

# 福祉機器の技術革新と近未来の義肢・装具技術

——義肢は芸術的であらねばならぬ——

齊藤之男：日本 IFToMM 会議副委員長，  
〒350-0314 埼玉県比企郡鳩山町楓が丘 2-22-11、  
Yuuki\_saito@nifty.com

## The Technological Innovation of Welfare Devices and Near Future Prosthetic and Orthotic Limb Yukio SAITO

**ABSTRACT**—Looking back at the development of electrical prosthetic hands from 1968 up to date, there have been three problems. (1) The first problem was that electrical prosthetic hands from infants to adults are difficult to develop their mechanisms. (2) The second problem was that electrical prosthetic hands are not well fitted to the end of their lost parts. (3) The size and shape of electrical prosthetic hands were not adaptive to their growth. To solve these problems, we made it our basic policy to build up the actuators fitted for the welfare devices and prosthesis. Another problem is the rapid increasing population of the elderly in Japan, requiring families to take care of their bedridden persons at home. The externally powered upper-limb orthotic technologies supported movements in daily life. An integrated design concept with mechanism, control and human interface was the distinctive answer to meet this request.

The key issue is design of the actuator. We define the requisite conditions of the actuators for service robots as: 1) antagonistic motion like human, 2) compact and high torque output, 3) easy operation and in-home use.

In this research, hydraulic actuation is implemented due to its high output torque and smoothly connected movements. As for controllability, the bilateral servo system is composed clearing the problem in interface, enabling the caregiver to operate the robot and prosthesis arm by guiding it directly with their hand without the need of program teaching or joystick command as seen in industrial robots. The bilateral servo system has been formally utilized for the manipulator's servo system applied to the handicapped.

**Keywords:** Electrical prosthetic hand, Orthotic technology, Bilateral servo system

### 1. 諸言

日本での福祉技術のはしりは、電動義手であった。1959年から1962年にかけて、当時、西ドイツを中心にサリドマイド剤による奇形児が誕生し、日本でも約1万人の薬害奇形児が誕生し就学時期を迎える1968年から「動力義肢の実用化研究」が6大学で進められた。欧米諸国からこの分野は少なくとも10年は遅れているとの印象を持ったものである。

[1]  
この当時の技術と医学には理解に差があり、まだ、日本ロボット学会は誕生しておらず、バイオメカニズム学会が研究会から学会へ昇格したばかりである。したがって、ロボットなる用語もまだ認められておらず、ましてや動力義肢は、世間に知られた存在ではなかった。

1974年の「精密機械」では、人間の手と足の特集号を組んだ。現状の福祉社会との格差を拾い上げると、[2]

1974年以前からの課題：

**医学側：**工学分野を物を作るテクニシャンとしての位置付けであり、真に物を作る工学的土壌を理解できなかった。

**工学側：**医師の要求である使い易さの意味を取り違えていた。（＝自動化）第二に靴に見られるように使用者の慣れに期待していた。

1974年当時の課題：

**医学側：**基本原理は、使用者の立場で研究の原点を位置付けること。

手足の欠損が発生した場合、その精神的衝撃は計りしれず、機能的にも外観的にも今までと同じであること。

義手に高機能を持たせ障害者が装着することで自由に操作すること（ヒトの意思伝達が義手に伝わること）

ボタンを押せば、必要な動作、例えば、食事機械、歯磨き機械のような固定した一定動作を作業分担した機械であること。

具体的な作業として、少なくとも字が書ける、食

事ができるような義手である。

義手は、長い時間にわたって経験を積みながら検討して行くことが必要である。

膝の問題でいえば、問題は壊れやすい。対策はリンク機構を駆使すればと思う[医] CO<sub>2</sub> は欧州で利用されており、電動とのハイブリットが良いのではないか。[医] 磁力の利用も考えられる。[医] 生化学的力源の利用が来れば変わる。[医]

1974 年での技術的問題点は、

- 1) 情報源: 意思伝達として日常動作から信号を取り出せないものか。[医]
- 2) 力源: 日本の電子工業の発達から電動が有利、しかし、速度は生理的適値などの検討が必要。
- 3) 軽量: アクリル樹脂など合成樹脂の利用を進めるべきだ。[医]
- 4) 強度: 総合的なバランスと強度を考えるべき。[工]
- 5) 信頼性: 信頼性は使用者へ与える影響は大きい。[医]
- 6) 加工性: イージーオーダーで短時間の仕上げ成形が必要。[工]
- 7) 基礎的資料の研究: 股関節の軸受け部の耐久性など今の技術で実施可能であり、今後基礎資料が必要。[工]

この学会誌では、締めくりに工学側より断端部と義手の接合研究、足の筋を腕に移植する研究、義手パーツの標準化と低価格化と信頼性の必要が述べられている。

現在までの間、このような意見と検討は関係学会で進められているが、今から 36 年前の当時としては関係者の期待を含めた対談である。

現在では、その手法も考え方も大きく変わったところもあるし、全く進んでいないところもある。この対談「医学と工学の谷間」で医師側からの意見と使用者側の意見は極めて一致している意見であったことを追記しておく。

この対談で凄いことは、医学側から問題点を力源(アクチュエータ)に絞り込まれていることである。

## 2. 我が国の福祉機器技術は芸術的技能から

図 1 は 1960 年代初めまで使用された、ブリキから叩き出しで製作された義足である。

この頃の義足は戦前の固定式(いわゆる棒足)から遊動式膝関節へ移行し、ソケット材も木製からプラスチック材となり、1970 年代となると断端部とソケット間が吸着式となりオイルダンパ式膝関節へと移行した。その頃の「使用者から見た義足」提言[1]では、日常生活では、ほとんど不自由を感じないと 75 点を採点している。残り 25 点は階段の昇降、走れる義足、ダンス・水泳のできる義足であると言う。最近の義足は、外観こそまだ十分とはいえないが走行用義足、スイミング用義足と機能別の義足が実用されている。

ところで、図 1 はまさに芸術的な義足であろう。当時、一枚のブリキから叩き出し軽量な義足を製作する技術者がいた。この義足の製作は、現在の国立障害者リハビリテーションセンターの前身の補装具製作所で作られた。筆者は、学生の頃、当時の所長である飯田卯之介先生の手ほどきを受け、この義足の製作過程を見学した。先生は、これ程、使用者の足に合った義足は無いと語っていたことを思い出す。因みに、この技術は東京芸大の銅板から花瓶などの製作技術と同じ要領である。現在では CAD/CAM 技術が足の断端部を光切断法による形状計測を行い、NC 木工旋盤によるソケット陽性モデルを自動化されソケット製作と足の断短形状にフィットした義足が商品化されている。



Fig. 1 Quality prosthetic leg in Japan  
(3-D shape made hammered metal technique from thin plate)

福祉機器は外観を要求し、また、生体の形状と一致することが使用上の条件である。その意味で、福祉機器技術は芸術的な技能から良いものが生まれると思っている。

1974 年に医学サイドからの意見にあるように、新たなアクチュエータへの関心は、即ち福祉機器にあったアクチュエータは、むしろ工学サイドの大目標でもあった。

## 3. 福祉機器にあったアクチュエータの開発

### (1) マイクロモータのデジタルサーボ化

肩義手のように少なくとも手首までで 6 自由度は必要とする腕の動作で、スイッチ数と自由度が一対一で対応させること自体無理がある。かつて、1960 年代から Rancho Los Amigos 病院で臨床試験が行われた動力腕装具は、[3] 7 関節動作を Rancho 式舌スイッチにより 14 チャンネルの舌操作で動作が行われ、その操作の複雑さにより実用化に至らなかった例がある。

複数のモータを同時駆動するためには、数値制御によるパルス分配か、シーケンシャルな小刻みの組み合わせ動作(ただし、シーケンサなどのメモリーを利用)しか無い。さらに、output として、デジタル信号でモータを駆動する必要がある。

1974 年頃から、マイクロモータのデジタル駆

動を開発した。図 2 は 1974 年から始まった科学技術庁の「マイクロコンピュータ制御による電動式全腕義手等の実用化開発に関する研究」で開発したハイブリッドコントローラである。[3]

図 2 中、右側は、NEC 制  $\mu$  PD8080A を CPU とする周辺回路の IC チップを集積した回路であり、左側は、Digital Servo Processor (DSP) を 8 チャンネル IC チップで集積化したものである。当時としては、マイクロコンピュータが自動車にも搭載されていない時であり、マイクロモータのデジタル制御を行う数値制御装置が確立していない時であった。

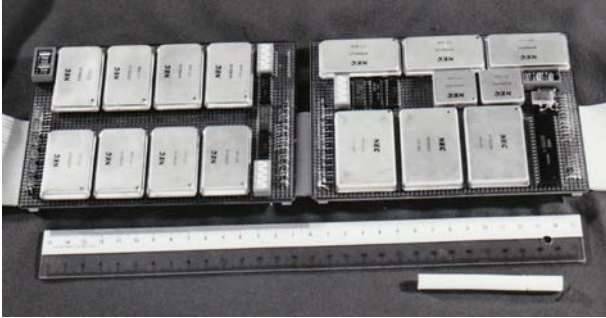


Fig.2 Hybrid controller for prosthetic driving

結局、マイクロモータのみならず、DC モータのデジタルサーボシステムは、その後、介助用ロボット始め、福祉機器に利用された。

モータ駆動に関する開発の手法は、DSP を使う方法とシンクロレゾルバを用いたシンクロサーボ機構による駆動方法の研究を進めていた。周知のように、シンクロレゾルバは入力と出力を直結することで、その出力は；

$$E = V_0 \sin(\theta_1 - \theta_2) \sin \omega t \cdots (1)$$

で表される。ここで、 $\theta_1$  は入力角度、 $\theta_2$  は出力角度である。筆者はこの入力と出力を入力に対しては、BRM (Binary Rate Multiplier) を用いた円関数発生装置を試作し、出力に対してはアナログのエンコーダを試作し、(1) 式を IC の掛け算器を用いて成立させた。この研究を当時、精密工学会で発表した。この研究を当時、精密工学会で発表した。この研究を当時、精密工学会で発表した。この研究を当時、精密工学会で発表した。その後、この研究をきっかけに交流モータのベクトル制御が確立された。この制御法の特徴は、(1) 式にトルク信号を算出している点にある。筆者はその後、この機能を生かした老人の立位姿勢維持を訓練するポスターコントロールシステムに生かした。[4]

## (2) マルチモータ駆動 [5]

人間の筋は、筋群により動作しているが、1974 年代の意見にもあるようにモータを多数利用することは、重量、電源容量、信頼性に欠けると言う問題があった。では人間の場合、どのような点でメリットがあるのであろうか？

筋は、a. 拮抗作用による動作、b. 群制御による高トルク化が上げられる。拮抗作用とは工学的に

はブレーキ動作を意味し、また、高トルク化とは、複数の合成したトルクが高いと理解している。

図 3 は福祉用ロボットとしてアームを考えた上の基礎実験である。従来の産業用ロボットではアームの駆動と制振には、アームの剛性を高めるかきめ細かな動作プログラムにするかが問われてきた。福祉用ロボットとして、食事介護や嚥下障害の介護には振動抑制が重要である。我々はマルチモータにより駆動する方法を開発した。

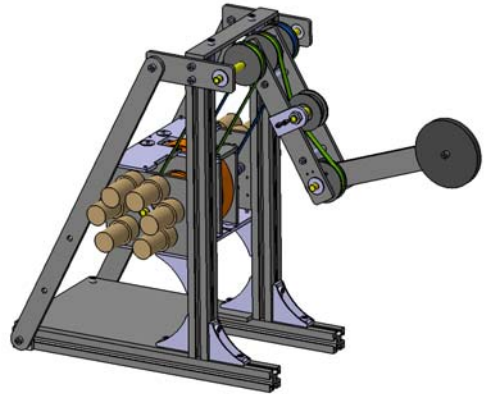


Fig.3 Robotic arm of bi-articular driving system by multi-motor

メリットは、

- 1・拮抗停止により高速で正確な位置決め制御が可能。
- 2・拮抗停止でギヤのバックラッシュを補正可能。
- 3・同出力の 1 つの大型モータと比較すると小型モータのため印加電圧が小さい。また、ロータが小さいため低慣性モーメントである。
- 4・拮抗停止に基づく振動抑制が可能。

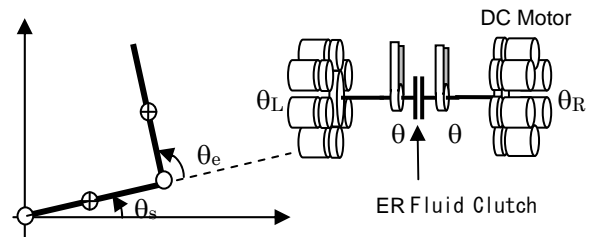


Fig. 4 Link model

図 4 は、図 3 のモデルである。

今、 $\theta_L$ 、 $\theta_R$  は左右の出力軸の角度で左は肩の角度  $\theta_s$ 、右は肘の角度  $\theta_e$  に等しいとする。また、左右の軸は ER 流体で結合した構造である。

このリンクモデルをもとに、一般化随伴運動エネルギー  $T'$ 、ポテンシャルエネルギー  $U$ 、消散エネルギー  $F$  を求め、(1) 式のラグランジュの運動方程式に代入することで、各関節のトルク  $\tau$  の式を導くことができる。計算結果を(2)式、(3)式に示す。

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} + \frac{\partial F}{\partial \theta} = \tau \quad (2)$$

(ラグランジュ関数  $L = T' - U$ )

左側のモータのトルクの総和  $\tau_L$  は次式となる。

$$\begin{aligned}
 & (m_1 l_{g1}^2 + I_2 + I_1 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{g2}^2 + 2m_2 l_1 l_{g2} \cos \theta_e + nk_g^2 I_m) \ddot{\theta}_e \\
 & + (I_2 + m_2 l_{g2}^2 + m_1 l_1 l_{g2} \cos \theta_e) \dot{\theta}_e \\
 & - m_2 l_1 l_{g2} (2\dot{\theta}_e \dot{\theta}_s + \theta_e^2) \sin \theta_e \\
 & + g \frac{1}{2} \{ (m_1 l_{g1}^2 + m_2 l_1^2) \sin 2\theta_s \} \\
 & + \frac{1}{2} m_2 g l_{g2}^2 \sin 2(\theta_s + \theta_e) - \frac{1}{2} B \alpha \{ 1 - \text{sig}^2(\dot{\theta}_e - \dot{\theta}_s) \} \\
 & + \frac{nK_t K_a k_g^2}{R_a} \left\{ \left( 1 - \frac{K_a}{K_t} \right) \dot{\theta}_s + \dot{\theta}_e \right\} = \tau_L \quad (3)
 \end{aligned}$$

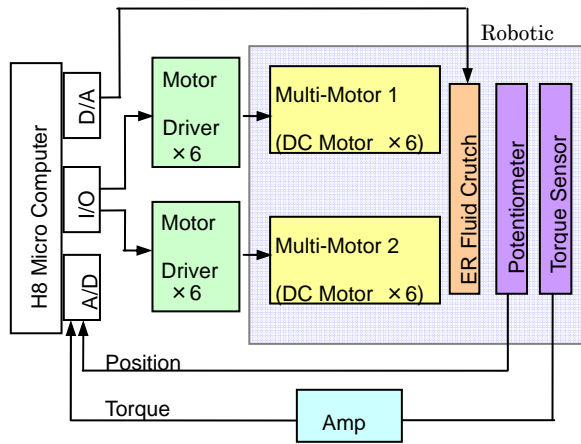


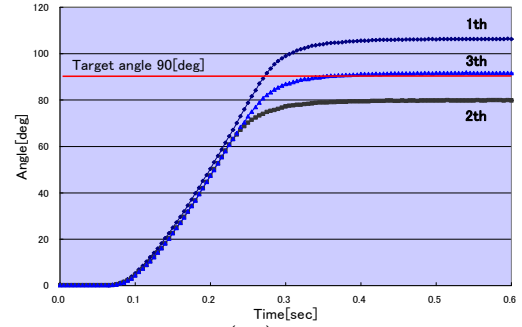
Fig. 5 Control system

右辺のモータのトルクの総和  $\tau_R$  は次式となる。

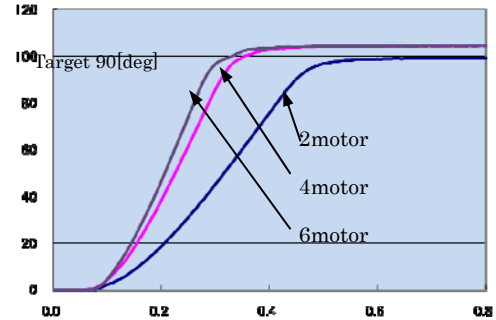
$$\begin{aligned}
 & (I_2 + m_2 l_{g2}^2 + nk_g^2 I_m) \ddot{\theta}_e + (I_2 + m_2 l_{g2}^2 + m_1 l_1 l_{g2} \cos \theta_e) \ddot{\theta}_s \\
 & + m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_s^2 \sin \theta_e \\
 & + m_2 g (l_1 \sin \theta_s + l_{g2} \sin(\theta_s + \theta_e)) l_{g2} \cos(\theta_s + \theta_e) \\
 & + \frac{1}{2} B \alpha \{ 1 - \text{sig}^2(\dot{\theta}_e - \dot{\theta}_s) \} \\
 & + \frac{nK_t K_a k_g^2}{R_a} \left\{ \left( 1 - \frac{K_a}{K_t} \right) \dot{\theta}_e + \dot{\theta}_s \right\} = \tau_R \quad (4)
 \end{aligned}$$

ここで、 $n$  はモータ数、 $k_g$  はギヤ比、 $I_m$  はモータの慣性モーメント、 $m_1$  はリンク 1 の質量、 $I_1$  はリンク 1 の重心周りの慣性モーメント、 $m_2$  と  $I_2$  は同様にリンク 2 の質量と慣性モーメントである。また、 $g$  を重力加速度、リンク 1 とリンク 2 の長さを  $l_1$ 、 $l_2$ 、肩の軸からリンク 1 の重心までを  $l_{g1}$ 、肘の軸からリンク 2 の重心までを  $l_{g2}$  としている。また、 $B$  は ER 流体の粘性定数、 $R_a$  はモータの電機子抵抗とする。 $\alpha$  は相対速度ゼロにおける相対速度と摩擦トルクの傾き、 $V_i$  は各モータの印加電圧、 $K_a$  は逆起電力定数である。これ等の条件下で実験したデータを図 6 に示す。

(3) バイラテラルサーボ機構によるアクチュエータ [6],[7]



(a)



(b)

Fig.6 Relation of learning control and number of motor(first driving)

その成果の原点は筋群の活動を利用したものである。足には一筋群と二関節筋があり特にスケートを左右する筋は二関節筋である。すなわち、二関節筋は、動力源であると同時に、筋群によって発生したエネルギーを脚部先端へ効率的に伝達するメカニズムである。

熊本・大島ら(富山県立大学)の研究グループは下肢の歩行、走行運動、矢上面内における上肢運動など人が普遍的な動作について拮抗一関節筋及び拮抗二関節筋群の協調活動様相について報告している<sup>[4]</sup>。拮抗二関節筋は運動先端の位置、力、剛性制御に深く関わっていることを明らかにしている。これまでの二関節筋に関する研究の流れは、

- 1979年 Vidal 他、脊髄レベルを介する情報だけで制御(除脳兔による実験により証明)
- 1985年 M. I. TのN.Hogan 他、ステイフネスの設定と軌跡に二関節筋が大きく関与を理論的に説明
- 1996年 富山県立大学の大島他、二関節筋の概念を解析とラバーチェータにより検証
- 1996年 富山県立大学の大島他、二関節筋が運動系先端の位置、力、剛性制御に深く関与(筋電図学的解析結果による制御)

筋の機能は、動物を含め人の上肢上腕部、及び下

- $V_r$  : Rod side volume [ $m^3$ ]
- $V_b$  : Bottom side volume [ $m^3$ ]
- $\Delta V_r$  : Rod side volume change [ $m^3$ ]
- $\Delta V_b$  : Bottom side volume change [ $m^3$ ]
- $A_{Mr}$  : Master Rod cross sectional area [ $m^2$ ]
- $A_{Mb}$  : Master Bottom cross sectional area [ $m^2$ ]
- $A_{Sr}$  : Slave Rod cross sectional area [ $m^2$ ]
- $A_{Sb}$  : Slave bottom cross sectional area [ $m^2$ ]
- $\dot{x}_m$  : Master velocity [ $m/s$ ]
- $\dot{x}_s$  : Slave velocity [ $m/s$ ]
- $P_r$  : Rod side pressure [ $MPa$ ]
- $P_b$  : Bottom side pressure [ $MPa$ ]
- $P$  : Initial pressure [ $MPa$ ]
- $\kappa$  : specific heat ratio
- $m_{sp}$  : Mass (Piston+Rod) [ $kg$ ]
- $L$  : Load of slave piston [ $kg$ ]
- $f$  : slave's damping force [ $N/(m/s)$ ]
- $k$  : slave's constant of spring [ $N/m$ ]
- $F_{sum}$  : slave's sum force [ $N$ ]
- $F_{sta}$  : slave's static friction [ $N$ ]

肢大腿部に拮抗する筋が存在し、一関節筋及び二関節筋の活動が新たなアクチュエータを想像させ

るに足ることを示唆した研究である。  
一方、工学では一つの関節に一つの動力源が存在すれば動作できるという考え方が基本である。つまり、腕の上肢の場合、生体の支持運動機構は、多関節運動機構であり、機械的運動機構と著しく異なり、二対の一関節筋と二対の二関節筋の計 6 筋が関与している [3]。また、従来から筋の特徴に拮抗作用と二関節に跨ることで力の作用と方向とが与えられることも最近の研究から明らかになっている。

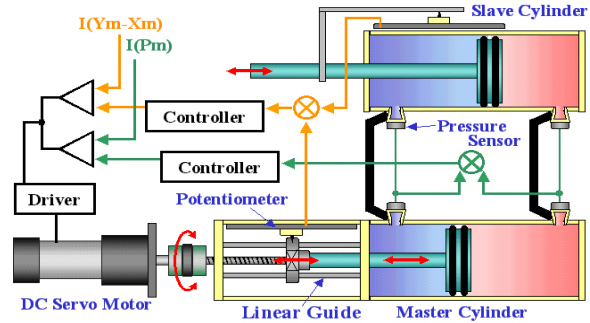


Fig.8 Bilateral servo system

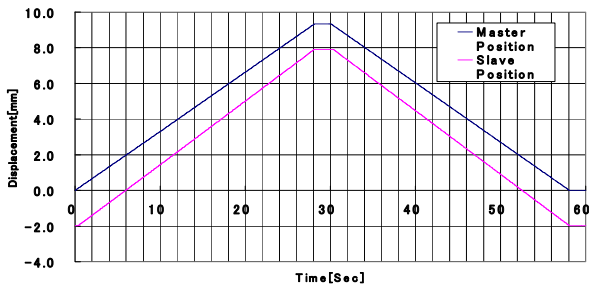


Fig. 9 Simulation of bilateral servo system by MATLAB

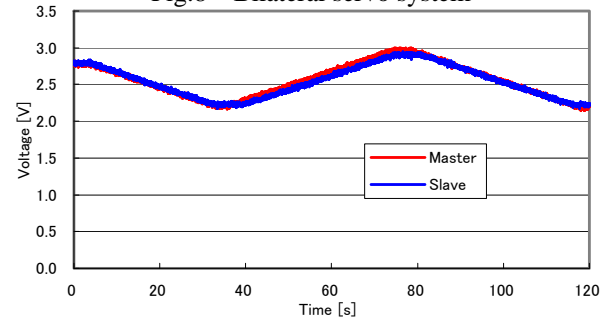


Fig. 10 Experiment of positioning

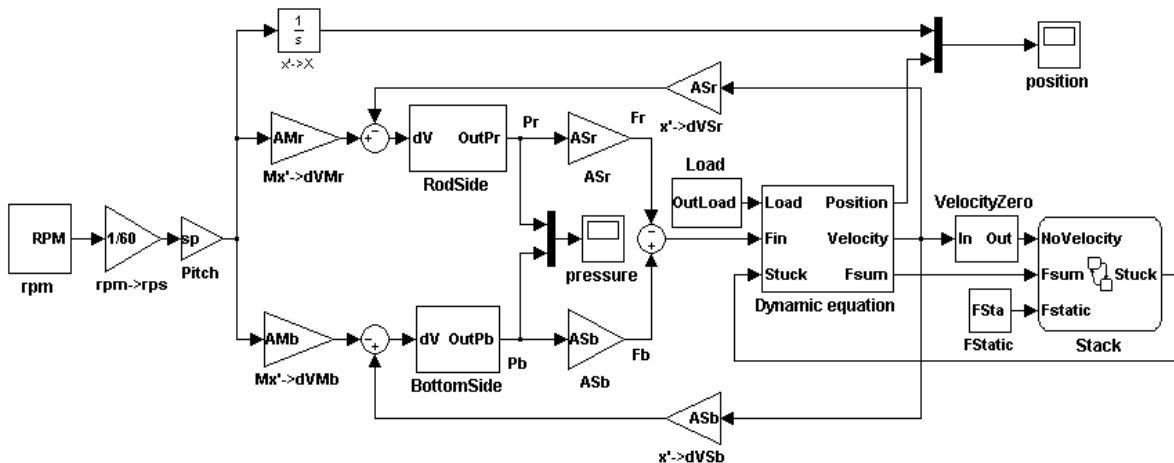


Fig.11 Block diagram of bilateral servo by MATLAB

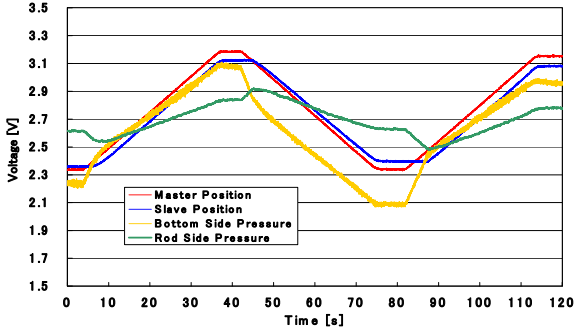


Fig.12 Experiment of pressure control

Table 1 Comparison of motor with actuator in the same torque

Mechanisms	Single-bean type Rotary actuator	AC Motor (200W)
Max. driving angle	270°	—
Nominal torque	66.35 N·cm (6.77kgf·cm)	59.0 N·cm (6.01 kgf·cm)
Weight	72g	3200g

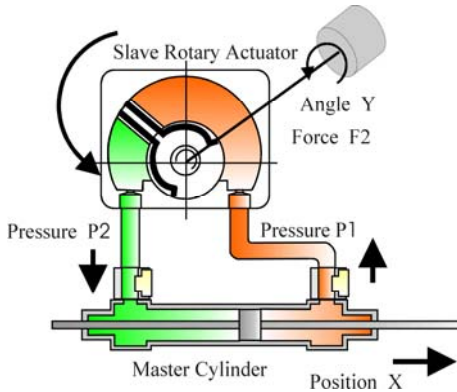


Fig.13 Rotary actuator controlled bilateral servo system

図 13 は、揺動型ロータリーアクチュエータによるバイラテラルサーボの力伝達機構である。この原理は、マスター側シリンダで発生した力をスレーブ側ロータリーアクチュエータに油圧力を伝達する機構である。シリンダから吐出する体積流量により位置を圧力変化により位置と力を伝達する。マスター側ピストンを押す力を  $F'_1$ 、ピストンロッドの断面積  $A_{mb}$ 、ロータリーアクチュエータの断面積  $A_{sb}$  増幅された力  $F'_2$  とすれば、

$$\begin{aligned} F'_1 &= A_{ma} \cdot (P_1 - P_2) \\ F'_2 &= A_{sa} \cdot (P_1 - P_2) \\ F'_2 &= \frac{A_{sa}}{A_{ma}} \cdot F'_1 \end{aligned} \quad (5)$$

ここで、封入した流体を完全密閉すればマスター側シリンダからの吐出量とスレーブ側の流入量とが

等しくなり、

$$A_1 \cdot \Delta x = A_2 \cdot \frac{360r}{2\pi} \Delta \theta \quad (6)$$

ここで、 $\Delta x$  は、マスター側、 $\Delta \theta$  は、スレーブ側のピストン移動量である。

したがって、スレーブ側の移動量は、

$$\Delta \theta = \frac{A_2}{A_1} \frac{r \cdot 360}{2\pi} \cdot \Delta x \quad (7)$$

となる

運動方程式をラプラス変換式で表すと：

$$\begin{aligned} \eta_m \cdot D_m (P_{1(s)} - P_{2(s)}) &= J \cdot S^2 \theta_{(s)} + B_a \cdot S \theta_{(s)} \\ \eta_m \cdot D_m \left( \frac{1}{SK_1} \{ SK_2 \theta_{(s)} - SK_3 X_{(s)} \} - \frac{1}{SK_1} \{ SK_2' \theta_{(s)} - SK_3' X_{(s)} \} \right) &= \\ J \cdot S^2 \theta_{(s)} + B_a \cdot S \theta_{(s)} & \\ \left( \frac{\eta_m \cdot D_m (K_2 - K_2') - K_1 J \cdot S^2 + B_a \cdot SK_1}{K_1} \right) \cdot \theta_{(s)} &= \frac{\eta_m \cdot D_m}{K_1} X_{(s)} \end{aligned} \quad (8)$$

油圧伝達機構の伝達関数は、

$$\frac{\theta_{(s)}}{X_{(s)}} = \frac{\eta_m D_m (K_3' - K_3)}{-K_1 J \cdot S^2 + K_1 B_a S + \eta_{mT} (K_2 - K_2')} \quad (9)$$

ただし

$$\begin{aligned} K_1 &= \frac{v - Ay}{k}, \quad K_1' = \frac{Ay}{k}, \quad K_2 = D_m, \quad K_3 = A_{ma}, \\ K_2' &= D_m, \quad K_3' = A_{mb}, \end{aligned}$$

が得られる。式より、揺動型バイラテラルサーボの伝達関数は二次遅れ系となる。

揺動型ロータリーアクチュエータは、通常、ドグを介し決められた角度間を往復運動するアクチュエータとして用いられている。バイラテラルサーボ系を形成することで任意の角度がサーボ可能となり、その特性は、オープンループによる駆動特性の良いことが特徴である。したがって、もし、フィードバック信号が途切れても動作し安全な姿勢を保つことができる。

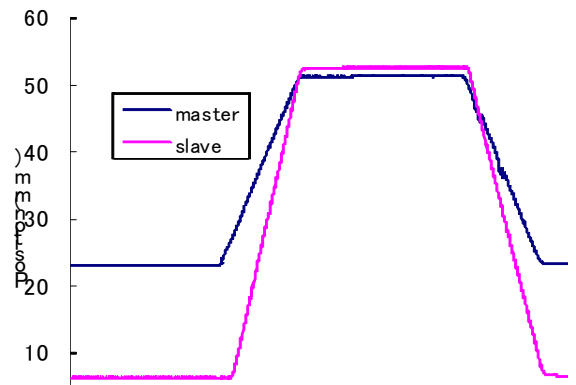


Fig.15 Positioning of open loop

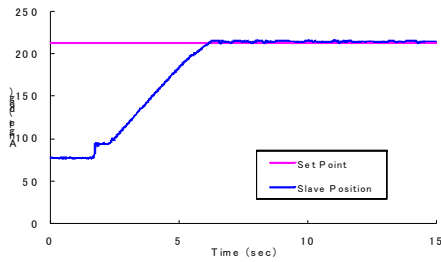


Fig.16 Positioning of feedback

(4) ブルドンチューブアクチュエータ [8],[9]

これから述べるアクチュエータも人間の機能、即ち、拮抗作用を利用したアクチュエータである。前述したが、拮抗作用とはブレーキ作用を持つと同時に振動の抑制があることである。

BTA(Bourdon Tube Actuator)の心臓部は、圧力計として用いられていることは周知の通りである。これに内圧を加えると、他端(管先)は圧力に比例して移動する。いわゆる、子供の吹き流しである。ブルドン管圧力計は、その構造が簡単で小型軽量、さらに、測定可能な圧力範囲はきわめて広く、JIS においては、0.5~1,000 気圧のブルドン管圧力計が規定されている。BTA は、図 17 に示すように一对のブルドン管を対抗するように組み合わせ、内圧によって拮抗させる。本来、内圧の変化による変位のため圧力制御のみである。そのため、熱の発生を極力抑えることが出来る。

油空圧 BTA の特徴としては、

- ピストンのような摺動面がないため摩擦係数が小さい。
- 構造が非常に簡単である。
- 空圧シリンダなどに見られるハイドロチェッカや、電磁モータのような減速機を使用せずに、低速で高トルクの揺動運動が可能である。

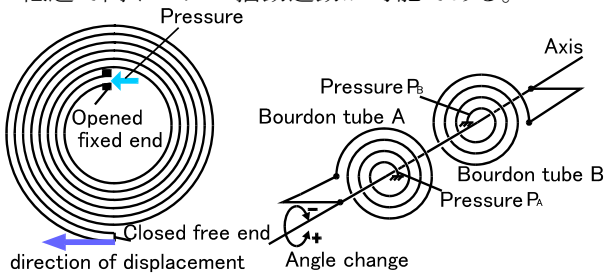


Fig.17 Principle of BTA

さらに、

- 重量—トルク比が高い。
- 流量制御を必要とせず圧力制御のみでアクチュエータの制御が可能であることと、内部の拮抗作用により、微小位置制御と力制御が可能である。
- 拮抗作用により、静止状態での保持力を加圧し

た分、増強することができる。

また、ガス圧を使用した場合は；

- 空気、Ar ガス、CO<sub>2</sub>を使用するためクリーンである。
- コンプライアンスが高く、過負荷に強い。
- 微小力制御が可能である。

このほかに拮抗作用から振動抑制が可能である。以上の特徴により、福祉用・医療用・バイオテクノロジーで用いるアクチュエータとしての応用を考えている。

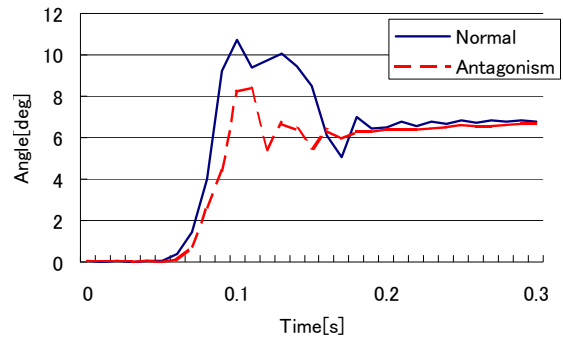


Fig.18 Vibration compensation for response and antagonistic effect in gas pressure(0.25MPa)

4. 義手の変遷と最近の義手構造 [10]

1968 年から始まった厚生省特別研究「動力義肢の実用化研究」[1]は、サリドマイド児救済事業としての研究開発であり、研究グループの一つとして先天性上肢欠損児用 TOKYO HAND の開発に我々の研究は端を発し、今日に至る研究として位置付けることができる。当時の研究報告書では、TOKYO HAND の設計指針として、概略、①出来る限り軽量であること、②機能の優れていること、③信頼性、④強度、⑤スマートなデザイン、⑥外観が自然であること、⑦操作が簡単、⑧装着の感触が良く、重量感を感じないこと、⑧安全であること、を上げている。TOKYO HAND は、肩はボールジョイントを能動的に固定する構造で肘、前腕の回内外それに手の開閉をモータ駆動とした簡単な構造であった。



Fig.19 Electrical prosthesis (1968)



Fig.20 Prosthetic hand(1972)

結局、機能不足、外観、軽量化に欠け実用に至らなかった。

1970 年代になりマイクロコンピュータの出現から自由度が強化され、これまでの顎や肩の肩峰突起で小型ジョイスティックによる操作からソフトウェアによる動作が可能となった。手の機構は、これまでの簡単な兆番関節の把持機構から 5 指独立動作の手となり把持機能は一気に拡張された。手には 5 つのマイクロモータが内蔵し、重量軽減のため市場に出始めたカーボンファイバーを用いることで軽量化を進め、また、制御には各モータに取り付けられた光電型エンコーダによるセミクローズ化した電動義手として、初めて数値制御を取り入れたシステムであった。これらの開発は、1975 年から 1978 年に掛けて進められた科学技術庁特調費による「マイクロコンピュータ制御による全腕式電動義手の開発に関する研究」によって実現したものであり、まだ、自動車にマイクロコンピュータが導入されていない時期であった。我々は、インテルの 8080 系マイクロコンピュータを制御システムの核として用いた。これらのシステムは、ヒトの協調動作を行うには適していることがその後分かった。全腕義手の構造は、図 21 に示すように、肩部に 3 自由度、肘、回内外、手首の屈伸 1 自由度、いわゆるロボット構造と同じ 6 自由度に加え、手部に図 20 の拇指を含め 5 指が独立に動作し、拇指は対立動作と目標物と接触すると差動歯車機構により MP 関節、IP 関節が屈曲し、物体を保持するハンド構造である。片腕全体の重量は 2.3kgf と軽量化は満足したものの外観として不十分であり、特に、装飾用手袋の製作技術が完成していなかった。

図 22 は、上腕肩関節と肘関節に跨って関与する二関節筋（運動筋）を工学的に模倣するために、肩から肘の二関節に跨る二関節拮抗筋を機械的に配置し連動させた電動義手の試作である。[2] 当時は、まだ、二関節筋の機能が認められていない時代であり、試作した義手に対し義手としての体裁が欠けており評価は受けなかった。20 年後、二関節筋としての機能が解明され福祉関連には欠かせない機能となってきたが、肩と肘を結ぶ腕の動作を一挙動で駆動でき且つ、

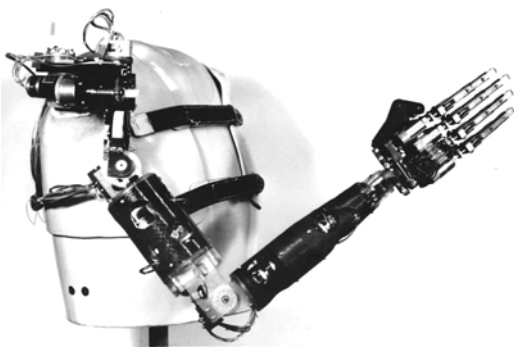


Fig.21 Total prosthesis controlled by microcomputer (1974 年)

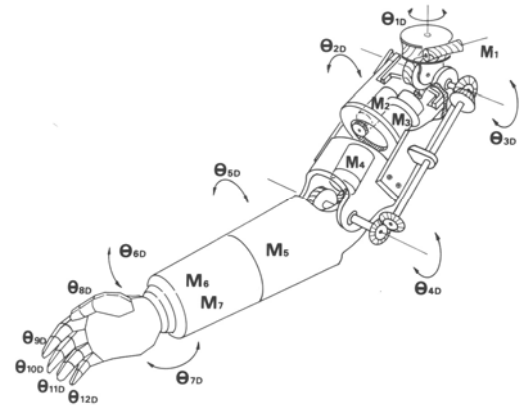


Fig. 22 Structure of total arm driving bi-articular

個別に肩関節と肘関節の駆動が出来る機構を実現したが歯車の重量問題も残り肩義手に至らなかった。

1980 年代に入り、ウォーム歯車による肩部のメカニズムは把持能力が低いため新たにリンク機構を考案した。図 23 は肩部に空間リンク機構を備えることで肩の剛性が上がり、肩の外観は向上した。また、ハンド部はワンタッチで電動フックと交換でき細かな動作が実現した。新しいハンドの開発として、第一は高トルクを目指したマイクロモータの活用にある。第二はマイクロコンピュータ搭載による判断機能を持つことで、できるだけ障害者が絶えずハンドに注目することなく把持することができ、負担を軽減している。第三はマイコン搭載により障害者が操作しやすい指令方式(例えば、頭で考えたときに発生する筋電位が残っている筋肉から取り出す筋電制御とか、タッチセンサによって軽く触れるだけで操作できるスイッチなど)の使用を簡単に選択できるようになることである。その他にもコンピュータ支援がもたらす効果は計り知れない。現在では障害者一人一人に対し対応しようとするのがインテリジェント化の手法といえよう。

カナダからの一通の手紙により木工機械に挟まれ両腕切断した A 氏と強風下で作業中高圧線に触れ両腕切断した電気技師の B 氏に対し、3 年間に渡り図 23 の電動義手を持ってモンリオールへ行き装着テストを繰り返した。しかし、最終的には、実用に至らなかった。

その理由は、A 氏の希望であるタバコを吸うことは実現し、床に落ちたタバコのケースを義手で拾うこともでき一応満足した。B 氏はワインが好きでワイグラスに注がれたワインをゆっくりと飲みたいと言う希望を図 23 の電動義手は満たしてくれた。しかし、翌年、北アメリカに制定された PL 法は、もしこの義手でもしも目に入ったら製造者責任になると訴訟問題に秀でた担当弁護士から聞かされ撤退したのである。



肩から動作する電動義手は、例え操作者のミスであってもソフトウェアによる義手の軌道は障害者が義手を装着している以上、手先の位置をロボットのように再現性がなくとも良い。それだけ本人の好きな姿勢が保てるのである。結局、安全対策が無く今日に至っている。

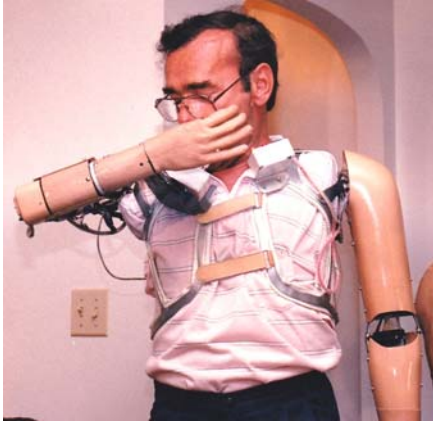


Fig.23 Shoulder mechanism with space linkage

## 5. インテリジェント電動義手 [11]

インテリジェント電動義手の研究は 1998 年から 2000 年にかけてテクノエイド協会の支援を受け「マイクロコンピュータによる把持認識機能を有する電動義手の開発研究」として行ったものである。

通常、市販の電動ハンドで鉛筆を掴もうとすると操作者が目で確認しながら操作するために操作者は気を抜けない状況であった。これに対処するには人間と同じように感覚を組み込んだ義手を必要とする。図 24 は触覚センサを組み込んだ電動義手である。触覚センサは母指に内蔵されており、鉛筆の掴みに合わせ複数の触覚センサがその接触圧を検出する。鉛筆で書いている途中、もし、鉛筆が紙に引っかかれば鉛筆の傾きを触覚センサが検知して強く握り直す。また、生卵を持つような場合、通常の電動義手はどの位置で止めたら良いのか判断するために訓練しなければならない。コンピュータ内蔵の義手の場合、その必要は無く、コンピュータが把持力の判断を行う。図 24 はさらに指部のコンプライアンスを持たせたコンピュータ内蔵の電動義手であり触覚センサは母指に内蔵されており、柔らかいものと硬いものとの区別し、重いもの、例えば、辞書を片手で持つと持ち方によって手から滑り落ちる。義手操作者は、通常、その様子を見て強く握り直すか掴みなおすが落としてしまう。コンピュータ制御の義手は、素早く握り直し辞書を保持するのである。コンピュータ制御であるから握り直しの速さは人間の動作より早い。

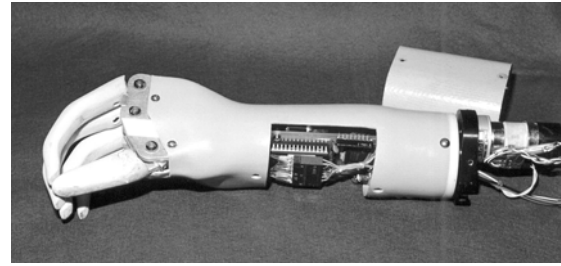


Fig.24 Prosthetic hand with microcomputer

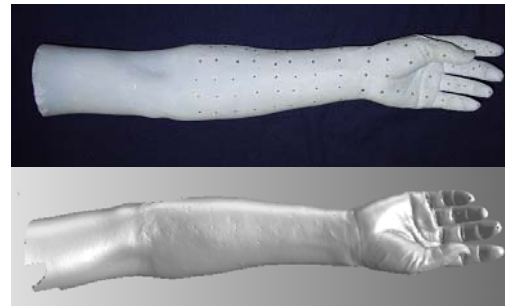


Fig.25 Sample of shape measuring by optical cutting method, plaster model in the left and the model after measuring data processing in the right

一般に生体形状は、機械部品のように測定基準面が無いのが特徴であり測定面積と測定ピッチが測定精度を上げる。これらの技術は、1985 年ごろ完成したが、計測時間が掛かり、最近では、光切断による測定と光造型機を用いた陽性モデルの製作で時間短縮を図っている。図 25 は光切断法による形状計測例を示し、被験者は、災害事故による前腕切断者(上)であり、(左)は採取した石膏モデル、右はデータ処理後のモデルを示す。

## 6. 上肢動力装具における前腕回内外機構 [12] [13]

人間の前腕回内外運動は図 26 のように橈骨と尺骨がねじれるように回転する。上腕を含めた腕の長軸に対して前腕回内外動作の動作回転軸は傾いている。また、この回転動作は従来のロボット機構では、歯車列や直接減速機を用いたロボットメカニズムに対し、この構造は、パイラテラルサーボ系を形成することで拮抗作用が生じ、任意の位置での保持能力がある。また、回転動作は内圧の関係でヒステリシスが生じる。人間の場合も前腕の回内外の特性として、このヒステリシスの動きがあり、その理由ははっきりしないが、筆者は外力による回転モーメントの衝撃吸収と高い保持力に有利な機構として存在すると理解している。

人の回内動作は、回外より力強く、方形回内筋と円回内筋が配置され、回外動作は回外筋と上腕二頭筋により拮抗している。

C6 レベル頸髄損傷者を対象とする動力装具にお

いてこの部位の動作をサポートする事は必要である。また、上腕二頭筋は回外動作と共に肘部の屈曲伸張動作にも関与している、いわゆる二関節筋である。たとえば、食事の摂食動作において前腕回外動作と肘部屈曲動作が同時に発生するが、上腕二頭筋の屈伸を含む回内外動作は、ロボットにない人体メカニズムである。

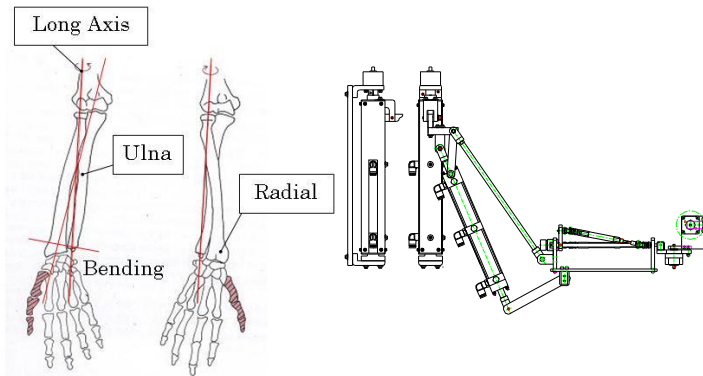


Fig.26 Anatomic locations of forearm like orthotic arm mechanisms

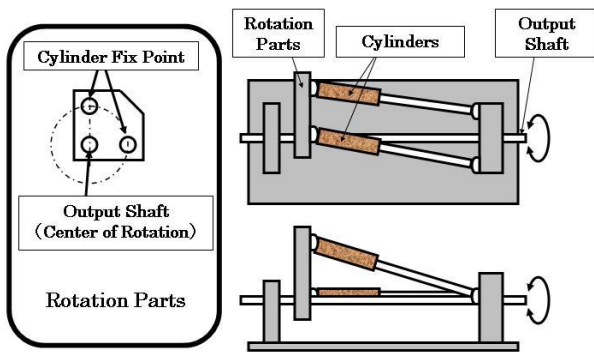


Fig.27 Movement of ulnar and radius by engineering design driving bilateral servo mechanism

図 27 は橈骨と尺骨の動きを二本の直動シリンダで構成したもので、ロッド移動により回転子を回転させ、回転子に固定された動力伝達軸で回転トルクを発生するものである。この構成により、従来の回転モータに対して、滑らか且つ、高い位置保持力を得ている。各シリンダは橈・尺骨を模倣しているが、それ自身が伸縮する事で上腕長軸と前腕回転軸を一致させ、メカニズムとして簡単化している。また、シリンダは HBSA のスレーブシリンダとして機能している。前腕回内外機構のバイラテラルサーボ系を図 28 に示す。

バイラテラルサーボ系ではシリンダ S1 及び T1 はスレーブ側となり、マスタシリンダ M1 のボトムサイドとスレーブシリンダ S1 のボトムサイド、及びスレーブシリンダ T1 のロッドサイドが接続

されている。各シリンダの逆サイドも同様である。この接続によりスレーブシリンダ S1 と T1 は逆に動作するため、回転子を介して拮抗する。

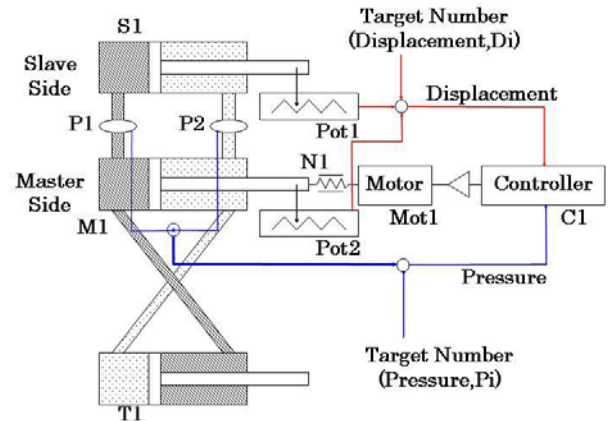


Fig.28 Bilateral servo system for forearm structure

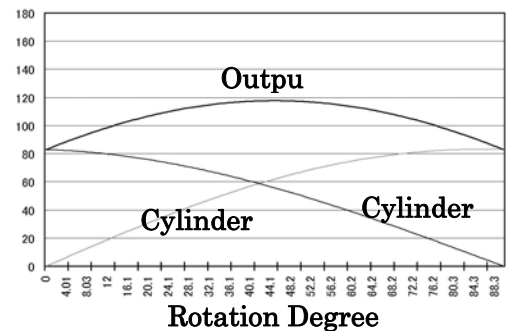


Fig.29 Superimposed torque of forearm mechanism

シリンダ間には圧力センサが接続されている。チューブにより各シリンダが接続されているため、三本のシリンダ内圧は共通となっている。また、シリンダの位置情報はポテンショメータにより回転角度がフィードバックされる。

この回内外動作は HBSA で動作するため、

- ① 常に拮抗状態にある
- ② バイラテラルサーボ系により位置制御と圧力制御が可能である

という特徴がある。これにより低振動かつブレーキレスな制動が得られ、内圧計測によりスイッチレスなパワーアシストも可能である。

出力は非線形であるが、二本のスレーブシリンダの取り付け角度を 90 度変える事で位相がずれ、機構出力は図 29 に示すように可動領域を拡張し、また極大値を含むトルクが得られる。

## 7 動力上肢装具と手装具 [14],[15]

この動力装具の主な機構として、車椅子背面にマスタシリンダ、駆動機構が設置され、マスタシリンダより可塑性チューブにより右腕のスレーブ

シリンダを動作させている。自由度は、肩部内外旋、三つの HBSA による肩部内外転、肩部屈曲・伸展、肘部屈曲・伸展、モータを使用しての前腕部回内外、手首部掌背屈、手首部橈尺屈の計七自由度を有している。<sup>8) 9) 10)</sup>



Fig.30 New type external powered orthotic arm

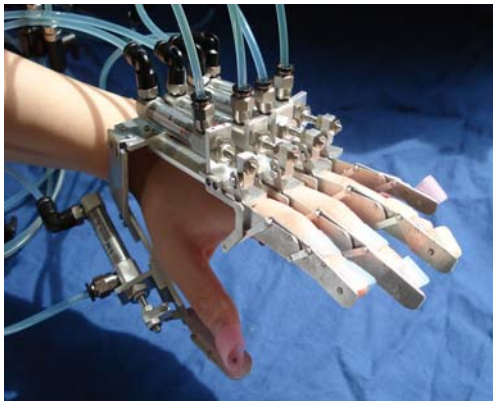


Fig.31 Attached rehabilitation hand system

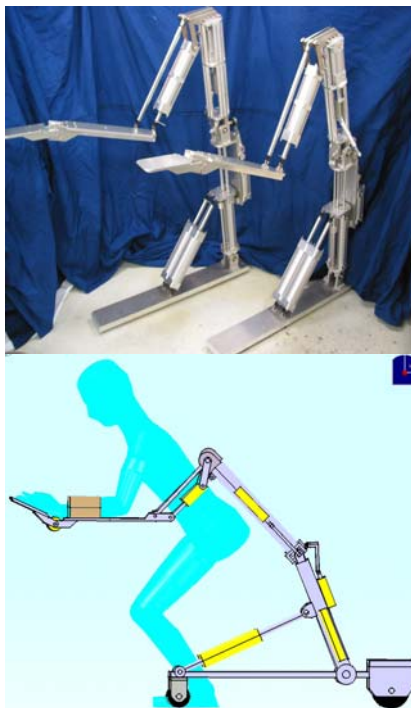


Fig.3 2 Basic transfer robotic action for power assist

図 30 は上肢動力装具として開発したものである。従来、頸髄損傷や脳血管障害、筋ジストロフィー障害者は自力で動作することが難しく、介護者を必要とする障害対象である。また、腕を動作させる意味は少しでも自立化のためには、自己操作を原則としている。

図 31 は手の動力装具である。

肢体不自由は、障害の 53.9[%]に当たり、中でも、約 95[%]近くが脳卒中や脊髄損傷による障害である。そして、実際にリハビリテーションの現状では、理学療法士が付き添い、物を掴む訓練を行う把持装具、手の屈曲や伸展の訓練を行う手装具、指関節の屈曲や伸展の訓練を行う指装具などゴムやばねを駆動源とした装具を訓練に使用している。

### 8 手の動力装具と訓練による期待

世界で最も進んでない障害が、手である。それは手の神経は直接脳と直結しており手の機能が高いだけにその回復は難しい。これまでも手の装具はあるが、機能面で劣っていた。手の機能は、単に物の把持では役立たない。手は掴み、摘み、指の引掻き、指示、手の掌での握りなど手の機能だけで 22 分類あり、非把持状態で 41 分類ある。手の装具ではこれらの機能に加え手を直接動かすことで手の動作を回復する機能を持たせることが重要である。図 31 はバイラテラルサーボシステムを組み込むことで手の先端での摘みや把持力を制御できる。これらの動作をモニター画像から手の把持能力を大脳皮質へフィードバックすることが、新たな脳の運動野を刺激すると考えている。

### 9 移乗用ロボットへの期待

介護・介助装具に求められているのは、①直接患者を保持するために動作の安全なシステム、②小型・軽量で在宅設置が可能、③操作が容易で誰にでも扱える④患者に不快感・警戒心を与えない、⑤体幹保持のためには、少なくとも 60kgf の可搬重量が必要などである。図 32 は移乗支援ロボットである。移乗支援用ロボットを介護者が装着した場合、図 32 のようになる。構造は左右一対とし、介護者を両側から支えるように配置した構造である。アクチュエータにはバイラテラルサーボシステムを使用し、ロボット本体のスレーブ側にマスター側から出力流体を送ることにより位置制御とパワーアシスト、スイッチレス操作が可能となる。

従来の介護支援ロボットの問題点は；

- ・コントローラの操縦が難しい
- ・ロボットの重量が重く、断線など動力が途切れたときの動きおよび運搬が困難
- ・介護者が装置の全重量を支える等があった。

本研究で試作した移乗支援ロボットには、HBSA を

用いることで、ロボットを弱い力(例えば設定力を 1kgf)で押すだけで動作させることができる(パワーアシスト機能)。また、ロボットにはスレーブシリンダのみの搭載となるので、本体の小型・軽量化が可能になる。さらには油の拮抗作用による姿勢保持が可能であり、マスタシリンダの構造からモータに電圧を与えれば、停電、断線時でも補助電源として電池を接続すれば、最低限の手動が可能である。また、一対のロボット構造により腰痛を考慮した自由度が装着する介護者にロボットの自重が掛からないような構造である。設計では和風の布団からの体幹保持が可能であるが、保持能力は落ちる。

## 10. 結語

約 40 年にわたり福祉の分野に関する研究を進めてきたが、今だに実用になっておらず、筆者自身多くの学生が研究に携わり努力したにもかかわらず成果が出ていないことをまず反省している。言い訳であるが、その理由はこれらの基となるアクチュエータが福祉に向き不向きがあり、ここに挙げた方法は良い結果の例である。福祉分野は、障害者の評価が重要であり、その意味では障害者に試すことはもし失敗したら、これまでの努力の意味がなくなる。さらに、その影響は広い範囲に及ぶ。

文中にも示したが、PL 法(製造者責任法)や倫理委員会における説明内容には、研究成果から実用に向けた努力は時間に制限が無い。

では、21 世紀にはこの福祉分野はどれほど可能性があるか私なりに考えてみたい。

まず第一に、高齢化の進む現在、おむつ交換支援、食事支援、風呂の支援などは、切っても切り離せない看護行為である。人力には限界があるから技術支援は進ませなければならない。この源となるのがメカニズムである。

第二は、ソフトウェアとセンサ技術の融合である。30 年前、ローテクかハイテクか技術と関係ない医師と雑談したことがある。その先生は老人介護として地域では有名な先生であり、私も尊敬する一人である。30 年前は、ハイテクは無理だと判断された。現在はどうかであろう。医療分野でのハイテク技術がでは、(しかし、医師の神の手によるが)これまで不可能な手術を可能としている。福祉分野ではそのような画期的な技術は生まれていない。しかし、ヒトからの意思伝達信号とかその信号を使い動作する福祉機器は生まれる可能性が高い。

第 3 は、医療の発展である。ノースウエスタン大学では腕の切断時に神経を胸部へ移し、電動義手の筋電制御を容易にした。このような事例は今後期待でき、それによって電動義手の制御は変わってくる。

最後に、このような特別講義を与えて頂いた日本 IFToMM 会議の運営委員会に対し心から御礼申し上げます。

## 参考文献

- [1] 厚生省特別研究「動力義肢の実用化研究成果報告書」(昭和 43 年～45 年) 動力義肢の実用化研究班、昭和 46 年 11 月、(1971)
- [2] 舟久保熙康：医学と工学の谷間、一人間の手と足一、精密機械、Vol. 40, No. 1、pp. 12-17、(1974)
- [3] Y. Saito, et. al; Pocketable Microcomputer System, its Application on Environmental Control System and Prosthesis for Physically Handicapped Persons, 11<sup>th</sup> I.S.I.R., (1981) 79-86
- [4] 斎藤之男他：姿勢制御・評価システムの研究、バイオメカニズム 10、pp. 205-215、(1990)
- [5] A. Umemura, T. Haneyoshi, Y. Saito: "Actuator Robotics with Learning Control of Multi-motor System", the 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON07), No. TD-13706, pp. 2852-2857, (2007)
- [6] Y. SUNAGAWA, Y. SAITO, Development of Hydraulic Bilateral servo actuator for welfare robots, Life Support Technology, p. 100, (1998.)
- [7] Takamitsu Tajima, Yukio Saito : Study of Diaper Changing Robot with Power Assist Control, Proceedings of the 32nd ISR(International Symposium on Robotics), pp. 1345-1350, (2001)
- [8] Yoshihide. F, Yukio. S and Kazutaka. H, Study of a pneumatic robot utilizing a BTA, Japanese Council for IFToMM (First Symposium), pp. 1-6, (1994)
- [9] SAITO, NIITSUMA : A Study of the Pneumatic Bourdon Tube Actuator (BTA) for a Precise Positioning Robotics, The Japan Hydraulics and Pneumatics Society, Vol. 4, pp. 661-666, (1999)
- [10] 東原孝典, 斎藤之男; 全腕式電動義手 (TDU yw-86) のメカニズムと工学的評価, バイオメカニズム 10, pp. 227-237, 1990
- [11] 斎藤之男: 医療・福祉用ロボットの制御, 日本機械学会誌, 2000, Vol. 103 No. 984, pp. 765-769
- [12] 吉村忠史, 斎藤之男, 梅村敦史, 東原孝典: 拮抗駆動ロボットのための学習制御, 第 14 回日本 IFToMM 会議シンポジウム、講演前刷り Vol. 14, No. 4, (2008)
- [13] 梅村敦史, 羽根吉寿正, 斎藤之男, 葉袋浩一: 腹腔鏡手術トレーニングシステム及び手術支援ロボットへの応用, 第 13 回日本 IFToMM 会議シンポジウム、講演前刷り集、Vol. 13, No. 17, (2007)
- [14] 坂井俊哉, 斎藤之男, 梅村淳史; バイラテラルサーボの基礎実験とパワーウィンドウへの応用研究、第 13 回日本 IFToMM 会議シンポジウム、講演前刷り集、Vol. 13, No. 19, (2007)
- [15] Takamitsu Tajima, Yukio Saito : Study of Diaper Changing Robot with Power Assist Control, Proceedings of the 32nd ISR(International Symposium on Robotics), pp. 1345-1350, 2001