

平成 21 年 5 月 22 日現在

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2007 ～ 2008

課題番号：19760162

研究課題名（和文） 把持特性を考慮したウェアラブルパワーハンドの研究開発

研究課題名（英文） R&D of wearable powered hand with human finger properties

研究代表者

長谷川 泰久（HASEGAWA YASUHISA）

筑波大学・大学院システム情報工学研究科・准教授

研究者番号：70303675

研究成果の概要：

本研究では、主に力センサを必要としないパワーアシストを実現するために、人の把持特性に近い特性を実現する多関節腱駆動機構の確立し、また、生体電位信号に基づくスイッチング制御を用いることで、スムーズに支援と非支援時を直感的に切り替え可能なウェアラブルパワーハンドの設計製作を行なった。その後、実験により、指先での物体安定把持のみならず様々な物体形状へ柔軟な把持が可能であり、また、十分な把持力の支援が行われることを確認した。

交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	2,100,000	0	2,100,000
2008年度	1,300,000	390,000	1,690,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,400,000	390,000	3,790,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学・知能機械学・機械システム

キーワード：人間機械システム

1. 研究開始当初の背景

現在日本では高齢化が進み、5人に1人が65歳以上という高齢社会である。また高齢者人口は今後、平成24（2012）年には3,000万人を超え、平成54（2042）年には3,863万人でピークを迎えると推計されている。さらに、高齢化率はその後も上昇を続け、平成67（2055）年には40.5%に達し、2.5人に1人が65歳以上、4人に1人が75歳以上の高齢者となると推計されている。高齢者は老化による筋骨格系の衰えにより把持力が低下し、日常生活において数多くの場面で不便を感

じることが多くなる。また建設現場などの重労働を行う場合においても加齢による把持力の衰えは大きな問題となる。さらに今後介護を必要とする人が増えるとともに、高齢者が高齢者を介護する老老介護も増えると予想され、高齢者の手にかかる身体的負担が増してくると予想される。そこで高齢者のための生活支援システムなどの外骨格型の把持支援システムが開発されている。しかしこれらのシステムでは、母指を固定した状態で用いるため指の自由度を制限してしまい、十分な把持支援を行うことができていない。また、手首についても一定の姿勢で固定されてお

り自由度が制限されているか考慮されていない．そのため使用者が望んでいる姿勢での把持動作を行うことができていない．

2. 研究の目的

老化や怪我により把持力が低下した人を対象としたウェアラブルな外骨格型の腱駆動型把持機能支援システムを提案する．このシステムでは5指と手首の動作を支援する．また、各関節は DC モータに取り付けられたワイヤ及びリンクにより駆動され、生体電位に基づいて力支援制御と追従制御を切り替えて用いることで大きな力が必要となるときには力支援を行い、支援が不要な際には人の手および手首の動きに外骨格が追従し、装着者の負荷にならない制御を実現する．

3. 研究の方法

(1) システム構成

今回、提案する腱駆動型把持機能支援システムを図1に示す．このシステムは、外骨格型ハンドアシスト部とシェル部、生体電位計測プローブの3つの部分から構成されており、約1.3kg(バッテリーを除く)である．

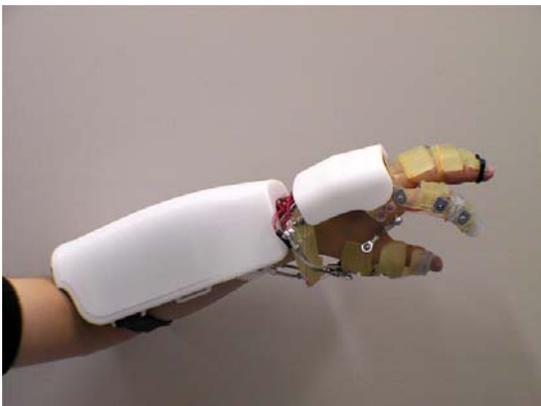


図1 腱駆動型把持機能支援システム

(1) 外骨格型ハンドアシスト機構

a) 指部駆動機構

人の指の把持力を支援するため、ワイヤを介して、手の甲側に取り付けたモータによって外骨格を駆動し、人の指の外側から内側に押す．図2に示すような3本のワイヤで人差し指の3つの関節(MP, PIP, DIP)を駆動し、把持力方向の制御だけでなく、人の指先のコンプライアンス特性に模擬している．2本のワイヤ(w2, w3)は、多関節を同時に駆動する多関節筋の様に配置し、把持力の変化に応じて指先コンプライアンスが変化する．これにより、カセンサを用いることなく安定した物

体の把持が可能となる．使用したモータを表1に示す．握りこみ動作を行う際に中指、薬指、小指を同時に支援し、これらの3指は連動して把持力の支援を行う．また、その外骨格は、人差し指用の外骨格と同様に3本のワイヤ(w4, w5, w6)及び3個のモータによって駆動する．また母指については、1本のワイヤ(w7)により屈曲方向への支援を行い、対立動作については2本の平行リンクと1本のワイヤを用いて支援する(図3)．一方、指の内転、外転や、握り込み動作時の対立に対して、図4及び図5に示すように、人差し指駆動部と残り3指駆動部をユニバーサルジョイントにて連結することで、受動的な運動を許容している．

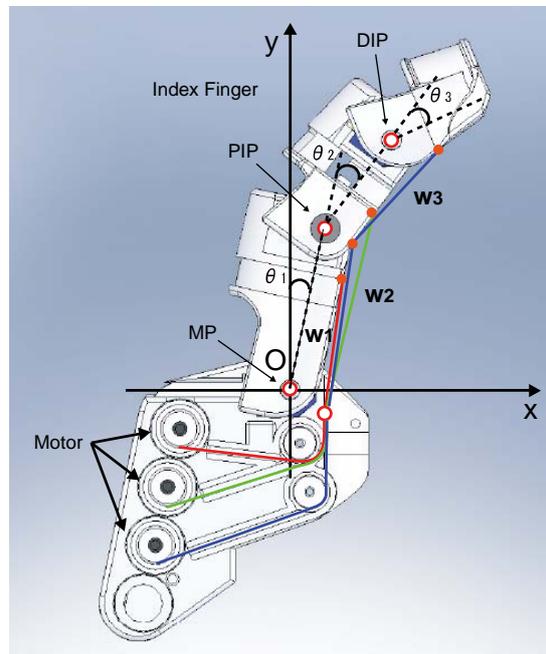


図2 示指のワイヤー配置

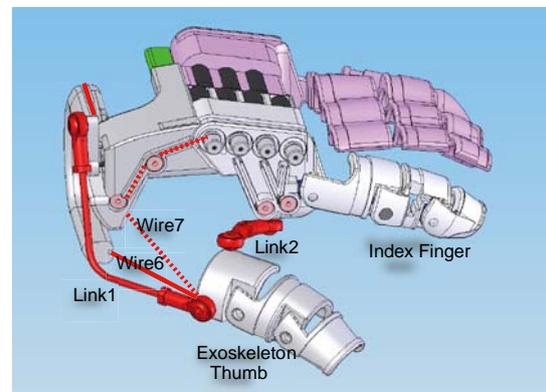


図3 母指のワイヤおよびリンク配置

b) 手首駆動機構

手首の駆動方法は同じく腱駆動を用いる．図6に示すように，シェルに各側面に配置したアクチュエータによりワイヤを駆動する．アクチュエータ(A)・(B)からのワイヤは，外

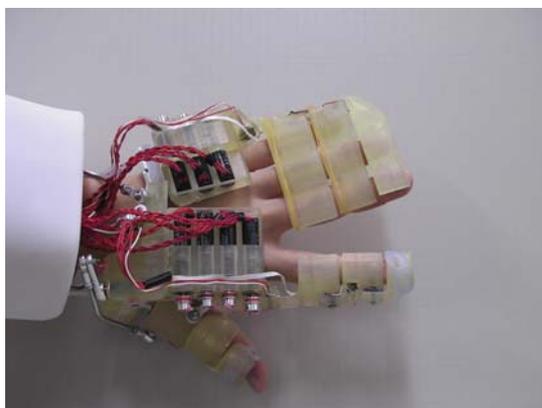


図4 ユニバーサルジョイントによる外転

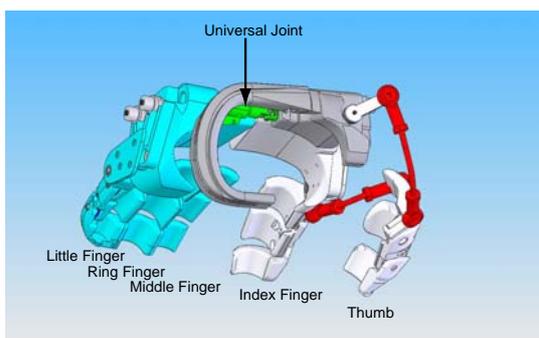


図5 ユニバーサルジョイントの設置

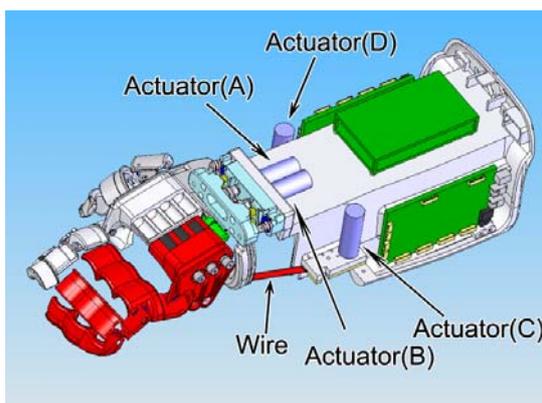


図6 手首駆動用ワイヤ配置

骨格の手首部分のパーツの上部(手の甲側)と下部(手の平側)にそれぞれ接続されている．そして，アクチュエータ(A)を駆動してワイヤを巻取ることで手首の回内，アクチュ

エータ(B)を駆動することで手首の回外の支援を行う．また，2つのアクチュエータ(C)・(D)からのワイヤも，手首部分のパーツの上部と下部に接続され，アクチュエータ(C)を

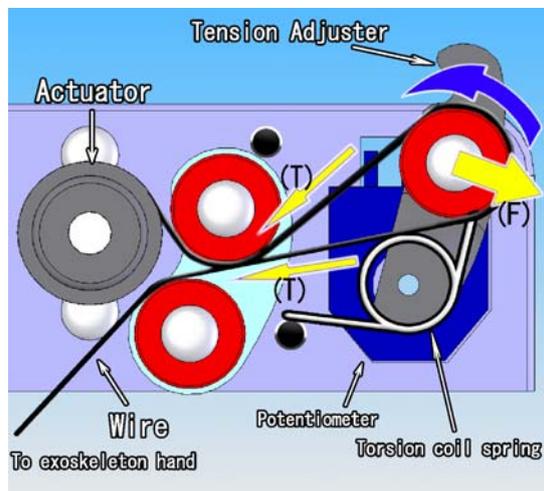


図7 ワイヤテンションの構造

駆動することで背屈，アクチュエータ(D)を駆動することで屈曲を支援する．また各ワイヤには，図7に示すようにワイヤの張力を計測するテンションを設け，力支援を行わない場合には，ワイヤにかかる張力 T を低く一定になるように，モータを制御する．これにより，人の手首動作に追従し，また，ワイヤの弛みを防止する．

(1) シェル部

日常生活において装着者に負担の少ない小型軽量の装置を目指し，制御装置を前腕に装着するシェルに内蔵する．このシェルには，バッテリーを除く制御器，アクチュエータ，モータドライバや外部通信機器などの周辺機器を収納する．また，手首動作支援は，本シェル部と前述の外骨格型ハンドアシスト部の相対運動によって行う．

(1) 生体電位計測用プローブ

装着者が把持力を推定するために表面電極法を用い，図8に示すアーティファクトを軽減するため電極上部に増幅回路，インピーダンス変換器，バンドパスフィルタの機能を組み込んだ能動電極を用いる．しかし，生体電位の計測値には電極を張る位置や個人差などに左右されるため，システムの操作性が変化してしまう．そこで計測用プローブに内蔵した可変抵抗を用いて生体電位の増幅率を調整することで，短時間かつ容易な操作で操

作性を調節可能である．計測用プローブの増幅率は 5,000 倍から 20,000 倍まで調整可能である．

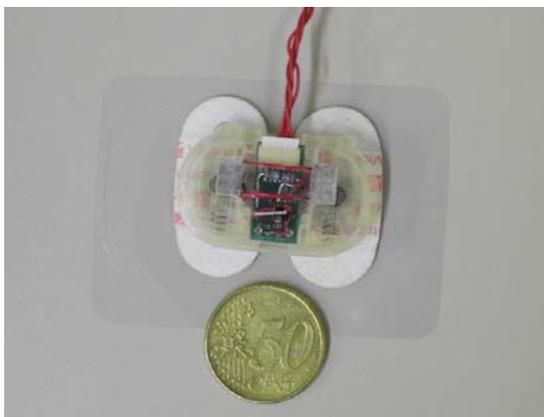


図 8 能動電極

(2) 制御方法

手は大きな力を発生する際には外部より力支援を受けることにより、より楽に作業を行うことができるが、細かな作業を行う際には力支援は逆に邪魔になるので、できる限り支援システムの存在を感じさせないように努める必要がある．そこで、提案する装着型支援システムは、人が大きな力を必要とする場合には装着者の発生力に比例した力支援を行い、器用な動作を行う場合には外骨格が指や手首の巧みな動きを妨げないように、人の動きに従って自由に動くように制御する．よって、装着者の発する生体電位の積分値 (IBEP) の大きさによって、力支援制御と追従制御を選択的に用いるスイッチング制御 (図 9) を提案する．

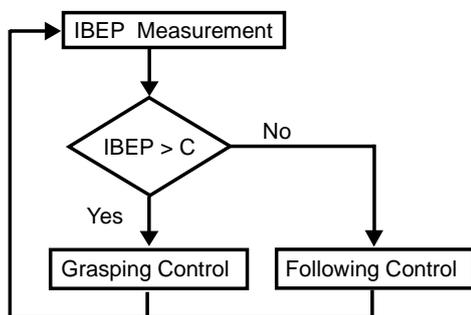


図 9 生体信号によるスイッチング制御

(2) 指力支援制御

虫様筋と小指外転筋の生体電位が閾値を越

えた場合、把持力支援制御を行う．人差指および残り 3 指の発生する把持力は装着者の把持力に比例し、また、把持力方向は、各指先から母指指先方向に向かうように制御する．この生体電位を用いた力支援制御のブロック線図を図 10 に示す．

また、母指はこの指先力支援動作が開始した際の姿勢を保つように、屈筋に相当するワイヤを駆動する DC モータを PD 制御する．

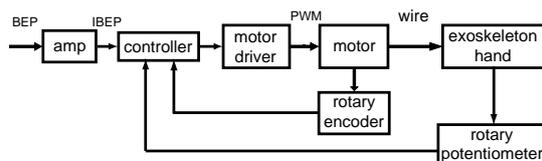


図 10 指力支援制御

(2) 指追従制御

虫様筋と小指外転筋の生体電位が閾値を越えない場合または、生体電位が観測できない場合、追従制御を用い、各指が自由に動作できるように各モータを制御する．指部外骨格の各関節に取り付けたポテンショを用い、現在の指の各関節角度を計測し、この関節角度を満たす腱長を求める．この求められた腱長より僅かに腱が長くなるように、モータを制御することで、人の指が自由に伸展することが可能となる．このブロック線図を図 11 に示す．

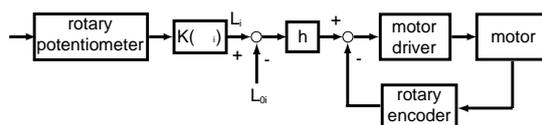


図 11 指追従制御

(2) 手首力支援制御

図 12 に示すように、回内動作支援に円回内筋、屈曲動作支援に橈側手根屈筋、背屈動作支援に橈側手根伸筋の積分生体電位が閾値を超えた場合に力支援をおこなう．また、回外動作については指の制御に用いる筋である虫様筋と小指外転筋の生体電位を用いてその動作意思推定を行う．これには、親指側の虫様筋より小指外転筋の活動が優位の場合に回外動作意思があると判断する．また、その支援力は、小指外転筋の電位の積分値に比例する．

(2) 手首追従制御

各生体電位が閾値を超えない場合には、力支援が不要と考え、手首動作追従制御を行う。これは、シェル内に配置されたテンショナーによって、ワイヤの張力を常に低く保つ制御

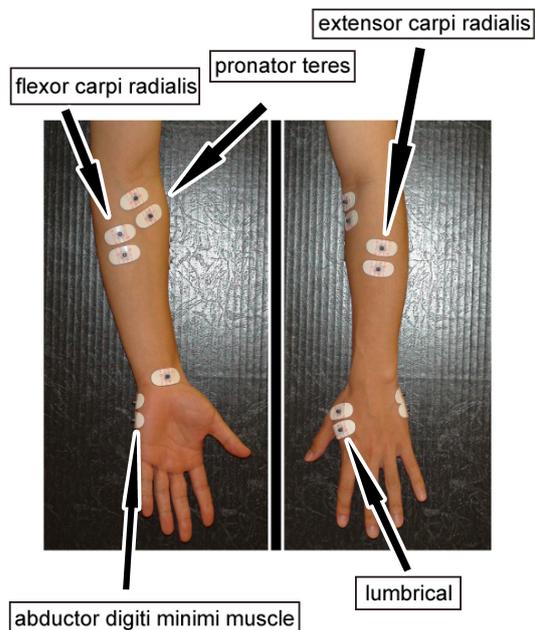


図 12 手関節駆動用電極位置

を行い、装着者の手首運動に追従する。つまり、ワイヤにかかる張力に応じて回転するアジャスタの回転角を一定に保つ様に、アクチュエータ(A)(B)または(C)(D)を制御する。

4. 研究成果

(1) 実験内容および実験条件

今回試作した把持機能支援システムの有効性を確認するため、指については握り動作、手首については回内、回外、屈曲、背屈のそれぞれの動作を行う。本システムは、通常、人の前腕および手に装着するが、本実験では、システム自身の動作を明確化するために、人の前腕および手の代わりに骨格模型を使用し、その模型に支援システムを装着する。

(2) 実験結果

市販の握力計を用い、今回製作した支援システムの握力を測定したところ、最大 5.8kg となった。また、図 13 に示すように、5kg のダンベル加えペットボトル 2 本を入れた買い物袋を持ち上げるのに十分な把持力を有していることを実験により確認した。

また、2kg のダンベルを把持しながら、実験者の動作に合わせて手首の回内、回外、屈

曲、背屈の 4 動作を行うことができることを確認した。回内動作時の様子を図 14 に示す。回内・回外動作の往復(片側 45°)に約 5 秒、屈曲・背屈(片側 10°)に約 4 秒要した。



図 13 ダンベルおよびペットボトルを持ち上げている様子

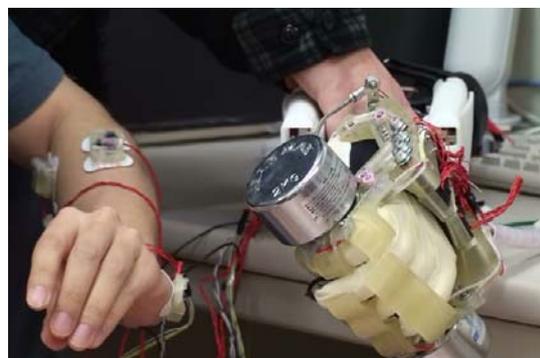


図 14 ダンベルを回内、回外している様子

(3) 手首可動範囲

本システムの手首可動角範囲を調べ、その結果、回内・回外については、人と同等の動作範囲を実現し、屈曲、背屈については、若干範囲が小さいが通常の作業における動作範囲はほぼカバーしていることを確認した。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔学会発表〕(計 2 件)

- (1) 長谷川 泰久, 渡邊 航介, 三上 康之, 山海 嘉之, 把持機能を有する上肢支援システム, 第 14 回ロボティクスシンポジア, pp.536-541, 2009.3.17, 登別
- (2) Yasuhisa Hasegawa, Yasuyuki Mikami, Kosuke Watanabe and Yoshiyuki Sankai, Five-Fingered Assistive Hand with Mechanical Compliance of Human Finger, the 2008 IEEE International Conference

on Robotics and Automation (ICRA2008),
May 21, 2008, California

6. 研究組織

(1) 研究代表者

長谷川 泰久 (Yasuhisa Hasegawa)
筑波大学・大学院
システム情報工学研究科・准教授
研究者番号：70303675

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし