

# 体内力源能動義肢ハンドの開発

大塚 彰 辻 敏夫 塩川 満久 福田 修  
鶴見 隆正 首藤 貴 坂 和正 敏

## 体内力源能動義肢ハンドの開発

大塚 彰<sup>1)</sup> 辻 敏夫<sup>2)</sup> 塩川 満久<sup>1)</sup> 福田 修<sup>2)</sup>  
 鶴見 隆正<sup>1)</sup> 首藤 貴<sup>3)</sup> 坂和正 敏<sup>2)</sup>

キーワード 体内力源能動義肢, 3次元動作解析, 可操作性補円

## 抄録

本研究は、体内力源能動義肢のハンドの開発を目的としたものである。能動義肢ハンドの開発に先立ち、①市販の能動義肢ハンドの問題点を探るための力学的検討、②筋活動電位と3次元動作分析にて人における把握・移動動作時の拇指の運動解析の検討を行った。①の結果においては、微細な運動をコントロールするために大きな力と非常に困難性を伴うことが確認された。また②の結果では、能動義肢手部拇指の橈側外転と掌側外転の中間位への開き運動が必要なことを確認した。以上の結果から、新しいタイプの体内力源能動義肢ハンドを開発した。すなわち、拇指が斜めに開く随意開き閉じ式ハンドと称した。

## 1. はじめに

従来、上肢義肢は以下の4つに分類<sup>1)</sup>されている。すなわち、①外観の補填を第一義とする「装飾用義手」、②作業(主として重作業)専用とする「作業用義手」、③「能動義手」、④モータなどを駆動源とする「動力義手」である。

③の能動義手は、残存する切・離断者の機能を力源としてケーブルなどを介して、義肢を制御するので「体内力源義手」と表現される。また、④の動力義手は「体外力源義手」と表現される。

従来よりの体内力源能動ハンドの制御形態は、随意開き(voluntary opening; 以下V.O.と略す)あるいは随意閉じ(voluntary closing; 以下

V.C.と略す)の2形態である。前者は、ハンドの指を閉じる方向に働くバネやゴムなどに抗して、指を開かせるものである。後者は、ハンドの指を開かせる方向に作用するバネなどに抗して閉じさせるものである。

本研究では、ハンドを体内力源による制御とし、他の機能を体外力源による制御とするハイブリッド能動義肢を開発することが目的であるが、ここではハンドの開発につき述べる。この際、ハンドを体内力源としたのは、義手に欠落する感覚機能の補填もハーネスコントロールシステムによるフィードバックにより可能<sup>2)</sup>と考えたからである。

1999年4月16日受付

Development of an internally powered functional prosthetic hand.

1) 広島県立保健福祉短期大学理学療法学科 〒723-0053 三原市学園町1-1

Department of Physical Therapy, Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare  
 1-1 Gakuen-cho, Mihara-shi, Hiroshima, 723-0053 Japan

Akira OTSUKA (RPT), Mitsuhsa SHIOKAWA (PE), Takamasa TSURUMI (RPT)

2) 広島大学工学部

Toshio TSUJI (ENG), Osamu FUKUDA (ENG), Masatoshi SAKAWA (ENG)

3) 伊予病院

Takashi SUTO (MD)

なお、従来からいわれているハイブリッドタイプ<sup>3)</sup>は、ハンドを体外力源、他の機能を体内力源によって制御するものである。

開発に際し、従来の体内力源能動義手のハンドにおける問題点として、次の2点をあげた。すなわち、1点はV.O.あるいはV.C.の手先部には制御力に抗して抵抗体(バネあるいはゴム)があり、力学的不利を有しているという点である。2点目は、従来のハンドの機能(ハンドの拇指に対して、Ⅱ・Ⅲ指が対立位にある)と手関節継ぎ手の固定という点で、このことが義肢操作時の不自然な姿勢を作り出しているものと考えられる。

そこで、以上の2点を検証するための実験を行い、その結果を検討し新しいハンドの機構を提案する。

## 2. 方法

### 2-1 V.O. および V.C. ハンドの力学的解析実験

V.O.あるいはV.C.ハンドのいずれにおいても、ハンドを操作するためには、抵抗体に抗して制御する必要がある。この際のコントロールケーブルを介してのハンドの制御に関する力学的不利を明らかにするため、10種の市販ハンドの拇指とⅡ・Ⅲ指との指尖間距離とコントロールケーブルの牽引力の関係、および指尖間距離とハンドのピンチ力との関係を測定する実験を行った。

対象ハンドの内訳は、V.O.ハンド9種類、V.C.ハンド1種類である(表1)。なお、実験に際しては対象ハンドのコスメティックグローブを除去して行った。

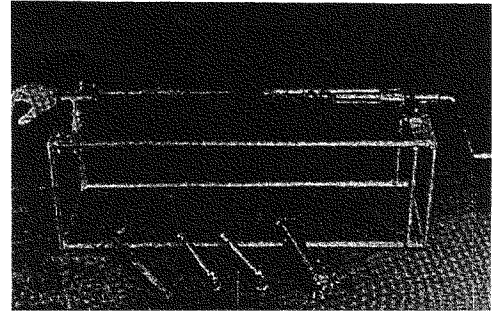
#### 1) ハンドの指尖間距離とケーブルの牽引力の測定実験

測定装置は、一端に対象ハンドを固定する固定部を、他端にネジ機構を介してコントロールケーブルに牽引力を加えるハンドル部からなる(図1a)。コントロールケーブルとハンドルの間にバネばかりを連結し、バネばかりの数値を牽引力とした。

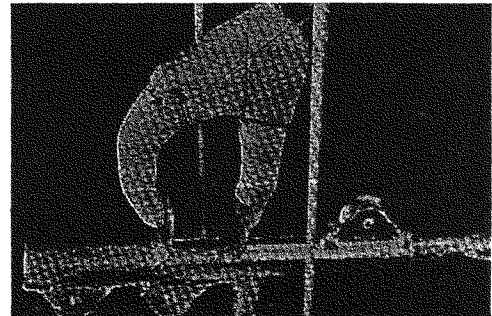
牽引力の測定は、漸増的に牽引し指尖間距離が5mm開くごとのバネばかりの数値を求めた。また、同様に最大に開いた状態から5mm閉じることの数値を求めた。

#### 2) 指尖間距離とハンドのピンチ力の測定実験

ピンチ力の測定装置は、図1bに示すように外



(a) 牽引力測定装置



(b) ピンチ力測定装置

図1 ハンドの力学的実験装置

パイプと軸棒に付された把持プレートおよび軸棒に取り付けられたバネばかりと牽引部より構成される。外パイプと軸棒の摩擦抵抗は、滑車を挿入し減少に努めた。

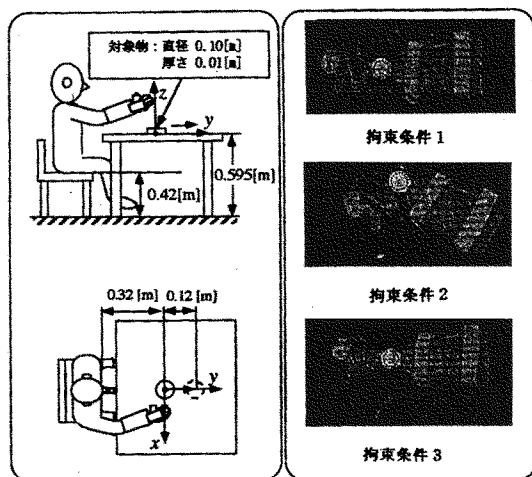
測定は、軸棒に牽引力を加え把持プレートを開いていき、指尖間距離が5mm開くごとの牽引力をバネばかりにて測定した。この際の把持プレートが閉じる力、すなわち牽引力を対象ハンドのピンチ力とした。さらに、ハンドが最大に開いた状態から閉じる際の牽引力を同様に測定した。

### 2-2 義肢の模擬動作による把握・移動パターンの分析実験

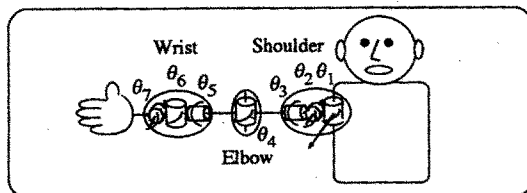
前腕切断用義肢の模擬動作を長対立装具を用いて健常者により行い、以下の条件にて動作筋電位と3次元運動を計測し検討した。

#### 1) 実験条件

図2aは、実験中の被験者とオブジェクトの位置関係を示している。この図に示すように被験者は椅子に座った状態で、テーブル上に置かれたオ



(a) 実験条件 (b) 3つの拘束条件



(c) 上肢の3リンクモデル

図2 実験条件と解析モデル

プロジェクトを摘み、持ち上げて移動させるタスクを実行する。この際のタスクは、被験者に対して約0.32 m前方の位置にあるオブジェクトを初期位置とし、そこから被験者に対して前方方向に0.12 m程度移動させるものである。

把握・移動動作における手関節および拇指の運動を評価するために、実験中はこれらの関節に対して以下の3種類の拘束条件を設定した。

条件1: 手関節と拇指を固定 (拇指固定は、拇指に対してⅡ・Ⅲ指が対立位にあることを言う。また、本拘束条件下の把握動作は従来の体内力源能動義手の模擬動作となる)。

条件2: 手関節はフリーで拇指は固定 (本拘束条件下での把握動作は体外力源能動義手の模擬動作になる)。

条件3: 手関節の固定と拇指はフリー。

拘束条件を与える用具としては、手関節継ぎ手にダイヤルロックを付し固定とフリーが可能で、かつ着脱できる拇指対立位保持板をもつ、長対立

装具(図2b)を作製し使用した。

そして、把握・移動動作中の被験者の上肢の運動・姿勢および筋電位を計測するために以下の各部位にマーカと電極を貼り付けた。

i) マーカの装着部位: ①胸骨上部, ②肩峰, ③上腕骨外上顆, ④橈骨茎状突起, ⑤尺骨茎状突起, ⑥示指MP関節(背側部), ⑦示指爪部, ⑧拇指爪部。

ii) 電極の装着部位: ch.1: 僧帽筋上部線維, ch.2: 三角筋前部線維, ch.3: 三角筋中部線維, ch.4: 上腕二頭筋, ch.5: 上腕三頭筋, ch.6: 前腕屈筋群, ch.7: 前腕伸筋群。

これらの値は、それぞれ3次元運動解析装置(MP ジャパン社製・ビデオ解析システム)および筋電位測定装置(日本電気三栄製・SYNAACT MT-11)で計測した。

とくに、3次元運動解析に関しては、①~⑥の6個のマーカの3次元座標位置を計測することにより、被験者の上肢の各関節角度を計算することが可能となる。本稿では、被験者の上肢を7自由度の3リンクモデルで考え図2cのように各関節角度を定義した。そして、被験者の上肢をまっすぐに伸展した状態で各関節角度が0°になるものとした。

なお、実験の被験者は1人で健常者(男性48歳)、試行回数は3回とした。

### 3. 結果

#### 3-1 V.O. および V.C. ハンドの力学的解析結果

実験結果に関しては、表1に一覧する。ここでは、その代表例について述べていく。

No.2のハンドの結果を図3aに示す。図からは、ピンチ力が牽引力よりも常に高値を示し、常に2.0 kgf以上のピンチ力が確保されていることがわかる。しかし、わずかの牽引力の変化によって指尖間距離は大きく変化していることから、微細な制御の困難性を表している。指尖間距離50 mmでピンチ力の低下を示すことから、コップのような比較的大きく重量のある把握対象物の把握には不利なものと考えられる。

No.8のハンドでは、図3bに示すように、ピンチ力が比較的小さいにもかかわらずハンド操作に大きな牽引力を要することが認められる。同様の傾向は、他の多くのハンドにも認められた。加え

表 1 10種の市販ハンドの指尖間距離に対する牽引力とピンチ力

No.	ハンド名	開閉	牽 引 力 (kgf)			ピ ン チ 力 (kgf)		
			指 尖 間 距 離			指 尖 間 距 離		
			1 cm	3 cm	5 cm	1 cm	3 cm	5 cm
1	Dor. S V/O	開	2.1	2.2	3.3	1.2	1.0	1.5
		閉	1.1	1.4	2.2	0.3	0.3	0.5
2	Dor. M V/O	開	1.1	2.1	1.9	4.2	4.3	3.7
		閉	1.1	0.7	0.5	3.0	2.8	0.5
3	Dor. L V/O	開	5.7	7.3	7.0	9.0	4.9	3.8
		閉	3.4	4.5	4.6	3.0	2.1	2.0
4	Rob. soft V/O	開	6.0	8.0	9.5	7.1	6.0	7.5
		閉	2.8	3.3	3.0	0.6	1.6	2.9
5	Rob. M V/O	開	4.9	7.8	9.5			
		閉	3.0	4.2	3.2			
6	Otto. s V/O	開	1.9	2.8	4.0	1.5	2.0	2.8
		閉	0.2	0.3	1.2	0.6	0.8	1.0
7	Pass. V/O	開	2.4	3.3	4.4	1.4	2.0	3.3
		閉	1.7	2.2	2.6	0.6	0.8	1.0
8	Beck. M V/O	開	8.3	8.8	8.9	2.7	3.5	3.6
		閉	1.7	2.4	2.3	0.6	1.0	1.2
9	Beck. P V/O	開	4.4	6.5	8.8	1.4	2.0	3.3
		閉	1.8	2.5	3.4	0.6	1.4	1.9
10	Sier. V/C	開	2.7	2.8		ロック	ロック	
		閉	2.4	2.2		ロック	ロック	

て、すべての随意開きのハンドにおいて、閉じの際のピンチ力が極端に低い値を示す。このことは、ハンドの開いた位置から対象物を把握する動作の特性を考え合わせると、力学的に不利な要素となる。

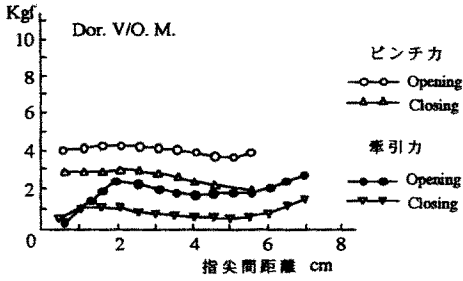
### 3-2 義肢の模擬動作による把握・移動パターンの分析結果

#### 1) 把握・移動パターンの時間的挙動

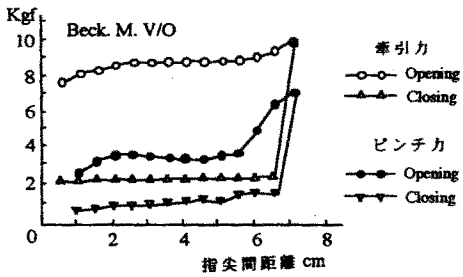
図4に実験中の写真および計測された各値を示す。各グラフの計測データは、それぞれ上から示指MP関節(マーカ6)のy座標値、z座標値、肩関節角度( $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ )、筋電位(電極1, 2, 3)の値を示す。図4aに示されるように手関節および拇指の双方を固定した場合は、肩関節の角度 $\theta_2$ が図4b, cに比べて小さくなっており、上肢全体を不自然に持ち上げながら把握・移動を行っているこ

とが認められる。ch.1とch.3の筋電位の振幅も図4b, cに比較して大きくなっていることから、不必要な筋の活動が肩関節周囲に発生している。また、上段の写真は実験のようすを示し、スティックピクチャーは各拘束条件下の把握・移動動作に対応しており、これらからも図4aの場合には無理な姿勢で把握・移動を行っていることがわかる。

同時に、操作中に各筋にかかる負担を評価するために、把握・移動動作中の筋電位の整流・積分値に関して統計的な解析を行った。表2にその結果を示す。全電極間の平均値を比較すると、手関節および拇指の双方を固定した場合は、この値が著しく大きくなっており、この時に各筋に大きな負担がかかっていることが推察される。とくに、ch.1とch.3には、この傾向が強く、これらの筋が関与して生じる肩甲骨を挙上する動作や肩関節



(a) ハンド No. 2



(b) ハンド No. 8

図 3 代表的ハンドの力学解析結果

を外転する動作が拘束条件によって誘発されていることも理解できる。

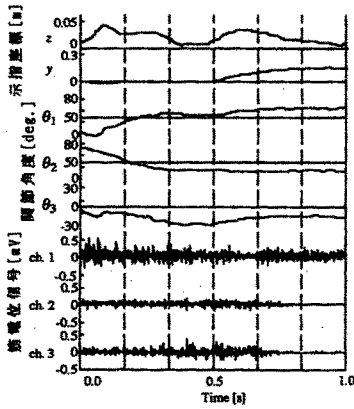
2) 操作性の評価

義肢を使用するという事は、義肢の先端にある効果器としてのハンドの位置をどの程度自由に操作できるかでもある。そこで、肩関節から末梢の3リンクモデルに関して、操作能力の運動学的観点から定量化する可操作性楕円、可操作度、条件数の各値を計算<sup>(4,5)</sup>した。

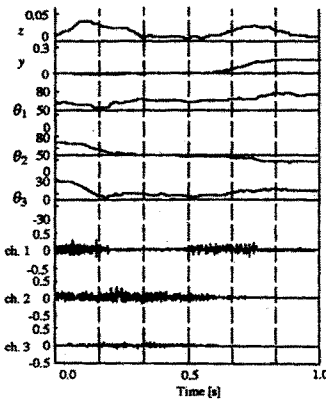
可操作性楕円は、関節速度を用いて実現し得るハンド速度のすべてを表したものである。楕円はハンド速度の出力の発生の容易性を示すもので、楕円の長軸方向に速度を発揮しやすいことを意味する。図5に楕円体(3次元)を平面に投影した可操作性楕円を示す。

また、可操作度は可操作性楕円から誘発される操作能力の目安として楕円体の体積で求められる。換言すれば、可操作度は楕円体の体積(ここでは面積)に比例した操作能力の指標となる。

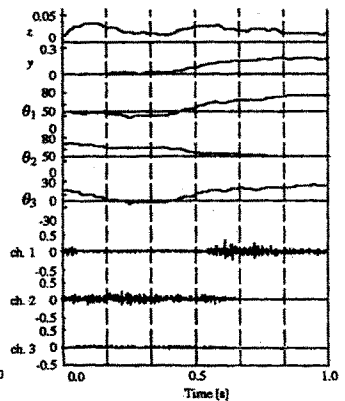
条件数は楕円の最小半径と最大半径の比であり、楕円体の形を表す(体積・面積とは無関係)



(a) 拘束条件 1



(b) 拘束条件 2



(c) 拘束条件 3

図 4 計測値の時間的変化

表 2 筋電位信号の統計解析

拘束条件	電 極	ch. 1	ch. 2	ch. 3	ch. 4	ch. 5	ch. 6	ch. 7	全電極平均
条件 1	平均 (mV s)	87.9	36.0	44.2	35.4	8.4	12.6	23.5	35.7
	標準偏差	4.0	3.5	8.6	3.9	0.7	0.1	1.6	1.8
条件 2	平均 (mV s)	32.0	45.6	19.0	27.0	8.6	15.5	21.2	24.1
	標準偏差	15.9	4.8	0.6	2.7	1.2	2.8	1.3	2.1
条件 3	平均 (mV s)	35.8	40.7	16.8	34.5	7.9	8.3	17.7	23.1
	標準偏差	5.2	0.9	0.4	1.2	0.7	0.1	1.4	0.6

パラメータである。この値が1に近いほど真円に近い形をしていることになり、どの方向にも同じように動きやすいことを意味するものである。表3には、可操作性および条件数の各値を示す。

図5および表3より、手関節および拇指の双方を固定した場合は、可操作性楕円が $y$ 軸方向に大きいことがわかる。また、この時の面積（ここでは楕円体を平面に投影）に対応する可操作性は、他の拘束条件の場合に比較して小さくなっている。これに対して手関節または拇指のいずれかのみを固定した場合は、可操作性楕円が真円に近くっており可操作性も大きくなっていることが認められる。このことは、手先が $x, y$ 平面上のあらゆる方向に対して万遍なく大きな速度を発生しやすいことを意味するものである。

図5に示されるとおり、把握・移動動作中には、被験者の体幹も並進および回転運動を行う。表4に肩関節の移動距離およびマーカ1の位置を通る $z$ 軸と平行な直線を軸とした時の体幹の回転角の累積値を示す。この表から、手関節および拇指の双方を固定した場合においては、体幹の並進・回転動作が大きくなることが明らかに認められる。

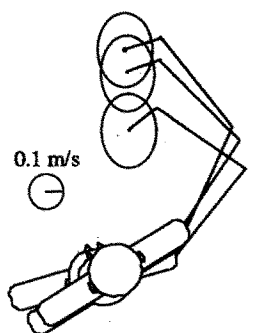
#### 4. 考 察

まず、従来のV.O.およびV.C.ハンドの力学的解析結果から、バネあるいはゴムなどによる抵抗体に抗して常に制御を行う困難性が明確にされた。すなわち、①指尖間距離のコントロールに対しては、微妙なケーブルの操作を必要とされ、かつ、その際、②ケーブルを牽引する力は比較的大きな力を必要とする。また、とくに③随意開きの場合、閉じる方向に伴うピンチ力が開きのそれに

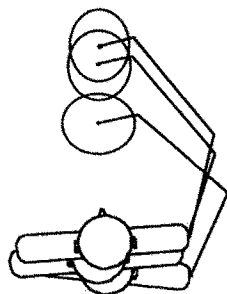
比較して小さい、などである。①と②に関しては、ハンドの機構上での抵抗体に加え、実際の使用ではコスメティックカバーがハンドに装着されることで、さらに抵抗は大きくなる。これらのことから、ハンドの機構上での抵抗体をなくした随意開閉方式 (voluntary opening and closing) ハンド<sup>6,7)</sup>を採用することとした。

ついで、義肢の模擬動作による把握・移動パターン<sup>8)</sup>の分析結果から、手関節のみあるいは拇指のみに運動を与えた場合には、手関節および拇指の双方を固定した場合と比較して把握・移動動作中の操作性が向上する。また、義肢の操作時には、代償的な筋の活動も抑えられることが明らかになった。さらに、体幹の並進・回転動作などの代償運動が小さいことも確認された。換言すれば、拇指のみ固定（手関節は自由）した場合の結果と手関節のみ固定（拇指は自由）した場合の結果に大きな差がないことから、把握・移動動作時の拇指の働きは手関節の働きと同じ程度重要であると推察できた。この手関節が自由というのは、体内力源によるケーブルコントロール方式では、制御上においても機構上においても実現困難で、体外力源においてのみ実現するものである。そこで、今回のハイブリッド能動義肢の開発においては、手関節自由の機構と同様の操作性を有する拇指のみ自由に近似するハンドを工夫・作製した。すなわち、拇指の開き方向を従来のⅡ・Ⅲ指に対立して開く（掌側外転）ではなく、掌側・橈側外転の中間位に開く<sup>9)</sup>ものである。

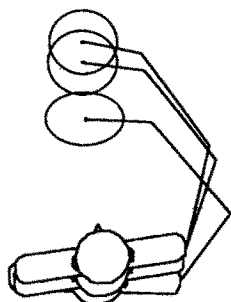
以上の2点から、今回の開発した体内力源ハンドの形式を「拇指が掌側・橈側外転の中間位に開く、随意開閉ハンド (図6a)」とした<sup>9)</sup>。



(a) 拘束条件 1



(b) 拘束条件 2



(c) 拘束条件 3

図 5 可操作性楕円と体幹の並進および回転運動

5. 開発した体内力源ハンド

前述したごとく、今回開発した体内力源能動ハンドは、2本のケーブルでハンドの手指の開きと閉じを制御するものである。具体的には、ハンドの手掌内にある円盤の回転をリンクにより手指の開閉に伝えるものである。この円盤の回転には何ら抵抗体がなく、一方のケーブルで手指の開きを、他方のケーブルで手指の閉じを能動的に行

表 3 操作性の評価 (可操作度と条件数)

拘束条件	評価値	可操作度	条件数
条件 1	平均	0.108476	0.721523
	標準偏差	0.000891	0.017900
条件 2	平均	0.113141	0.872659
	標準偏差	0.000075	0.007486
条件 3	平均	0.111615	0.850339
	標準偏差	0.002237	0.083422

表 4 肩関節の移動距離と体幹の回転角の累積値

拘束条件	評価値	d (m)	$\theta$ (deg.)
条件 1	平均	0.2810	37.300
	標準偏差	0.1510	5.6862
条件 2	平均	0.1510	14.700
	標準偏差	0.0055	0.5774
条件 3	平均	0.1290	13.700
	標準偏差	0.0139	2.5166

d: 肩関節移動距離,  $\theta$ : 体幹の累積回転角度.

う、いわゆる、随意開閉方式 (voluntary opening and closing ; V.O.C.) ハンドとした。この際、ハンドの拇指は掌側・桡側外転の中間方向に開くようリンク機構を組んでいる (図 6 a)。

開発した随意開閉ハンドのケーブルの牽引力とピンチ力の関係を測定し、力学的な有利性を確認した。すなわち、ケーブルの牽引力とピンチ力は、ほぼ正比例の関係にあることが図 6 b からわかる。なお、コスメリックカバーを装着しても同様の結果を得ることができた。

6. まとめ

- ① 従来の体内力源能動ハンドの力学的問題点を抽出した。
- ② 義手の模擬動作の 3次元運動分析及筋電図学的分析を行った。
- ③ 手関節が固定されても拇指が掌側・桡側外転の中間位に開くことで、従来の義手操作の際生じていた代償動作の軽減が図られることがわかった。



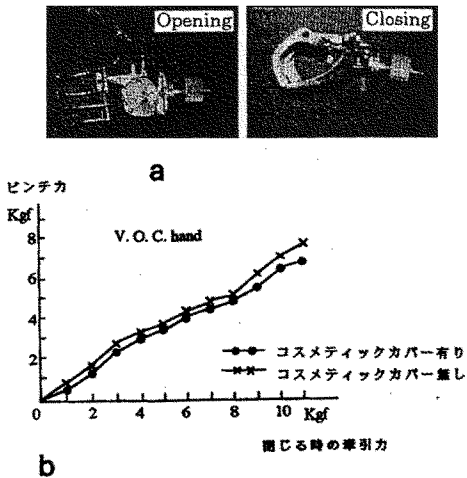


図 6 開発ハンドとコントロールケーブルの牽引力およびピンチ力の関係 (b) と開発ハンド (a)

④ 新しい「拇指が掌側・機側外転の中間位に開く、随意開閉ハンド」と称する体内力源能動ハンドを開発した。

## 文 献

- 1) 澤村誠志：切断と義肢（リハビリテーション医学全書 18），3 版，119-206，医歯薬出版，1993
- 2) 川村次郎：義手の感覚装置について，日整会誌，45（9）：755-768，1971
- 3) 中島咲哉：義手の最近の進歩，別冊整形外科 No. 4 義肢・装具，26-33，南江堂，1983
- 4) Yoshikawa, T. : Dynamic manipulability of robotic mechanisms, J. Robo. Syst., 2 (1) : 113-124, 1985
- 5) 吉川恒夫：ロボット制御基礎論，2 版，109-131，コロナ社，1993
- 6) 首藤 貴ほか：能動手の随意ひらきとじ手，総合リハ，8（12）：959-965，1980
- 7) 大塚 彰ほか：能動随意開閉ハンドの開発，日本義肢装具研究会会報，24：77-84，1983
- 8) Davies, E.W. et al. : A cosmetics functional hand in incorporating a silicone rubber cosmetic glove, Prosth. Orthot. Int., 1 (1) : 89-93, 1977
- 9) Otsuka, A. et al. : Development of an internally powered prosthetic hand, Proceedings of 7th IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 201-206, 1998