T2R2 東京科学大学 リサーチリポジトリ
Science Tokyo Research Repository

論文 / 著書情報
Article / Book Information

論題	空気圧ゴム人工筋のバックドライバビリティを用いた歩行アシスト装置の評価
Title	Evaluation of Walking Assistive Device Using Back-Drivability of Pneumatic Artificial Muscles
著者	森崎大介, 菅野貴皓, 遠藤玄, 川嶋健嗣
Author	Daisuke Morisaki, Takahiro Kanno, Gen Endo, Kenji Kawashima
掲載誌/書名	ロボティクス・メカトロニクス講演会2015講演論文集, , , 2A2-J03
Journal/Book name	Proceedings of the 2015 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, , , 2A2-J03
発行日 / Issue date	2015, 5
URL	http://www.jsme.or.jp/publish/transact/index.html
権利情報 / Copyright	本著作物の著作権は日本機械学会に帰属します。
Note	このファイルは著者（最終）版です。 This file is author (final) version.

Powered by T2R2 (Science Tokyo Research Repository)

空気圧ゴム人工筋のバックドライバビリティを用いた歩行アシスト装置の評価

Evaluation of Walking Assistive Device Using Back-Drivability of Pneumatic Artificial Muscles

〇学　森崎　大介（医科歯科大）　　菅野　貴皓（医科歯科大）
正　遠藤　玄　（医科歯科大）　正　川嶋　健嗣（医科歯科大）

Daisuke Morisaki, Tokyo Medical and Dental University, d.morisaki.eb@gmail.com
Takahiro Kanno, Tokyo Medical and Dental University
Gen Endo, Tokyo Medical and Dental University
Kenji Kawashima, Tokyo Medical and Dental University

In this study, we developed a walking assistive device that does not depend on the length of the wearer's leg and is easy to wear. In addition, we constructed a control law to perform a walking assist by detecting the intent of walking using a back-drivability of a pneumatic artificial rubber muscle. We evaluated the performance of the device by EMG, We found that muscle fatigue is significantly reduced as compared with the case of not wearing the device.

***Key Words*:** Pneumatic, Walking Assistive Device, Back-Drive

1.　緒言

近年，生産年齢人口の減少が懸念されている．労働の補助や健康維持のために人の運動を補助する手段が求められており，解決策の 1 つとして装着者の動きを補助するパワーアシストロボットがある．

パワーアシストロボットはこれまでに様々なものが開発されている．　例として，山海らが開発している電気モータと生体電位信号を用いる HAL[1-3] ，電気モータと傾斜センサを用いる Rewalk[4]，小林らが開発している空気圧ゴム人工筋と加速度センサ，角度センサ，呼気センサを用いるマッスルスーツ[5]，八木らが開発している電気モータと角度センサ，力センサを用いる WAS-LiBERo[6] 等がある．

パワーアシストロボットの活躍するフィールドはますます広がっていくと考えられるが，それに伴い防水性や防塵性が求められる環境も増加すると思われるが，防水性及び防塵性のためにアクチュエータやセンサの保護処理をすると，装置が大型化し，処理のために余剰なコストが必要となる．

パワーアシスト装置のアクチュエータとして空気圧ゴム人工筋は，次のような利点を持っている．

(1)　水中で使用可能であるなど，耐環境性に優れている
(2)　柔軟性があり，人間親和性が高い

したがって，空気圧ゴム人工筋を用いれば，前述した問題が解決できるといえる．しかし，センサに角度センサ等を用いた場合，センサの保護処理が必要である．

また，従来のパワーアシストロボットは外骨格型のものが多いが，人と協調運動するために各関節の回転中心を合わせるためロボットを身体に固定する箇所が多くなってしまい，着脱に時間を要する．さらに，装着者の体型に合わせて装置の寸法を変えなければならない．

そこで，本研究では鳥脚型の機構を採用することで，膝関節の固定が不要で，かつ装着者の体型に依存しない着脱が容易な歩行アシスト装置を試作する．さらに，空気圧ゴム人工筋をアクチュエータとして用い，そのバックドライバビリティを用いてユーザにセンサを装着することなく空気圧ゴム人工筋の内圧変化から装着者の歩行意図を検知しアシストを行う制御則を構築する．

2.　システム構成

本システムは歩行アシスト装置と，空気圧制御装置から構成される．

2.1 歩行アシスト装置

試作した歩行アシスト装置を図 1 に，装置の模式図を図 2 に示す．

Fig. 1 Walking assistive device

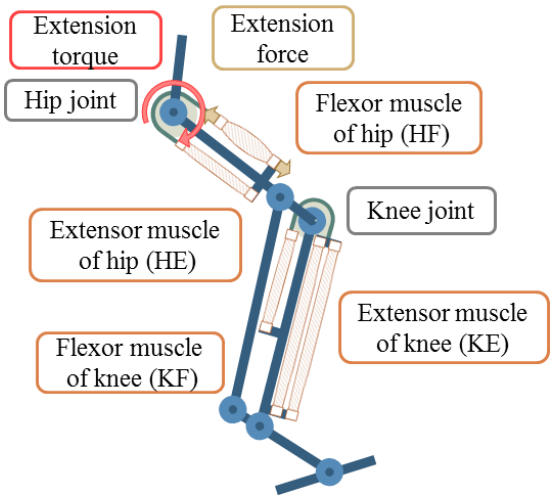

Fig. 2 Schematic diagram of walking assistive device

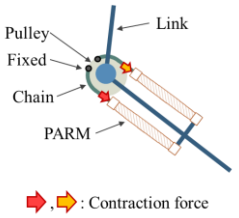

Fig. 3 Tendon drive mechanism

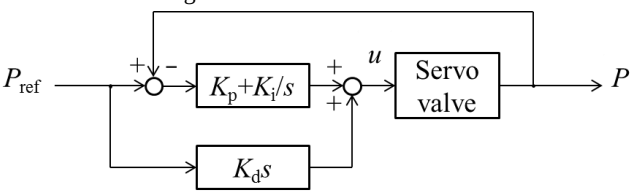

Fig. 4 Block diagram of pressure control

Table 1 PID parameters of pressure control

Parameter	Value
Proportional gain K_p [V/kPa]	2.7×10^{-3}
Integral gain K_i [V/kPa・s]	1.7×10
Differencial gain K_d [V・s/kPa]	1.0×10^{-4}

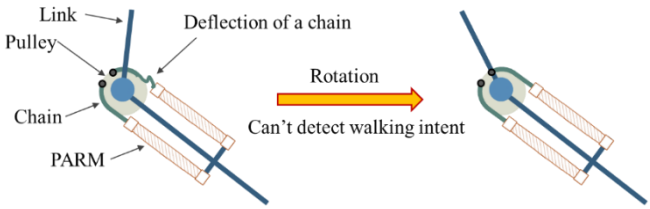

Fig. 5 Problem caused by deflection of a chain

本装置は平行リンク機構を用いた鳥脚機構を採用している．この機構は膝周辺をベルト等で固定する必要が無いため着脱が容易であり，装着者の脚長に依存しない．本装置の着脱位置は，腰ベルト，脚ベルトの 2 箇所である．

本装置は，2 本の空気圧ゴム人工筋(PARM)がチェーンを介してプーリに接続されている拮抗駆動機構(図 3)となっている．プーリにはリンクが固定されており，空気圧ゴム人工筋の収縮力はこのプーリを介してリンクに伝達される．拮抗駆動機構を採用したのは，空気圧ゴム人工筋が収縮力しか発生しないため，逆方向の駆動ができるようにするためである．

アシストが可能な関節は左右それぞれ膝関節，股関節の 2 関節で計 4 関節である．本論文では膝関節伸展筋を KE，膝関節屈曲筋を KF，股関節伸展筋を HE，股関節屈曲筋を HF と表す．また，これらに L がついた場合左脚，R がついた場合は右脚を示すことにする． KE の空気圧ゴム人工筋は 2 本あり，駆動プーリの直径も他の筋と比べ大きいため最も大きな駆動トルクを発生させることができる．

2.2 空気圧制御装置

空気圧制御装置は，サーボバルブ，圧力センサ，コンピュータで構成されている．サーボバルブには空気圧ゴム人工筋(PARM)と圧力センサが接続され，圧力は A/D ボードを介してコンピュータに送られる．サーボバルブはコンピュータを用いて目標圧力に追従するように PID 制御されており，その指令電圧が D/A ボードを介し，サーボバルブに送られ空気圧ゴム人工筋を駆動する．

空気圧制御のブロック線図を図 4 に，PID パラメータを表 1 に示す．ただし，P_{ref}，P，u はそれぞれ目標圧力，現在圧力，サーボバルブ指令電圧である．PID パラメータはステップ応答を確認しながら実験的に決定した．

3. 制御方法

3.1 空気圧ゴム人工筋のバックドライバビリティを用いた歩行意図の検知方法

本節では空気圧ゴム人工筋のバックドライバビリティを用いて，装着者の歩行意図を検知する原理について説明する．

バックドライブとは，アクチュエータや動力伝達機構において，出力側から適当な力を加えたときに，その関節が可動し，かつそれが入力側に伝わることをいう．本歩行アシスト装置においては，装着者が歩行しようと動作することで歩行アシスト装置の関節が駆動され，それが，プーリ，チェーンを介して空気圧ゴム人工筋に伝わり，空気圧ゴム人工筋の圧力が変化する．本歩行アシスト装置では，このバックドライバビリティを用いて装着者の歩行意図を検知し，これにしたがって歩行のアシストを行う．

装着者の歩行意図の検知は，股関節が伸展する場合を例にとると，次の手順にしたがって行うことができる(図 2).

(1) 装着者が股関節を伸展させることで，股関節に伸展トルクが発生する．

(2) 伸展トルクは，プーリ，チェーンを介し股関節屈曲筋(HF)に伸展力を加える．

(3) 伸展力によって空気圧ゴム人工筋 HF の内圧が増加する．

逆に股関節が屈曲する場合についても，股関節屈曲筋(HF)に加わる力が小さくなり，この力の変化によって空気圧ゴム人工筋の内圧が減少することを利用して同様に検知できる．本研究では検知に内圧の時間変化 P_d(内圧の微分 dP/dt)を用いることにする．

3.2 基準圧力

本研究では，チェーンのたるみを防ぐために空気圧ゴム人工筋にあらかじめ一定の圧力を印加する．本研究ではこの圧力を基準圧力 P_b と呼ぶことにする．

基準圧力 P_b が低すぎる場合，チェーンのたるみが残ってしまい，たるみがなくなる関節角度に達するまで歩行意図を検知することができない(図 5)．また，空気圧ゴム人工筋は圧力一定下ではばねのような特性を持つ．圧力が高すぎる場合は歩行の際に抵抗となってしまう．

したがって，P_b を設定する際には，

(1) 検知可能性

歩行意図が検知可能であるか（例：左脚股関節屈曲筋は同じ脚の屈曲は検知できるが，伸展は検知できない）．

(2) 歩行抵抗

歩行の際に抵抗と成り得るか．

を考慮する必要がある．以下に各々の項目の評価方法の概要を述べる．

(1) 検知可能性は，歩行時に発生する空気圧ゴム人工筋の内圧時間変化 P_d の最大値 $P_{d(max)}$によって評価可能である．また，筋電や歩行アシスト装置の関節角度と，内圧時間変化 P_d の波形の関係からどの動作をどの筋で検知できるかの対応付けされる．

(2) 歩行抵抗は，歩行時の筋疲労度によって評価でき，これは次に示す IEMG により評価可能である．

$$\mathrm{IEMG} = \frac{\int_0^T \mathrm{NEMG}(t)dt}{T}$$

$$\mathrm{NEMG}(t) = \frac{\mathrm{EMG}(t) - \mathrm{EMG}_{\min}}{\mathrm{EMG}_{\max} - \mathrm{EMG}_{\min}}$$

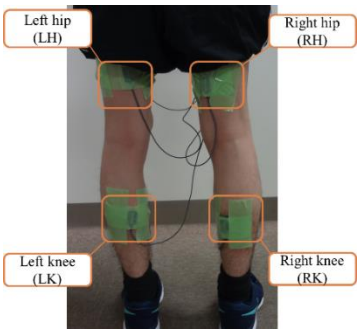

Fig. 6 Position of electrode

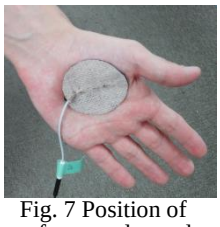

Fig. 7 Position of reference electrode

Table 2 Experimental condition

P_b [kPa]	100, 110, 120, 130, 140, 150, 160, 170, 180, 190, 200
f_{gait} [step/min]	0, 60, 70, 80
l_{step} [mm]	0, 500, 600, 700

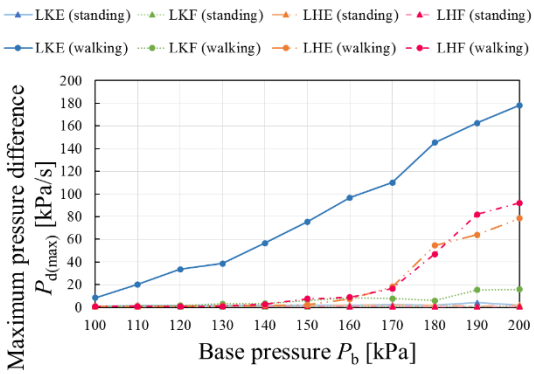

Fig. 8 Maximum pressure difference – Base pressure diagram

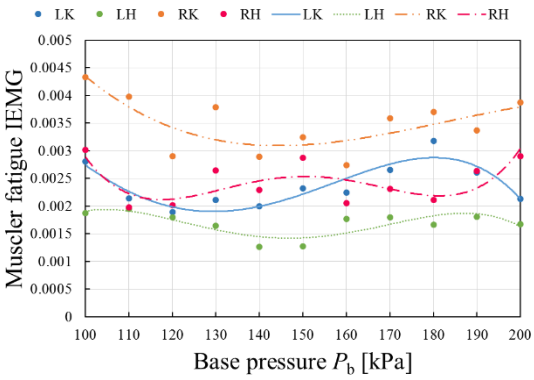

Fig. 9 Mascler fatigue – Base pressure diagram

ただし，EMG は筋電，添字 min，max は最小値，最大値，NEMG は無次元化した EMG，T は積分時間である．

以上を踏まえ，基準圧力を設定するために実験を行う．図 6，7 に示す位置に筋電計測用の電極を貼付け，表 2 に示す各条件で歩行を行い，この時の空気圧ゴム人工筋の内圧時間変化，筋電，関節角度を記録した．表 2 において f_{gait} は歩行周期，l_{step} は歩幅である．基準圧力 P_b は各条件で KE，KF，HE，HF 全ての筋に同一の P_b を印加するものとする．例えば P_b = 150 [kPa] であるならば，KE，KF，HE，HF 全ての筋において P_b = 150 [kPa]を印加する．

本節では，この実験の結果をもとに歩行アシスト装置に印加する基準圧力 P_b を決定する．

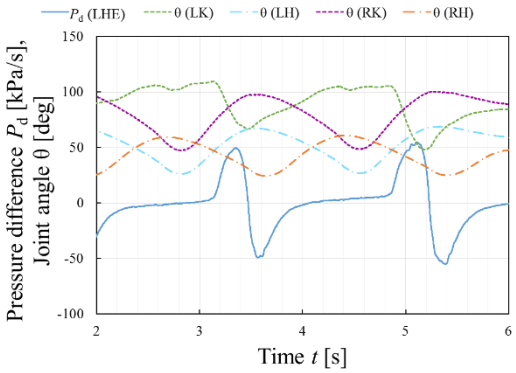

Fig. 10 Time response of pressure difference and joint angle

3.2.1 基準圧力と内圧変化

静止時(f_{gait} = 0 [step/min]，l_{step} = 0 [mm])と歩行時(f_{gait} = 70 [step/min]，l_{step} = 600 [mm])における基準圧力 P_b と内圧時間変化の最大値 $P_{d(max)}$の関係を図 8 に示す．静止時の $P_{d(max)}$は，各 P_b に対し，0 [kPa/s]付近で一定であるのに対し，歩行時の $P_{d(max)}$は，P_b が高くなるにつれ，高くなっている．また，P_b が小さいと静止時の $P_{d(max)}$との差は小さく，歩行意図の検知が困難であることがわかる．

3.2.2 基準圧力と筋疲労度

歩行時(f_{gait} = 70 [step/min]，l_{step} = 600 [mm])における基準圧力 P_b と筋疲労度 IEMG の関係を図 9 に示す．図中の曲線は 4 次の多項式近似曲線である．図より，各筋について IEMG が最低値をとる P_b が存在し，P_b が大きすぎても，小さすぎても疲労が増加することがわかる．

3.2.3 基準圧力の設定

以上より基準圧力を， KE は最も筋疲労度の低くなる圧力として 140 [kPa]，KF，HE，HF は歩行意図の検知のしやすさと筋疲労度の双方を考えそれぞれ 200 [kPa]，180 [kPa]，180 [kPa]に設定した．

3.3 歩行アシスト制御

表 3 の基準圧力を印加して歩行アシスト制御を行う．歩行サイクルは立脚相と遊脚相から構成される．立脚とは地面に対し接地している脚，遊脚とは地面から離れている脚であり，歩行は立脚相と遊脚相を繰り返すことにより行われる．それぞれの相に適した関節トルク(遊脚相であれば膝関節，股関節ともに屈曲トルク，立脚相であれば膝関節，股関節共に伸展トルク)を装置で発生させれば，歩行のアシストを行える．歩行のアシストを行うには，今脚がどの相にあるかを検出できなければならない．歩行時の左脚股関節伸展筋(HE)の内圧時間変化 P_d，各脚の関節角度 θ の時間応答を図 10 に示す．関節角度はプラス方向が屈曲であり，振幅の中心角度が静止時の関節角度となる．HE の内圧時間変化が正の方向に発生する時，同じ脚の股関節は屈曲，膝関節は伸展し，別の脚の股関節は伸展，膝関節は屈曲している．また，HE の内圧時間変化が負の方向に発生する時，同じ脚の股関節は屈曲から伸展に，膝関節は伸展から屈曲に切り替わり，別の脚の股関節は伸展から屈曲に，膝関節は屈曲から伸展に切り替わっている．したがって，内圧時間変化からこれらの動作の検知が可能である．他の筋についても検知可能な動作を実験により調べ，まとめたものを表 3 に示す．表中の◯は検知可能，×は検知不可能を示している．表より，股関節伸展筋(HE) が最も歩行意図の検知に利用しやすく，本制御ではこれを用いて脚が現在どの相にあるか検知する．

以上の考察から，歩行アシスト制御を次のように設計する．

Table 3 Detectable action of walking assist

		Detectable action of walking assist							
		Left leg				Right leg			
		Knee joint		Hip joint		Knee joint		Hip joint	
		Extension	Flexion	Extension	Flexion	Extension	Flexion	Extension	Flexion
Position	LKE	×	×	×	×	×	×	×	×
	LKF	×	×	×	×	×	×	×	×
	LHE	○	○	○	○	○	○	○	○
	LHF	○	○	×	○	×	○	○	×
	RKE	×	×	×	×	×	×	×	×
	RKF	×	○	○	○	○	○	○	○
	RHE	○	○	○	○	○	○	○	○
	RHF	×	○	○	×	○	○	×	○

*○ :Detectable, ×: Not detectable

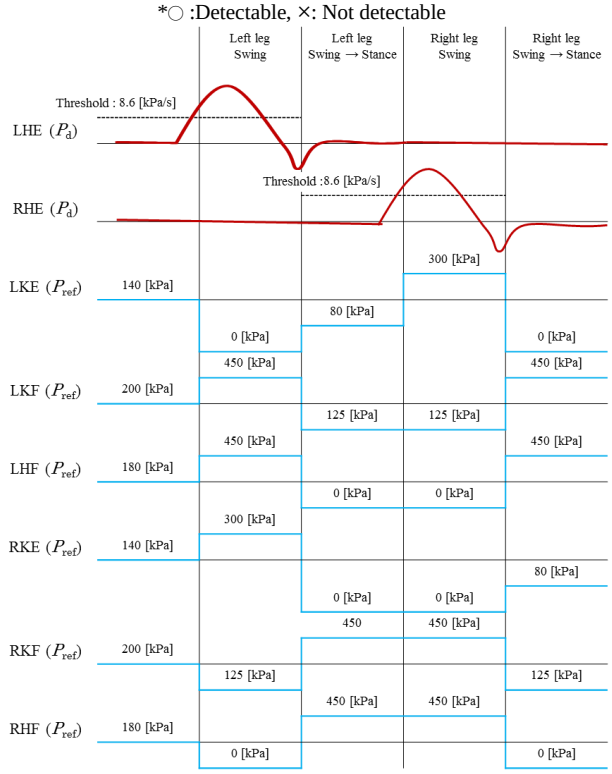

Fig. 11 Sequence of walking assist

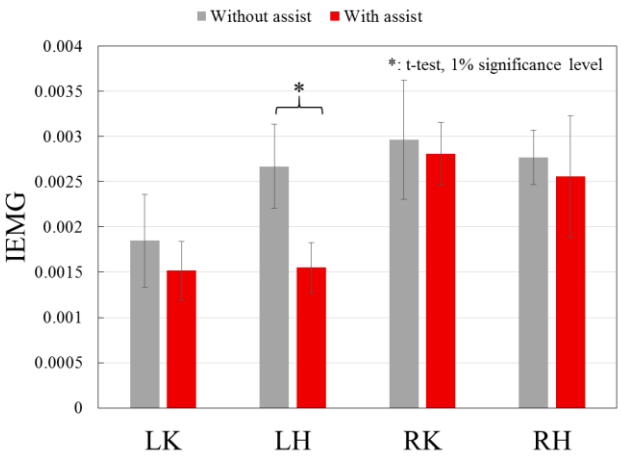

Fig. 12 Experimental result

制御シーケンスは図 11 の通りである．図の LHE，RHE は内圧時間変化 P_d を，LKE，LKF，LHF，RKE，RKF，RHF は目標圧力 P_{ref} の時間変化を示している．

(1) 歩行アシスト装置にはあらかじめ 3.2 節で設定した基準圧力 P_b を印加しておく．

(2) 左脚股関節が屈曲し遊脚相に移る時，同じ脚の股関節伸展筋の内圧時間変化 P_d が閾値 8.7[kPa/s]を超えると，歩行意図を検知し，遊脚は股関節屈曲(HE:180[kPa]，HF:450[kPa])，膝関節屈曲アシスト(KE:0[kPa]，KF:450[kPa])，立脚は関節伸展(HE:180[kPa]，HF:0[kPa])，膝関節伸展アシスト(KE:300[kPa]，KF:125[kPa])を行う．

(3) 一定時間(0.25[s])経過後，右脚を立脚から遊脚に切り替えるため股関節屈曲(HE:180[kPa], HF:450[kPa]), 膝関節屈曲アシスト(KE:80kPa]，KF:450[kPa])，反対側の脚は股関節伸展(HE:180[kPa]，HF:0[kPa])，膝関節伸展アシスト(KE:300 [kPa]，KF:125[kPa])を行う．

(4) 別の脚の股関節が屈曲し遊脚相に移るときも同様である．

(5) 1.5[s]間歩行意図が検知されない場合，全ての筋に基準圧力を印加する．

4. 評価実験

設計した歩行アシスト制御則の有効性を歩行時の筋疲労度から評価する．

4.1 実験方法

歩行周期 f_{gait}=70[step/min]，歩幅 l_{step}=600[mm]の条件で歩行を 10 回行い，歩行時の筋疲労度を計測する．比較対象は歩行アシストを装着しない場合と，装着し 3.3 節の歩行アシスト制御を行う場合の 2 通りとする．

4.2 実験結果

実験より得られた IEMG を図 12 に示す．本制御を用いると，特に LH に関して，非装着に比べ筋疲労度が有意に減少することがわかった．これは遊脚，立脚のアシストが有効に働いたためだと考えられる．

5. 結言

着脱が容易で，脚長に依存しない歩行アシスト装置を試作し，空気圧ゴム人工筋のバックドライバビリティを用いてアシスト部分にセンサを装着しない歩行アシスト制御則を構築した．筋疲労度により歩行アシスト装置の性能を評価し，非装着時と比べ筋疲労度が有意に減少することを確認した．

文　献

[1] Yoshiyuki Sankai,"HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernics", Robotics Research, The 13th International Symposium ISRR, pp.25-34, 2010.

[2] H. Kawamoto, Y. Sankai, "Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit, " Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN 2004). 13th IEEE International Workshop, pp. 491-496, 2004

[3] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, Y. Sankai, Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller," IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC 2003), pp. 1648-1653, 2003

[4] Alberto Esquenazi, Mukulu Talaty, Andrew Packel, Michael Saulino,"The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury", American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation,

[5] H. Kobayashi, H. Suzuki, H. Nozaki, T. Tsuji, "Development of Power Assist System for Manual Worker by muscle Suit", IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN2007), pp. 332-337, 2007

[6] Kazuo Sano, Eiichi Yagi, and Motonobu Sato,"Development of a Wearable Assist Suit for Walking and Lifting-Up Motion Using Electric Motors", Journal of Robotics and Mechatronics Vol.25(No.6), pp. 923-930, 2013