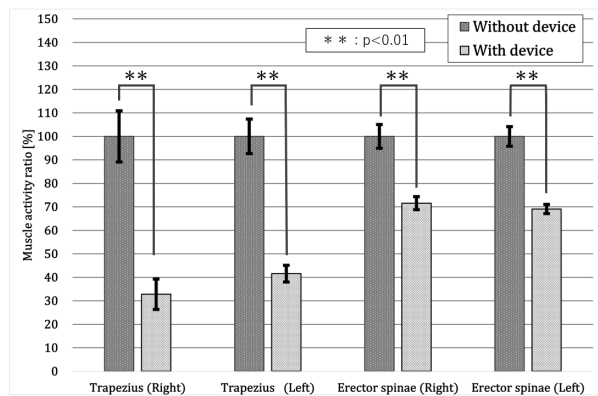


(a) Without device

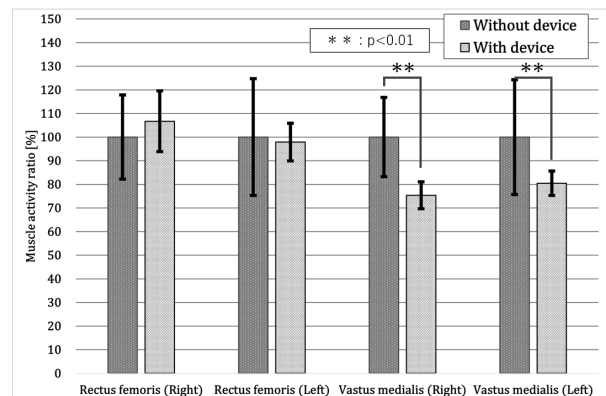


(b) With device

Fig. 3.40: Muscle burden on vastus medialis with passive type on both sides



(a) Upper body



(b) Upper leg

Fig. 3.41: Muscle activity ratio with passive type on both sides

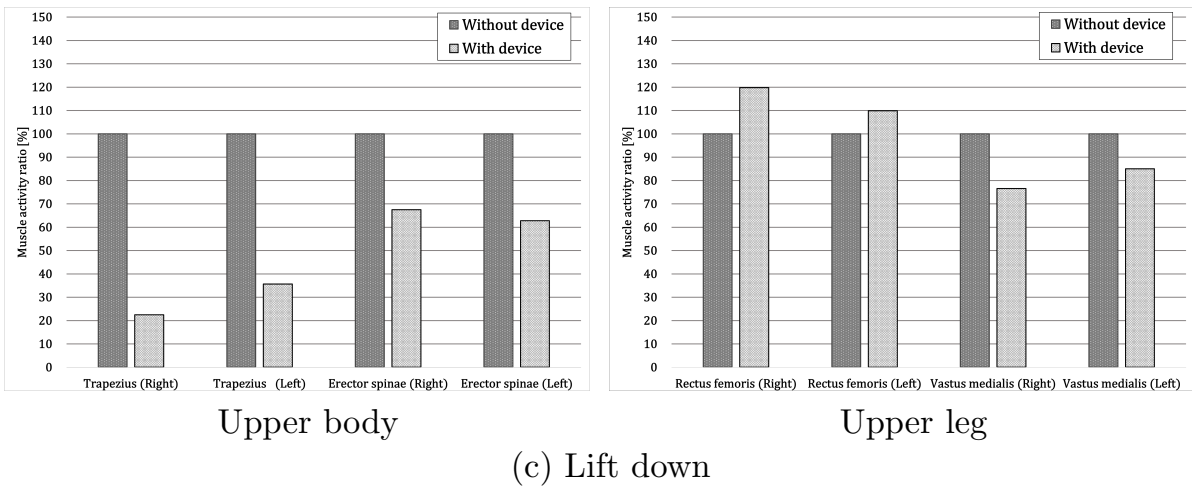
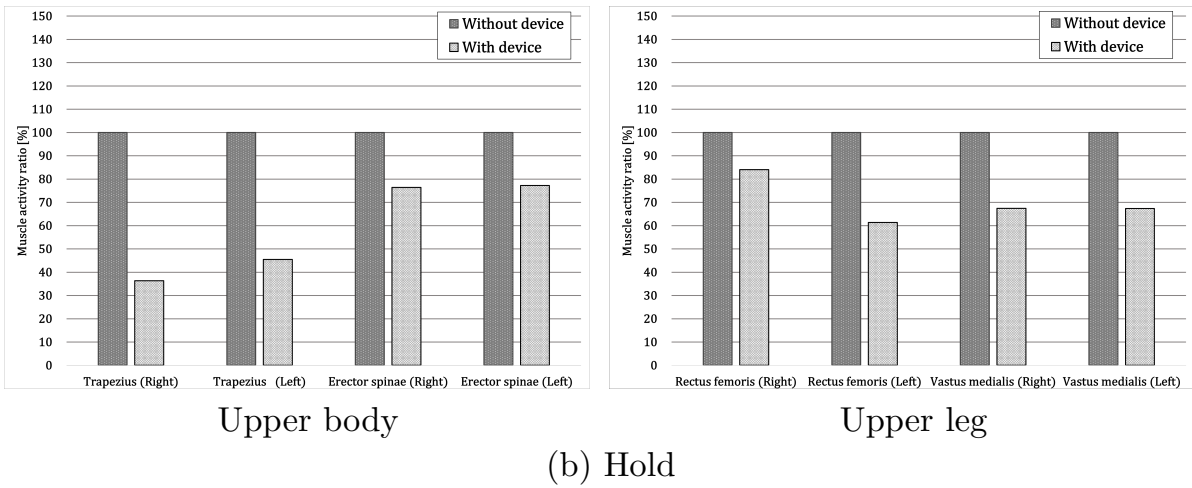
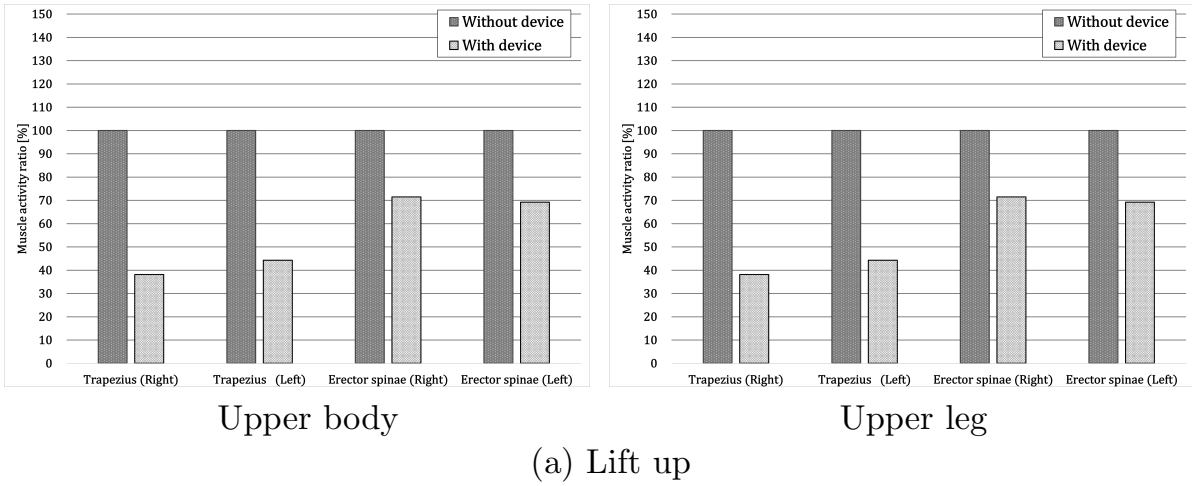


Fig. 3.42: Partial muscle activity ratio with passive type on both sides



### 3.6 結言

本章では、持ち上げ動作における支援効果を定量的に評価するために、開発した2種類の免荷型パワーアシスト装置ならびに市販されている装着型パワーアシスト装置を対象に持ち上げ動作支援における検証実験を行った。結果、アクティブ型とパッシブ型双方で右半身の筋負担が大幅に軽減されていることが示され、本アシスト装置の有効性が確認された。また、筋骨格シミュレータを用いて、持ち上げ動作時の関節角度と関節トルク、筋活動を定量的に評価し、本装置の片脇支援に対する影響を調べ、運用方法を提案した。筋骨格シミュレータの解析結果から本装置を用いた両脇支援が内側広筋の筋負担を大幅に減少することが示唆され、それを検証するために実機による検証実験を行った。結果、内側広筋の筋負担が大幅に減少していることが示され、シミュレーション解析ならびに本アシスト装置の有効性が確認できた。

# 第4章 免荷型パワーアシスト装置を用いた歩行リハビリテーション支援システム

## 4.1 緒言

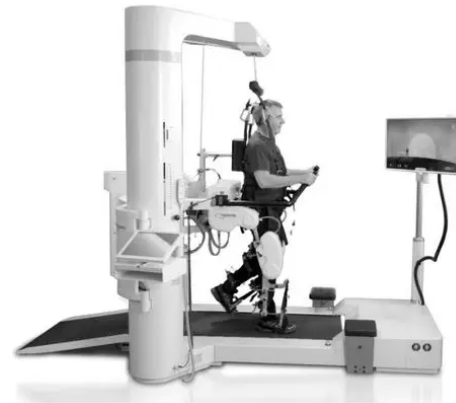
厚生労働省の報告によると，脳卒中などの脳血管疾患患者数は約 112 万人と推定されており，加齢とともに罹患者が増えていく傾向にある [38]．また，要介護者の罹患疾病では「認知症」に続いて「脳卒中」が多い [39]．脳血管疾患による片麻痺患者の社会復帰を促すためにも身体機能回復訓練が重要となっている．

近年，リハビリテーション支援装置は，人手をかけずに様々な動作パターンの訓練を長時間にわたって実現できるため，十分な訓練量を確保するのに役立つと期待されており，様々な企業や大学で研究開発が行われている [40]-[48]．リハビリテーションの現場では，松葉杖やスロープを用いた歩行リハビリテーションや Fig. 4.1 に示すような前方支柱式 AFO(吊り下げ式)，トレッドミルを用いた歩行リハビリテーションが主流である [b, c]．しかし，これらの歩行リハビリテーションには様々な問題がある [49]-[51]．松葉杖やスロープを用いた歩行リハビリテーションは，歩行中にバランスを崩して転倒してしまう事例が多く報告されている [52]．これは主に身体の麻痺側で体重を支持できないことが要因の一つと考えられる．訓練動作の失敗は練習への意欲を減退させると共に，学習を阻害することが知られている [53]．一方，前方支柱式 AFO(吊り下げ式)とトレッドミルを用いた歩行リハビリテーションは，歩行時の転倒予防に効果的である [54] が，装置本体が大掛かりとなるため，使用場所の確保や装着に時間がかかる．

本研究では，以上の問題を考慮し免荷型空気式パワーアシスト装置を歩行リハビリテーションに応用し，支援効果を定量的に検証する [55]．



(a) AFO (hanging type)



(b) LOKOMAT (Hocoma Co.)

Fig. 4.1: Types of gait rehabilitation equipment

## 4.2 歩行リハビリテーション支援システムに必要な性能の整理と検証

### 4.2.1 筋骨格シミュレータを用いた支援効果の解析

Fig.4.2 に示すように装置を取り付けた状態での片麻痺患者を対象とする歩行リハビリテーションにおいて、歩行動作時の立脚期にアシスト装置が脇下に加える望ましい支援力を決定するためには、支援力と患者の筋活動との関係を理解する必要がある。しかし、歩行動作は複数の関節や筋が同時に働く複雑な運動であるため、実際に筋電位センサを取り付けて解析することは難しい。筋骨格シミュレータを用いると、被験者の姿勢データ (関節角度など) と床反力に基づいて筋活動を計算することができるため、種々の筋肉に着目した評価を行うことができる。本章では、フリーウェアである筋骨格シミュレータ (OpenSim), モーションキャプチャシステム (Flex3, OptiTrack), 床反力計 (AMTI Corp., BP400600-2000) を用いて、歩行動作を解析し、支援効果の検証を行う。なお、筋骨格シミュレータ内の人体モデルを日本人男性の平均 (身長: 170[cm], 体重: 56[kg]) と同じになるように設定した。

モーションキャプチャシステムで用いたマーカの位置を Fig.3.28(b) に示す。被験者にマーカを取り付けて歩行動作を行い、モーションキャプチャシステムで姿勢や関節角度を計測した。Fig.4.3 に示すように、OpenSim における筋活動計算において立脚期に人体モデルの右脇に支援力が上向き

に作用するように設定した。支援力は一定とし、50[N] ごとに最大 250[N] までの 5 パターンを解析した。右半身の支援力に対する筋活動率の解析結果を **Fig.4.4** に示す。図中にある縦軸の筋活動率は未装着時の筋活動の平均を 100%として正規化した値である。**Fig.4.4** に示すように、支援力が増加するにつれて大腿部の筋肉への負担は減少した。しかし、下腿部の筋肉に対しては支援効果が見られなかった。このような解析により、支援力と装着者の筋活動の関係に関する傾向を大まかに見積もることが可能になり、患者の状態に応じてアシスト装置の支援力を決定できる一つの指標となり得る。

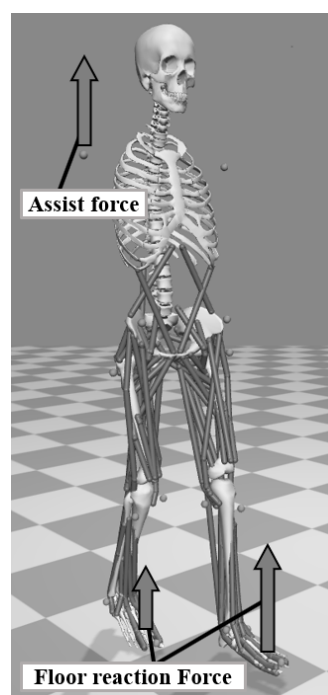
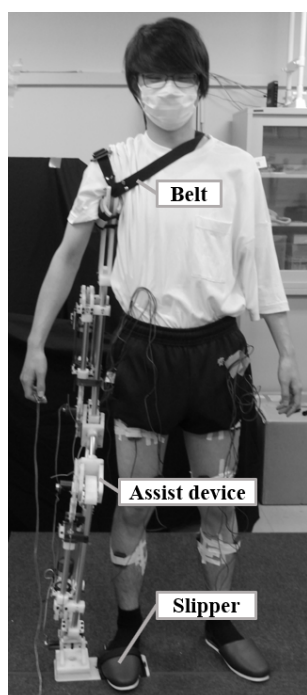


Fig. 4.2: State of attaching device      Fig. 4.3: Gait motion in OpenSim

#### 4.2.2 静的な立位時の支援効果

歩行リハビリテーションを行う前に静止した立位時でのアシスト装置による患側筋肉の負担軽減効果を確認する。**Fig.4.5(a)** に示すように、被験者(20代男性 健常者, 身長:170[cm], 体重:53.5[kg])が右側部にアシスト装置を取り付け支援力を加えた。筋電センサの取り付け位置を **Fig.4.6** に示す。これらの筋肉は股関節、膝関節、足首関節の動きに寄与するものである。

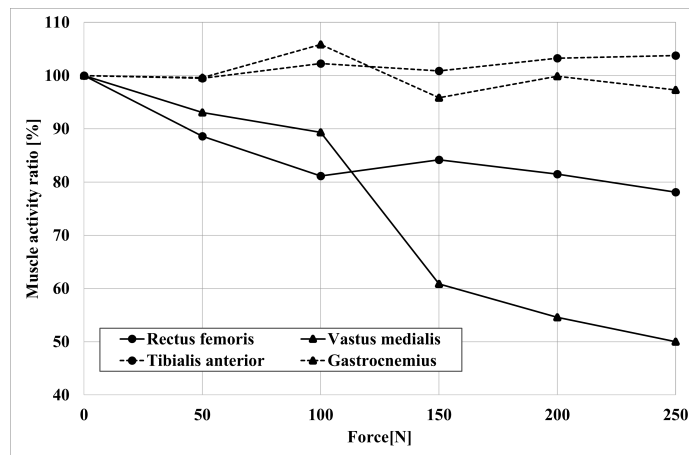


Fig. 4.4: Relationship between muscle burden and support force

計測した EMG データを、積分時間 0.2 秒の筋電積分 IEMG に変換している。計測した大腿部と下腿部をそれぞれ Fig. 4.7(a),(b) に示す。Fig.4.7 に示すように、被験者の脇下にアシスト装置によって力が加えられた時に、大腿部と下腿部の IEMG が減少している。この結果から、本装置が被験者の体重を免荷することで下半身の筋負担を低減する支援効果を有していることが確認できる。

### 4.3 歩行リハビリテーションへの応用

#### 4.3.1 実験内容

歩行リハビリテーション支援システムの支援効果を検証する。Fig.4.5(a) に示すように、アシスト装置を被験者の右半身に取り付け、歩行動作を行う。筋電センサは Fig.3.2 と同じ位置に取り付けている。Fig.4.5(b) に示すように、歩行動作の立脚期に被験者がアシスト装置のスイッチを押すことで、脇下に支援力  $F_r = 50[\text{N}]$  を加える。同様に、遊脚期にはスイッチを離すことで支援力  $F_r = -50[\text{N}]$  を与える。負の支援力は、アシスト装置に収縮動作をさせることになる。その結果、アシスト装置は被験者の肩からベルトで固定され、下端部は被験者の靴側面に固定されているため、遊脚期には被験者の右足が持ち上げられ、すり足ではなく前方への運脚がしやすくなる効果がある。被験者は成人男性 2 名 (健常 20 代男性, 身長: 169 土

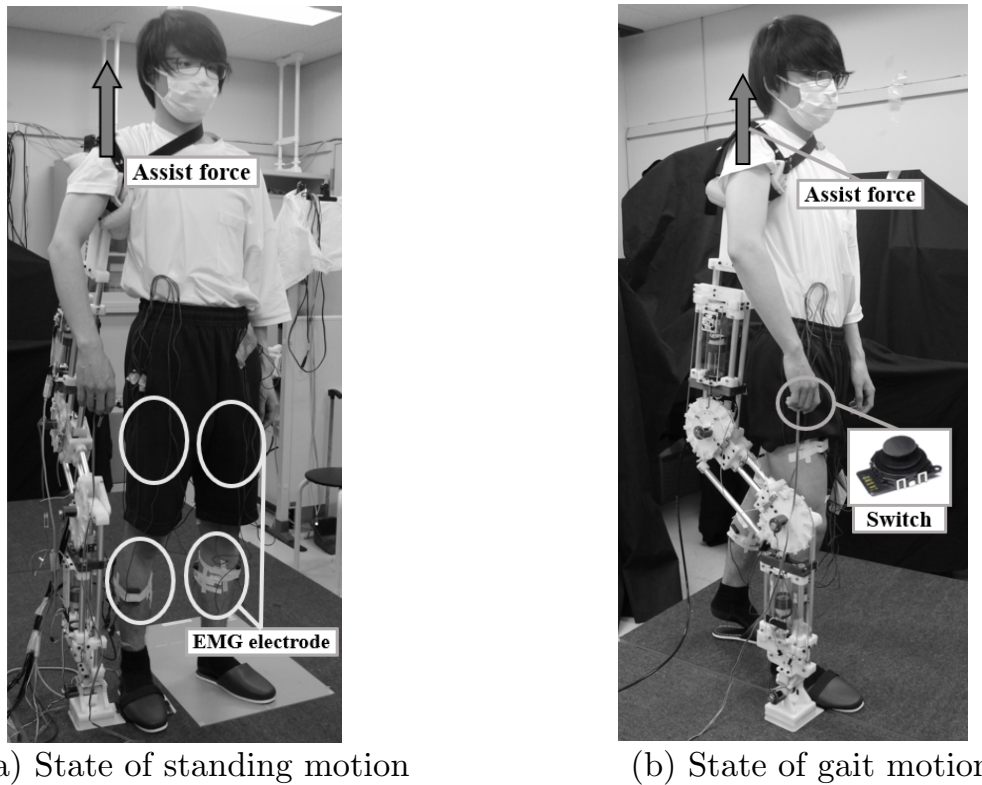
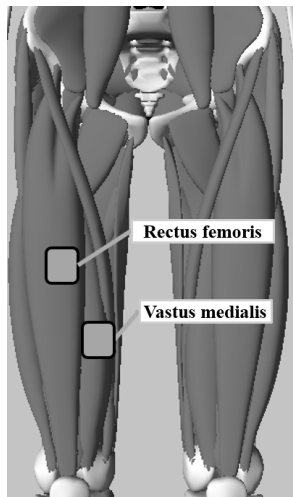


Fig. 4.5: Evaluation of the support effect

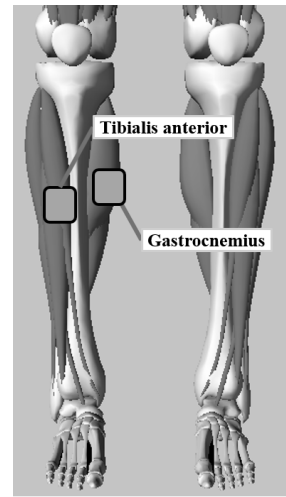
0.5[cm], 体重：54 ± 1[kg]) で，試行回数を 3 回で検証実験を実施した。

### 4.3.2 実験結果

被験者 A と B の実験結果をそれぞれ **Fig.4.8**, **4.9** に示す。両図の (a),(b),(c) および (d) は，それぞれ大腿直筋，内側広筋，前脛骨筋 (Tibialis anterior) および腓腹筋 (Gastrocnemius) の IEMG を示している。横軸は歩行周期の 2 周期分を 100% として正規化した。被験者 2 人の計測した筋活動率を **Fig.4.10** に示す。未装着時の歩行動作で計測した筋電積分値 IEMG の平均値を 100% として正規化している。グラフより，アシスト装置を用いた際に大腿直筋の筋負担が大幅に低減されることが確認できた (有意差 5%)。この支援効果は，**Fig.4.8(a)**，**4.9(a)** でも確認することができる。また，立脚期の筋活動低下は上腿への負担軽減を示し，遊脚期の筋活動低下はアシスト装置の収縮により脚が持ち上げられることで前進しやすくなっていることを示している。大腿直筋は股関節と膝関節の動きを助ける二関節筋であり，遊脚期と膝の伸展に対して働く。したがって，アシスト装置で立脚期に身体の

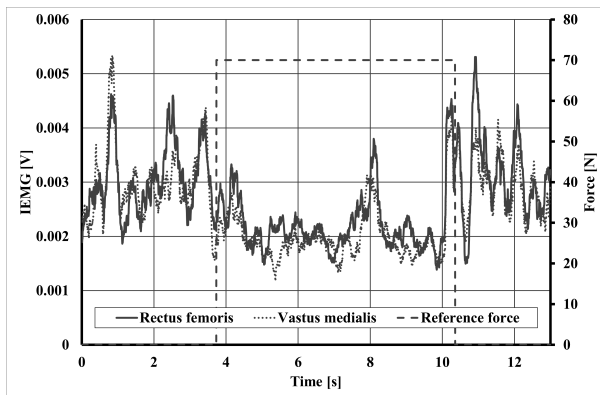


(a) Femur muscles

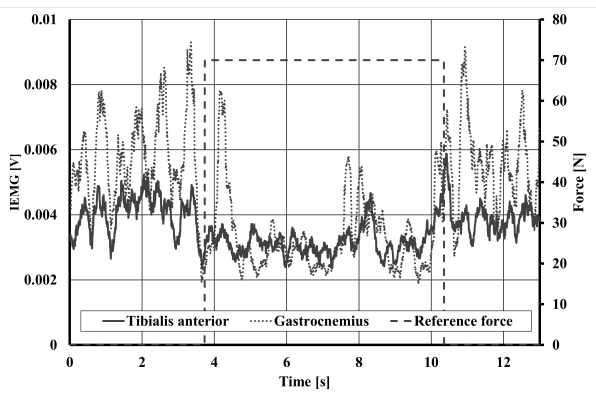


(b) Cruris muscles

Fig. 4.6: The electrode on the dominant muscles



(a) Femur muscles



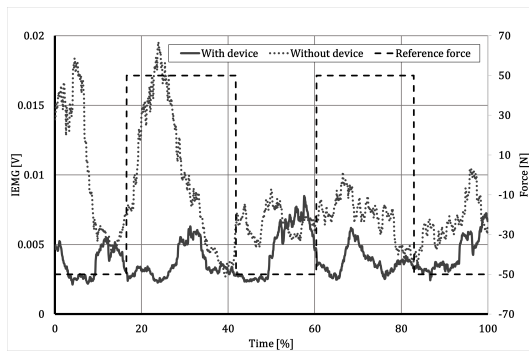
(b) Cruris muscles

Fig. 4.7: The IEMG in standing motion rehabilitation

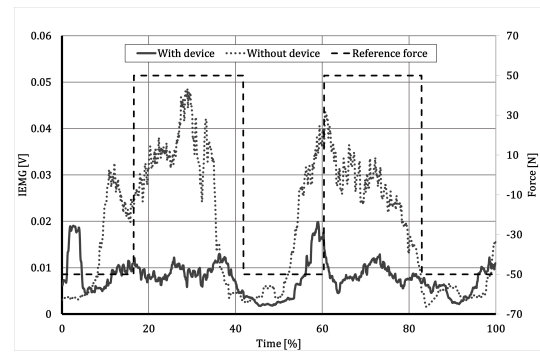
重量を免荷し、遊脚期に脚を持ち上げた場合、筋負担は大幅に低減する。

## 4.4 結言

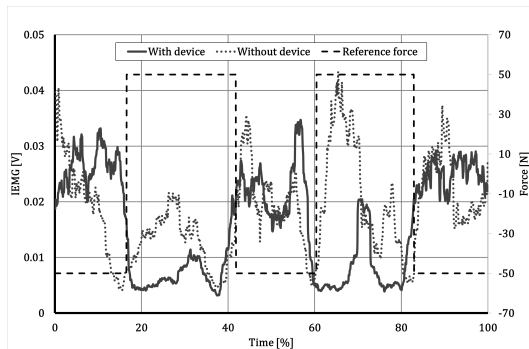
本章では、本装置を用いた歩行リハビリ支援システムの支援効果を検証するために、筋骨格シミュレータを用いた支援効果の解析と検証実験を行った。筋骨格シミュレータを用いて、アシスト装置の支援力と筋活動との関係について調べ、支援力と装着者の筋活動の関係に関する傾向を大まかに見積もることが可能になり、患者の状態に応じてアシスト装置の支援力を決定できる一つの指標を提案した。また、歩行リハビリ支援システムの支



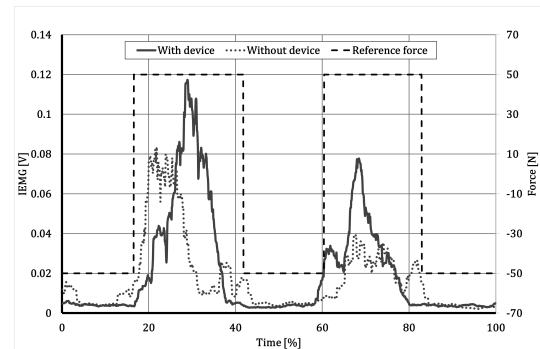
(a) Rectus femoris



(b) Vastus medialis



(c) Tibialis anterior

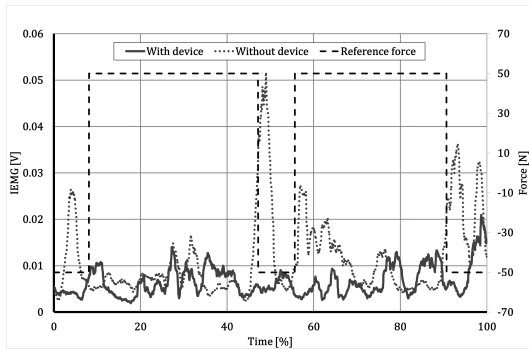


(d) Gastrocnemius

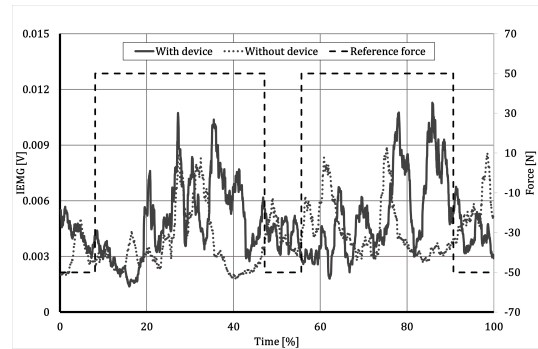
Fig. 4.8: Muscle burden of subject A

援効果を検証した結果、立脚期と遊脚期の大腿直筋の筋負担が大幅に軽減され、有意性が確認できた。本アシスト装置を用いた歩行リハビリ支援システムの有効性が確認された。

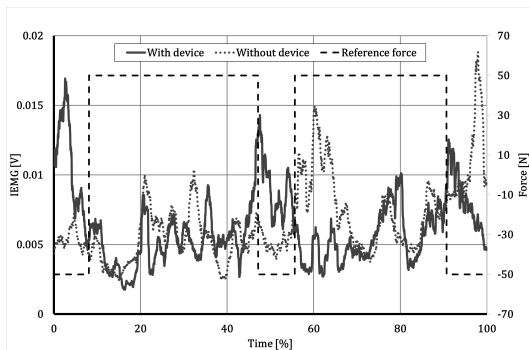




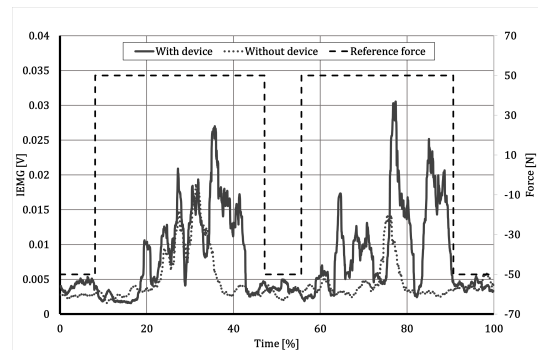
(a) Rectus femoris



(b) Vastus medialis



(c) Tibialis anterior



(d) Gastrocnemius

Fig. 4.9: Muscle burden of subject B

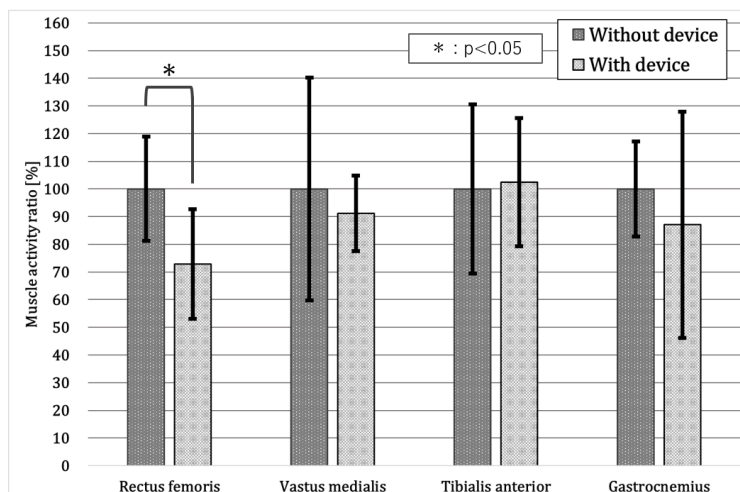


Fig. 4.10: Muscle activity ratio in gait rehabilitation

## 第5章 結論

本論文では開発した免荷型空気式パワーアシスト装置についての概要と基本的な持ち上げ動作における支援性能ならびに歩行リハビリテーションにおける支援システムとしての応用について検証した。本論文の内容は以下のように要約される。

第2章では、出力/重量比の高い空気圧アクチュエータにおいて、ピストンをワイヤーに置き換えた回転型アクチュエータを新たに提案し、脇下から支援することで Squat 法を阻害しにくい免荷型空気式パワーアシスト装置(アクティブ型アシスト装置)を提案した。また、様々な環境での運用を考慮した外部動力をもたないパッシブ型パワーアシスト装置を提案した。本装置の構造および基本特性について述べ、アクティブ型アシスト装置に位置制御と力制御を構築し、基本的な制御性能を確認した。本装置の免荷機能による支援効果を検証したところ、アクティブ型アシスト装置を用いて被験者の体重を免荷することができており、持ち上げ動作支援や歩行支援装置として適用可能であることが確認された。

第3章では、アクティブ型とパッシブ型ならびに装着型パワーアシスト装置を対象に持ち上げ支援における検証実験を行った。アクティブ型とパッシブ型双方で右半身の筋負担が大幅に軽減されていることが定量的に示され、本アシスト装置の有効性が確認された。また、筋骨格シミュレータを用いて、持ち上げ動作時の関節角度や関節トルク、筋活動を定量的に評価し、本装置の片脇支援に対する影響を調べ、運用方法を提案した。筋骨格シミュレータでアクティブ型と装着型の各持ち上げ動作を比較したところ、アクティブ型は装着型と比べて Squat 法での持ち上げ動作を阻害していないことが定量的に示され、本装置の有効性が確認された。また、筋骨格シミュレータの解析結果から得られた本装置を用いた両脇支援の有効性を検証するためにパッシブ型アシスト装置による両脇支援を行い、シミュレーションと同じ傾向の支援効果を確認した。

第4章では、片麻痺患者の歩行リハビリテーションへの応用を目的として、免荷型空気式パワーアシスト装置を用いた歩行リハビリテーション支援システムを開発した。歩行リハビリテーション支援システムの支援効果を検証するために、まず筋骨格シミュレータを用いて、アシスト装置の支援力と筋活動との関係について調べ、支援力と装着者の筋活動の関係に関する傾向を大まかに見積もることが可能になり、患者の状態に応じてアシスト装置の支援力を決定する指標を提案した。歩行リハビリ支援システムの支援効果を検証した結果、立脚期と遊脚期の大腿直筋の筋負担が大幅に軽減され、本アシスト装置を用いた歩行リハビリ支援システムの有効性が確認された。

本論文では、開発した免荷型空気式パワーアシスト装置を用いた重労働支援や歩行リハビリテーション支援等の人間支援システムとしての有用性を検証した。本アシスト装置はシューズ部と脇下部のみで装着者と接しているため、身体的拘束が少なく、推奨されている Squat 法を阻害しにくいだけでなく、ほぼ瞬間的に着脱が完了するため、必要な時だけ装着するというオンデマンド的な使用形態が可能であることも本アシスト装置の一つの特徴である。本アシスト装置は、小型・軽量・安全であるので様々な動作を実現することが可能であり、多岐の分野に応用されることが期待される。

## 参考文献

- [1] 財務省, “平成 28 年度情報通信白書” 2016.
- [2] 厚生労働省, “介護保険事業状況報告” 2019.
- [3] 厚生労働省, “平成 30 年度 業務上疾患発生状況調査” 2018.
- [4] 公益社団法人 日本看護協会, “2010 年 病院看護職の夜勤・交代制勤務等実態調査” 2010.
- [5] 内閣府, “未来投資戦略 2017 - Society 5.0 の実現に向けた改革 - ” , 2017
- [6] 内閣府, “ロボット技術の介護利用における重点分野 ” , 2017
- [7] 厚生労働省, “職場における腰痛予防対策指針” , 2013
- [8] 波之平, 藤村, “Lifting 動作の筋電図学および運動学的研究 -重量物の質量が動作方法におよぼす影響-” 日本職業・災害医学会会誌, Vol.58, pp. 234-239, 2010.
- [9] 波之平, 藤村, “Lifting 動作の筋電図学および運動学的研究 -重量物の質量が動作方法におよぼす影響 (第 2 報)-” 日本職業・災害医学会会誌, Vol.59, pp. 245-250, 2011.
- [10] 藤村, 奈良, “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・災害医学会会誌, Vol.52, pp. 341-347, 2004.
- [11] 三瀧, 伊藤, 三和, 日下部, “腰痛と屈曲弛緩現象の関係” 日本腰痛会誌, Vol.13, No.1, pp. 136-143, 2007.
- [12] 隈元, 世古, 田中, 信太, 伊藤, “立位と座位における屈曲弛緩現象の違い” 理学療法科学, Vol.29, No.4, pp. 621-626, 2014.

- [13] 粕谷, 鍵谷, 小岩, 庄子, “慢性腰痛の表面筋電図の特徴と心理社会的要因の関係” 心身健康科学, 11 卷, 1 号, pp. 2-8, 2015.
- [14] S. Kawai, K. Naruse, H. Yokoi, and Y. Kakazu, “An Analysis of Human Motion for Control of a Wearable Power Assist System,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.16, No.3, pp. 237-244, 2004.
- [15] K. Naruse, S. Kawai, Hiroshi. Yokoi, and Y. Kaikazu, “Design of Wearable Power-Assist Device for Lower Back Support,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.16, No.5, pp. 489-496, 2004.
- [16] S. Mamiya, T. Takahashi, and N. Uchiyama, “Design and Experimental Verification of a Pantograph-Based Mechanism for Lower Limb Load Reduction by Compensating for Upper Body Weight,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.30, No.1, pp. 33-42, 2018.
- [17] Y. Naruoka, N. Hiramitsu, and Y. Mitsuya, “A Study of Power-Assist Technology to Reduce Body Burden During Loading and Unloading Operations by Support of Knee Joint Motion,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.28, No.6, pp. 949-957, 2016.
- [18] T. Noritsugu, D. Sasaki, M. Kameda, A. Fukunaga, and M. Takaiwa, “Wearable Power Assist Device for Standing Up Motion with Pneumatic Rubber Artificial Muscles,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.19, No.6, pp. 619-628, 2007.
- [19] Y. Imamura, T. Tanaka, Y. Suzuki, K. Takizawa, and M. Yamanaka, “Analysis of Trunk Stabilization Effect by Passive Power-Assist Device,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.26, No.6, pp. 791-798, 2014.
- [20] Y. Liao, T. Ishioka, K. Mishima, C. Kanda, K. Kodama, and E. Tanaka, “Development and Evaluation of a Close-Fitting Assistive Suit for Back and Arm Muscle -e.z.UP-,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.32, No.1, pp. 157-172, 2020.

- [21] Y. Imamura, T. Tanaka, Y. Suzuki, K. Takizawa, and M. Yamanaka, “Motion-Based-Design of Elastic Material for Passive Assistive Device Using Musculoskeletal Model,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.23, No.6, pp. 978-990, 2011.
- [22] M. Kashima, H. Arakawa, S. Kinura, R. Nishihama, K. Yokoyama, I. Kikutani, and T. Nakamura, “Development of Assist Suit for Squat Lifting Support Considering Gait and Quantitative Evaluation by Three-Dimensional Motion Analysis,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.32, No.1, pp. 209-219, 2020.
- [23] 村松, 所, 小林, “マッスルスーツの開発と評価 (表面筋電図を用いた補助動作の評価)” *日本機械学会論文集*, Vol.83, No.847, DOI: 10.1299/transjsme.16-00078, 2017.
- [24] 佐藤, 何, 小林, 村松, 橋本, 小林, “腰補助用マッスルスーツの開発と定量的評価” *日本機械学会論文集 (C編)*, 78 巻, 792 号, pp. 268-280, 2012.
- [25] 佐藤, 横矢, 渡邊, 梅原, 中村, 小林, “腰補助用マッスルスーツのフィールドテスト (物流の作業現場への適応)” *日本機械学会論文集 (C編)*, 79 巻, 806 号, pp. 236-249, 2013.
- [26] X. Li, T. Noritsugu, M. Takaiwa, and D. Sasaki, “Design of Wearable Power Assist Wear for Low Back Support with Pneumatic Actuators,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.7, No.2, pp. 228-236, 2013.
- [27] 佐藤, 川畑, 田中, 山海, “ロボットスーツ HAL による移乗介助動作の支援” *日本機械学会論文集 (C編)*, 76 巻, 762 号, pp. 227-235, 2010.
- [28] M. Yokota, and M. Takaiwa, “Development of Non-Wearing Type Pneumatic Power Assist Device -Basic Concept and Performance Evaluation-,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.32, No.5, pp. 1052-1060, 2020.

- [29] M. Yokota, R. Hirabayashi and M. Takaiwa, “Evaluation of lifting motion with non-wearing type pneumatic power assist device comparison of active and passive type ,” Proceedings of The 11th JFPS International Symposium on Fluid Power 2021, 2021.
- [30] 厚生労働省, “平成 29 年度国民健康・栄養調査報告” 2017.
- [31] D.B. Chaffin, and G.B.J Andersson, “Occupational Biomechanics,” Wiley, 1984.
- [32] Masahiro Takaiwa, Toshiro Noritsugu, “Positioning control of pneumatic parallel manipulator,” International Journal of Automation Technology, Vol.2, No.1, pp. 49-55, 2008.1
- [33] S.L. Delp, F.C. Anderson, A.S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C.T. John, E. Guendelman, and D.G. Thelen, “OpenSim:Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.54, No.11, pp. 1940-1950, 2007.
- [34] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S.T. Christensen, E. Surma, and M. de Zee, “Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System,” Simulation Modeling Practice and Theory, Vol.14, No.8, pp. 1100-1111, 2006.
- [35] 山本, 島谷, 長谷川, 村田, 岡村, 栗田, “筋骨格モデルによる短下肢装具装着下歩行中の筋活性度推定と筋力推定の検討” バイオメカニズム学会誌, Vol.41, No.4, pp. 213-219, 2017.
- [36] 小林, 斎藤, 木澤, 宮脇, “筋骨格モデルを用いたナンバ歩行の評価” バイオメカニズム学会誌, Vol.45, No.3, pp. 188-191, 2021.
- [37] 小栢, 沖田, “筋骨格シミュレーション解析が理学療法にもたらすもの” 日本基礎理学療法学雑誌, 20 卷, 2 号, pp. 22-29, 2017.
- [38] 厚生労働省, “平成 30 年版厚生労働白書” 2018.
- [39] 厚生労働省, “2019 年 国民生活基礎調査” 2019.

- [40] T. Ando, E. Ohki, Y. Nakashima, Y. Akita, H. Iijima, O. Tanaka, and Masakatsu G. Fujie, “Pilot Study of Split Belt Treadmill Based Gait Rehabilitation System for Symmetric Stroke Gait,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.24, No.5, pp. 884-893, 2012.
- [41] T. Kikuchi, K. Sakai, and K. Ishiya, “Gait Analysis with Automatic Speed-Controlled Treadmill,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.27, No.5, pp. 528-534, 2015.
- [42] J.F. Veneman, R. Kruidhof, E.E.G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E.H.F. Van Asseldonk, and H. van der Kooij, “Design and Evaluation of the LOPEs Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.15, No.3, pp. 379-386, 2007.
- [43] 津田, 伊藤, 東内, 野村, “松葉杖三点歩行訓練器の開発” *生体医工学*, Vol.47, No.2, pp.209-214, 2009.
- [44] S. Jeong, H. Aoyama, S. Takahara, and Y. Takaoka, “Design of an Indoor Robotic Walking Care Device for Daily-Activity Activation of the Elderly,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.33, No.4, pp. 900-910, 2021.
- [45] K. Uegami, H. Aoyama, K. Ogawa, K. Yonenobu, and S. Jeong, “Proposal of Wheeled Gait-Training Walker with Dual-Assist Arms and Preliminary Pelvis-Handling Control,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.33, No.3, pp. 676-685, 2021.
- [46] J.M. Hidler, and A.E. Wall, “Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking,” *ClinBiomech*, 20: pp. 184-193, 2005.
- [47] G. Colombo, M. Wirz, and V. Dietz, “Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients,” *Spinal Cord*, 39: pp. 252-255, 2001.
- [48] A. Mayr, M. Kofler, E. Quirbach, H. Matzak, K. Frohlich, and L. Saltuari, “Prospective, Blinded, Randomized Crossover Study of Gait



Rehabilitation in Stroke Patients Using the Lokomat Gait Orthosis,”  
Neurorehabil Neural Repair, 21: pp. 307-314, 2007.

- [49] 鈴木, 園田, 才藤, 村田, 清水, 三沢, “回復期リハビリテーション目的の入院脳卒中患者における転倒, 転倒事故と ADL” リハビリテーション医学, Vol.43, No.3, pp. 180-185, 2006.
- [50] DM. Bauer, DC. Finch, KP. McGough, CJ. Benson, K. Finstuen, and SC. Allison, “A comparative analysis of several crutch-length-estimation techniques,” Phys Ther, Vol.16, No.3, pp. 294-300, 1991.
- [51] IT. Chang, and A. Depold Hohler, “Bilateral radial nerve compression (crutch palsy): a case report,” Journal of Neurology Neurophysiology, DOI: 10.4172/2155-9562.1000130, 2012.
- [52] 厚生労働省, “重要事例情報収集結果” 2003.
- [53] 岡庭, 山, 加藤, 明間, 北原, “Pusher 症状を呈する片麻痺患者に対する立位歩行訓練 -身体的ガイドとフェイディング法を用いたアプローチ-” 高知リハビリテーション学院紀要, Vol.7, pp. 55-60, 2006.
- [54] 社団法人日本理学療法士協会, “理学療法診療ガイドライン 第1版” 2011.
- [55] M. Yokota, and M. Takaiwa, “Gait Rehabilitation System with a Non-Wearing Type Pneumatic Power Assist Device,” Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.33, No.4, pp. 927-934, 2021.

### **Supporting Online Materials:**

[a] Data sheet of Every INNOPHYS Co., <https://innophys.jp/product/>

[b] Data sheet of AFO(hanging type) SAKAI Medical Co., <https://www.sakaimed.co.jp>

[c] Data sheet of Lokomat Hocoma Co., <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>

# 謝辞

本研究の遂行および学位論文として纏めるにあたり，終始懇親なるご指導ならびにご鞭撻を賜った高岩昌弘教授に深く感謝の意を表します。また，本研究室の皆様方のご協力に深く感謝の意を表します。

令和4年3月  
横田 雅司