

ゴム式アクチュエータを用いたパワード・スーツの開発

山本圭治郎*, 兵頭 和人*, 今井 正行*

Development of Powered Suits for Assisting Nurse Labor

Keijiro YAMAMOTO, Kazuhito HYODO and Masayuki IMAI

Abstract

The development of helping equipments for a nurse carrying a patients in her arm is urgent necessity in recent years since the percentage of the aged has been increasing in unexpected speed.

Intending to lighten hard physical labor of the nurse, a powered suits consists with a powered arm, legs and vest attaching to her arm, leg and vest, respectively, has been developed.

The powered suits was originated with the concepts of the master and slave system in one body. The arm, leg and vest have pneumatic rubber tube actuators. It is small but powerful actuator, using air pressure to expand or contract the rubber tube.

This paper gives a design and characteristics of the powered arm, leg and vest using the rubber tube actuators which have good quality in smoothness and tenderness.

1. はじめに

近年、我が国においては、欧米諸国も経験したことの無い急激なテンポでの高齢化が進み、2010年頃には65歳以上の高齢者の数が現在の2倍の5人に1人になると予想されている。これに伴い、高齢者のニーズにあった福祉機器の早期開発が重要な課題となっている。

特に、寝たきり患者をはじめとする、日常生活に必要な基本動作ができない人々の介護は、自立型ロボットに任せることは危険だけでなく、患者に不快感、警戒感を与え、病状の改善に資する事はなく、将来も、看護婦や家族、あるいは介護士など、優しく老人に接する人々による介護が求められているに相違ない。これを可能にするためには、現在既に問題となっている、抱き起こし・移動・抱き下ろしの一連の介護動作に伴う、介護人に加わる肉体的負担の軽減対策を早期に実現しなければならない。

我々は、介護人が体に装着することによって、簡便

に肉体的負担を大幅に軽減することのできる、パワーアシスト装置を開発することを最終目標として、マスターとスレーブが一体となったパワードスーツの開発を進めている。一連の開発において重要な問題は、第1に、人体の滑らかな動作を損なうことなく、柔らかに力を添えることのできるアクチュエータの開発であり、第2に、介護人の手、足、腰の微妙な動きを検出し、これに応じた操作量をアクチュエータに供給するセンシングシステムの開発である。第1の問題はラバーチューブを利用して、空気圧によりこれを膨張・収縮させる単純な構造を持ち、小型で大出力を発生できるアクチュエータを開発し^{1,2)}、第2の問題は血圧測定用カフによる検出法、及び、ストレイン・ゲージによる検出法を開発し、カフ利用法が優れていることを確認している^{3~5)}。

以下に、これまで開発してきたアーム、レッグ、ウェスト部の機構及び動作特性を紹介する。

2. パワードアーム

パワードアームは介護人の腕を囲む形状で、腕の動作に追従して動作し、腕力を補助するものである。形

1995年9月16日受理

* 機械工学科

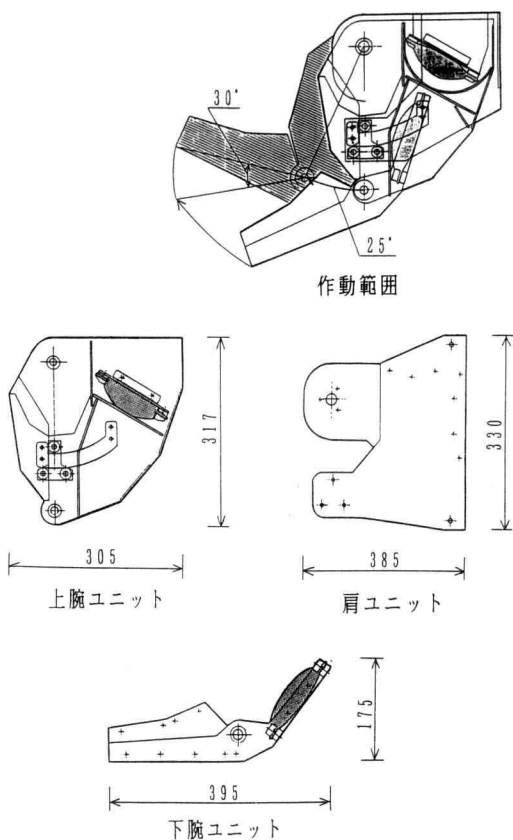


図1. パワードアーム

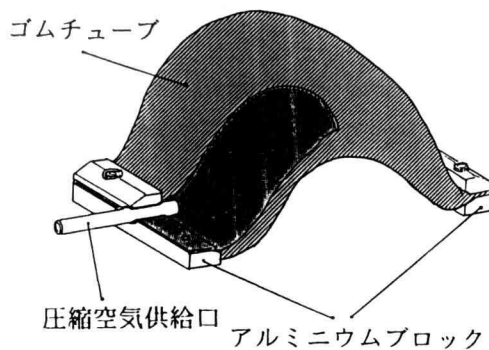


図2. ラバートューブ形状

表1. パワードアーム用ラバートューブの寸法

型/大きさ	幅 [mm]	長さ [mm]	ゴム厚 [mm]
A	95	200	2
B	95	250	2
C	95	250	1

状・寸法を図1に示す。肩関節で25度、肘関節で30度の回転ができる。ラバートューブ式アクチュエータの形状を図2に示す。表1に示す3種類のチューブを用いて適性を調べた。アクチュエータは各関節を回転中心をとって回転するボックス内に納められ、供給圧力により膨張・収縮してアームを回転駆動する。

パワードアームのセンシングシステムは2つの方法を試みた。図3に示した方法は、血圧測定用カフを用いて介護人の腕の動きを検出するものである。介護人

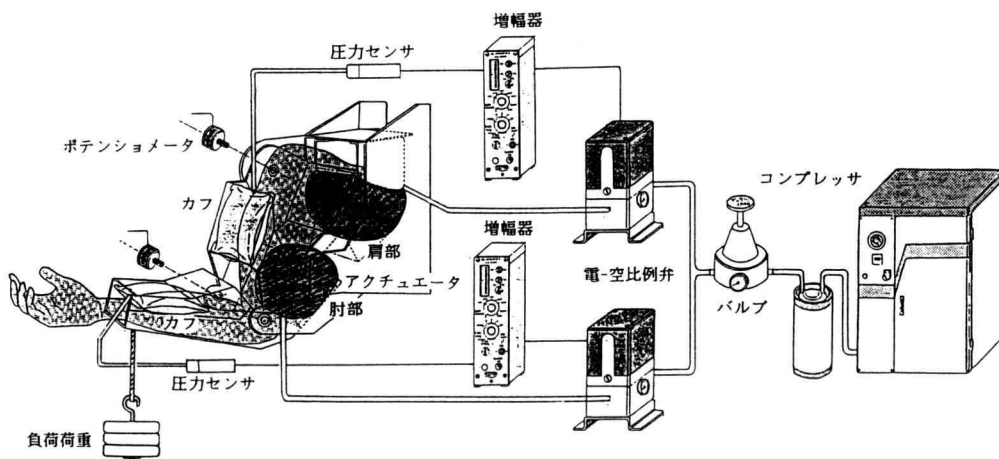


図3. カフを用いたセンシングシステム

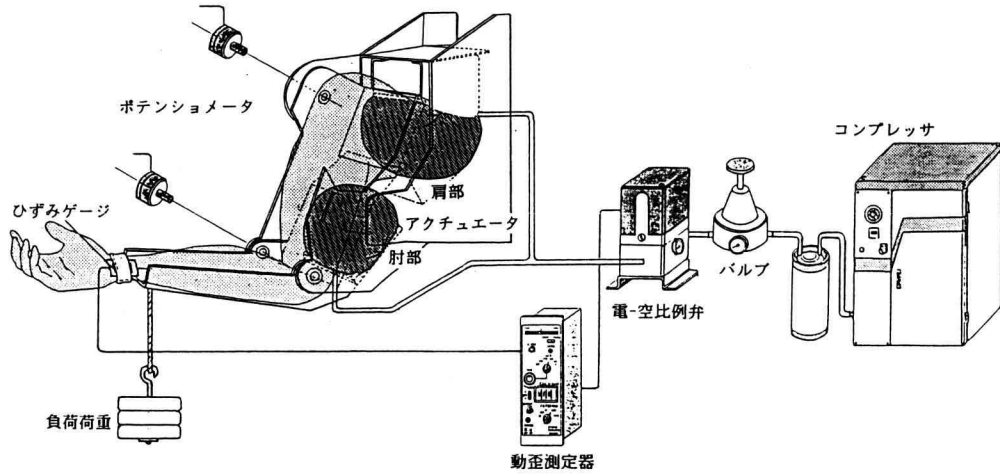


図4. ストレインゲージを用いたセンシングシステム

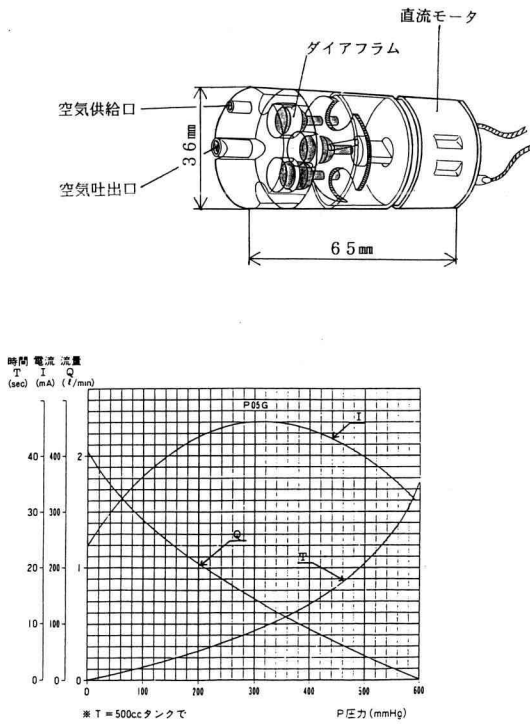


図5. マイクロポンプ

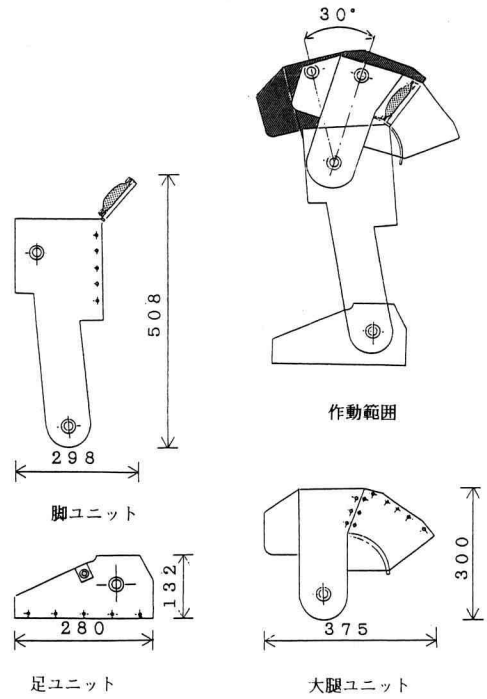


図6. パワードレッグ

が患者を抱き上げ・抱き下ろそうとする動作に伴う腕の上・下動に応じて、腕とアーム内壁との間に挿入したカフ内空気圧が上昇・下降する。この圧力信号を圧力センサにより電気信号に変換した後、電一空比例弁により空気圧に変換し、これをアクチュエータに供給することにより関節を回転駆動する。図4に示した方法は、ストレイン・ゲージを用いるものである。介護人が腕に力を入れたときに生じる手首の腱の緊張を、手首に巻いたリングの伸長として、リングに接着したストレイン・ゲージによって検出し、増幅して、電一空比例弁によりアクチュエータへの供給圧力に変換し、関節を駆動する。

システムの軽量化、簡便さを求めるためには、駆動源と電一空比例弁を小型化する必要がある。解決策の一つとして、電子血圧計に用いられているカフへの空気圧を供給するマイクロポンプを用いて、ダイレクトドライブ方式のパワードアームをテストした。即ち、腕の動きを検出した電気信号を増幅した後、マイクロポンプの直流モータに印加し、ポンプの出力を直接ラバーチューブ・アクチュエータに供給し、駆動する方式である。

マイクロポンプの構造と動特性を図5に示す。ポンプの定格圧力は $0.8[\text{kgf}/\text{cm}^2]$ である。

表2. パワードスーツ用ラバーチューブの寸法

型/大きさ	幅 [mm]	長さ [mm]	ゴム厚 [mm]
A	80	150	1
B	100	150	1.5
C	100	150	2

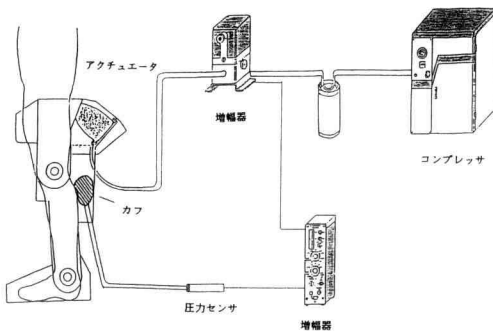
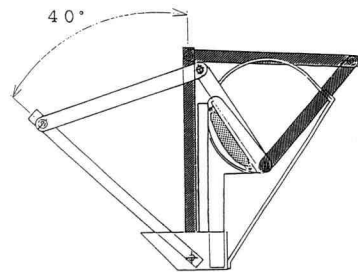
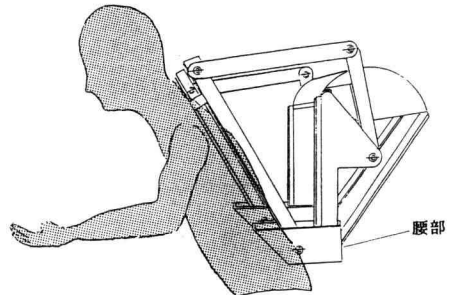


図7. パワードレッグのセンシングシステム

3. パワードレッグ

レッグ部は基本的にアームと同様の動作原理に基づき、同様の構造を持つ。形状・寸法を図6に示す。ラバーチューブ・アクチュエータは膝関節のみに配置しており、回転角度は30度である。表2に、テストしたチューブの形状・寸法を示す。



作動範囲

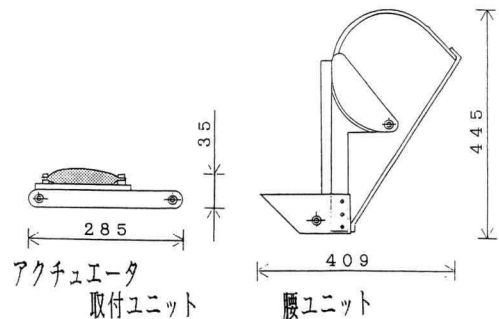


図8. パワードウエスト

表3. パワードウエスト用ラバーチューブの寸法

型/大きさ	幅 [mm]	長さ [mm]	ゴム厚 [mm]
A	80	180	1
B	100	180	1.5
C	100	180	2

センシングシステムを図7に示す。センシングカフを膝の裏側とレッグ内壁に挿入し、膝の屈伸動をカフ内圧の下降・上昇として検出している。介護者が足を伸ばそうとするとカフを挿入しているレッグと膝裏との間隙が狭くなり、カフ圧が上昇し、アクチュエータが膨張し、膝の伸長を助ける。介護者が足を曲げると、間隙が広がり、カフ圧は下降し、アクチュエータが収縮し、膝の屈曲を妨げない。

4. パワードウエスト

抱き起こしの前屈動作に伴う介護者の腰の屈伸の動

きに追従し、補助するパワードウエストは、アクチュエータが膨張し出力を出したときに、腰が伸びる動作をする必要があるので、腰部の裏側にアクチュエータを設置する構造となった。必然的に大型構造となり重量が増すので、図8に示す様に、アクチュエータボックスのカバーを極力小さくするように、両側面材を省いている。肩紐ベルトにより介護者の背中に固定する方法を採用した。極度に前屈姿勢になることを防止するストッパーを備えた。チューブの寸法を表3に示す。

センシングシステムは、腰部の動きを検出する適当な構造を設けることが困難であるため、試作実験においては、ウエスト部にセンシング部を備えず、図9に

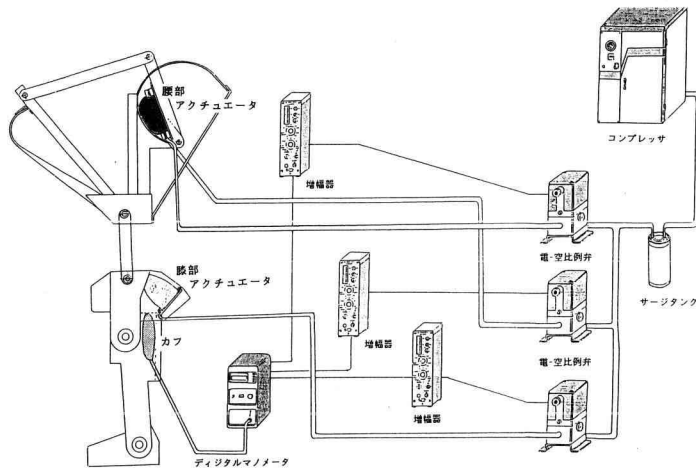


図9. パワードウエストのセンシングシステム

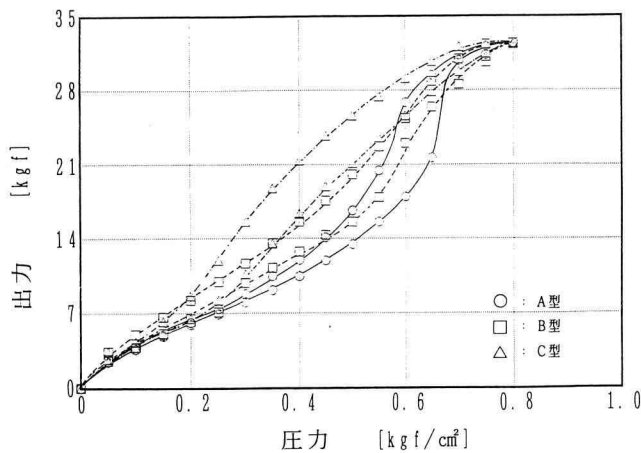


図10. パワードアームの出力特性

示す様に、レグ部のセンシング信号を利用することにした。

5. 実験結果

5.1 パワードアーム

5.1.1 静特性

静特性は、アクチュエータに供給する空気の圧力変化に伴うユニット本体の出力変化、及び肩部・肘部の角度変化特性、また、アクチュエータに供給する圧力を一定に保ち、ユニットに加える負荷荷重を変化させた場合の関節角度変化（負荷特性）について調べた。

(1) 出力特性

肩部・肘部、両方のアクチュエータに空気を送り込み、ユニットの出力をアームの手首部分に繋いだロードセルを用いて計測した。最大供給圧力を $0.8[\text{kgf}/\text{cm}^2]$ とし、増圧過程と減圧過程での出力特性を調べ、アクチュエータとユニットとのマッチングを検討した。測定結果を図10に示す。

3タイプとも特に大きなヒステリシスは認められず、C型はゴム厚が薄く、弾性力が他のものより小さいので、より低い供給圧力で出力の立ち上がりが見られる。パワードアームの制御では、一連の抱き上げ・抱き下ろし動作中、特に抱き下ろす際に、急激な角度変化が起こることは、安全性のため避けなければならない

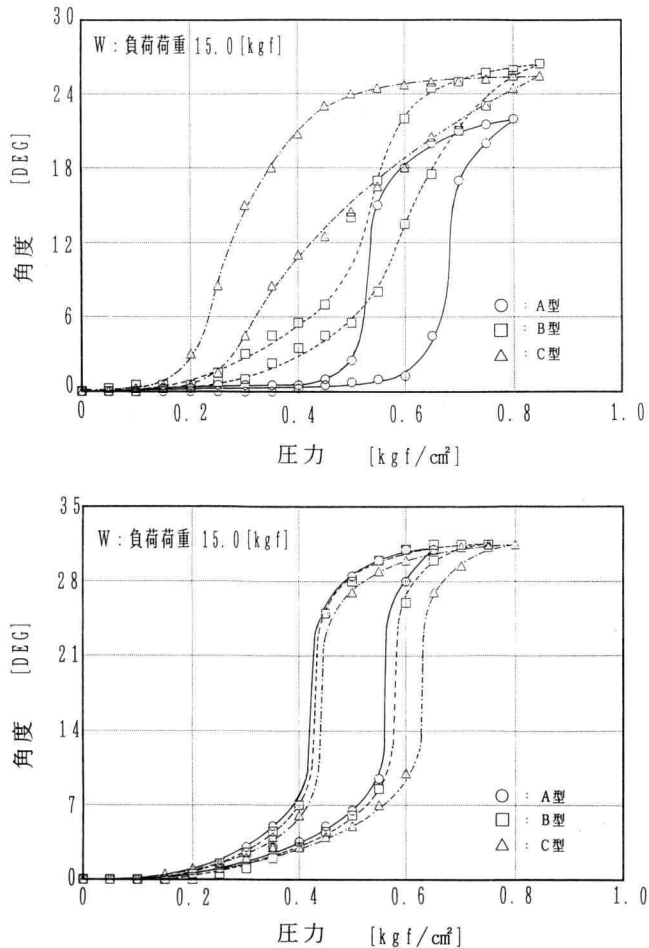


図11. パワードアームの出力角度特性

い。A型の場合、供給圧力が $0.5[\text{kgf}/\text{cm}^2]$ 付近で、その現象が起こっている。B、C型では、ほぼ目的に合致した特性が見られた。全体に、増圧過程よりも減圧過程で、同じ圧力供給時に高い出力を得ているが、人を抱き下ろす場合には、介護者の力の加減よりも、ゆっくりと行うことが望ましく、急激に出力が変化しないという点では、有利な特性であるといえる。

(2) 出力角度特性

出力特性の場合と同様に、アクチュエータに圧縮空気を送り込み、関節部の角度変化を測定した。前腕部には $7.5, 12.5, 15[\text{kgf}]$ の荷重をそれぞれ加えてあり荷重の違いによる特性の変化も併せて測定した。図11に示した実験結果は負荷荷重が $15[\text{kgf}]$ の時のものを示している。

肘部の方で顕著な特性が見られ、荷重の違いにもよるが、およそ $0.4\sim 0.6[\text{kgf}/\text{cm}^2]$ の圧力供給時に急激な角度変化が起こっている。一連の抱き上げ動作を行う時には、これはアームの動作速度に影響を与えるが、実動作中では、前腕の水平位置付近で荷重が鉛直方向に最も加わるときに、この特性がオーバーラップするので、結果として動作速度に急激な変化は現れない。静特性におけるこの急激な変化は、ゴム風船を膨らませるときと同様に、ある供給圧力を境に、ゴムチューブが急膨張を始める事によるものであり、アクチュエータボックスとの接触状態が変化していると判断できる。

肩部については、特にC型での出力の立ち上がりがよく、増圧過程での直線性も見られるが、ヒステリシ

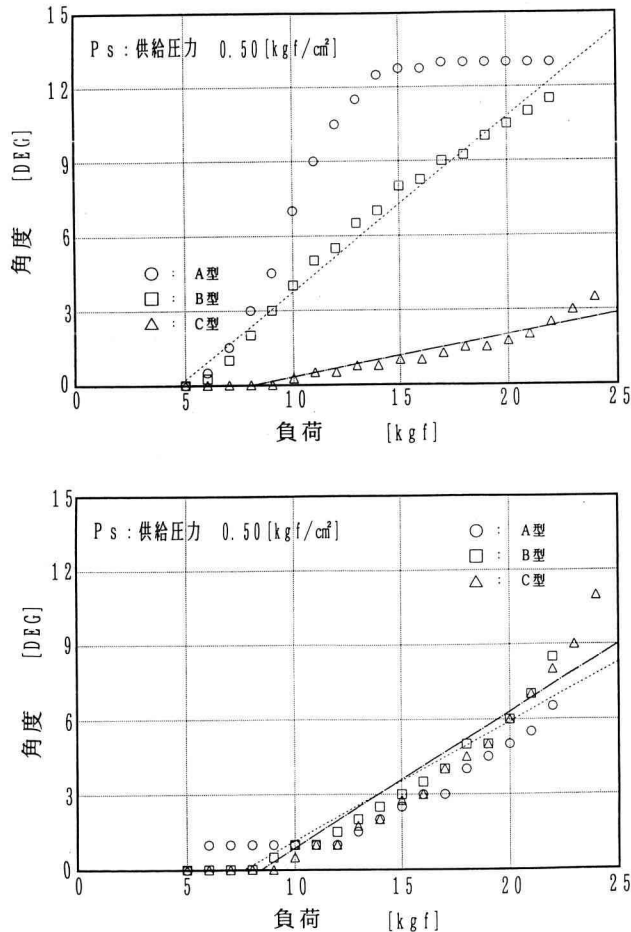


図12. パワードアームの負荷特性

スが大き。B型はヒステリシスが小さく、ほぼ目的に合致した特性が得られた。

(3) 負荷特性

アクチュエータへの供給圧力を、それぞれ0.4, 0.45, 0.5[kgf/cm²]と一定に保ち、その時アームに加える荷重を変化させ、アームの保持力を調べた。負荷荷重を最大約25[kgf]とし、無負荷状態からの角度変化を測定した結果を図12に示した。

肩部では、B, C型にほぼ直線性が見られ、C型の保持力が優れていることが分かる。肘部も、B, C型はほぼニアな特性を示しているが、ゴムチューブの仕様による特性の違いは肩部ほど現れなかった。負荷特性

において保持力が優れている事は、緩衝性に優れ、人が負担する力が小さくてすむので、不意の衝撃に対する安全性を保証している。

5.1.2 動特性

動特性実験は、空気圧供給源としてコンプレッサと図5に示した小型電動ポンプ、センシング方法としてカフ、及ストレインゲージをそれぞれ用いた場合について行った。荷重2.5[kgf]を加えた状態で実際に腕にアームを装着し、一連の抱き上げ動作を行った時の、センサからの検出電圧に応じた空気圧力変化と、肩及び肘部の角度変化とその応答特性を測定したものである。

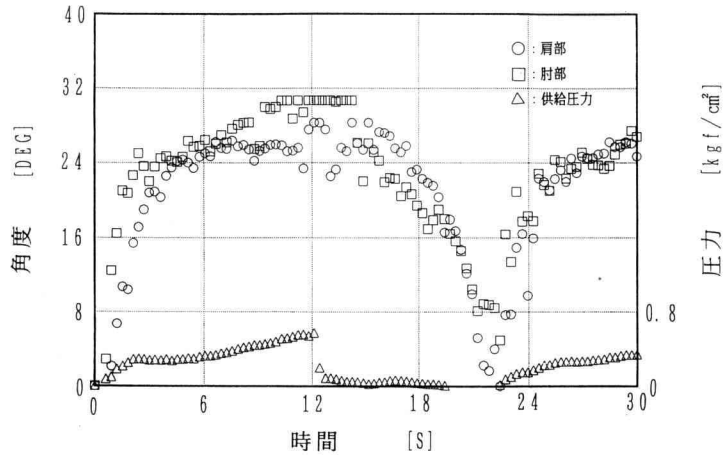


図13. アームの動特性—カフを用いたセンシングシステムとコンプレッサによる場合

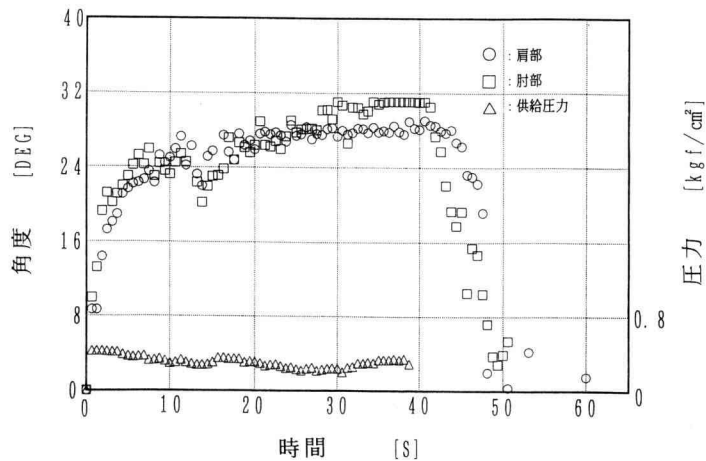


図14. アームの動特性—カフを用いたセンシングシステムと小型電動ポンプによる場合

(1) センシングにカフを用いた場合

(a) コンプレッサ使用時 (図 13)

アクチュエータに供給される圧力は緩やかに増加しており、腕の微妙な動きがセンシングされていることが分かる。アームが下降する過程では、供給圧力が減少するものの、アクチュエータはゆっくり収縮し、抱き上げの時とちょうど逆の角度変化が起こっていることが分かる。

(b) 小型電動ポンプ使用時 (図 14)

肩部、肘部ともに出力の早い立ち上がりを見せているが、コンプレッサ使用時に比べ、供給空気流量不足の影響でアームが完全に曲がりきるまでの時間的遅れ

が生じている。一方、抱き下ろし動作の場合には、急激に角度変化が起きている。供給圧力は時間経過と共に微妙に変化しており、ここでも腕の動きをきめ細やかにカフが検出していると判断できる。

(2) センシングにストレインゲージを用いた場合

(a) コンプレッサ使用時 (図 15)

カフ使用時と比べて、ストレインゲージによるセンシングでは、腕の力の入れ加減を ON-OFF 的にしか検出することができず、動作開始後間もなく、最大圧力の空気がアクチュエータに供給され、一連の動作は短時間で完了した。従って、増圧過程での急激な角度変化特性が現れる。

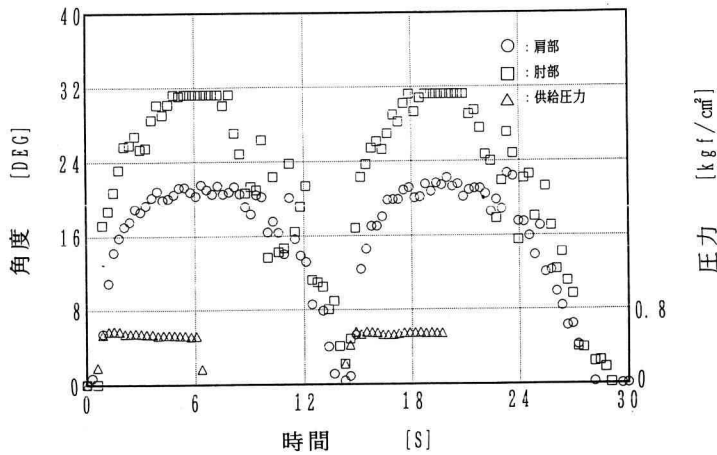


図 15. アームの動特性—ストレインゲージを用いたセンシングシステムとコンプレッサによる場合

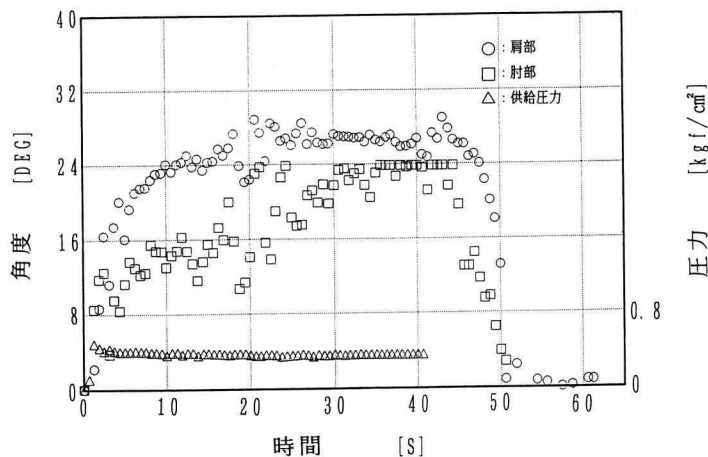


図 16. アームの動特性—ストレインゲージを用いたセンシングシステムと小型電動ポンプによる場合

(b) 小型電動ポンプ使用時 (図16)

センシングがON-OFF的に行われ、腕の動きをうまく検出できていない。肘部は非常に緩慢に角度変化が起こっている。カフを用いた場合と同様にアームが曲がりきるまでの時間的遅れと、抱き下ろす際の急激な角度変化が際立っている。

5.2 パワードレッグ

5.2.1 静特性

(1) 出力特性

レッグのアクチュエータに圧縮空気を供給して、ユニットの出力を、アクチュエータボックスの関節から330[mm]の位置にその一端を取り付けたロードセルにより計測した。測定結果を図17に示す。3タイプとも、特に大きなヒステリシスは無く、急激な出力変化も見られず、ほぼ目的に合致した特性を持っている。ま

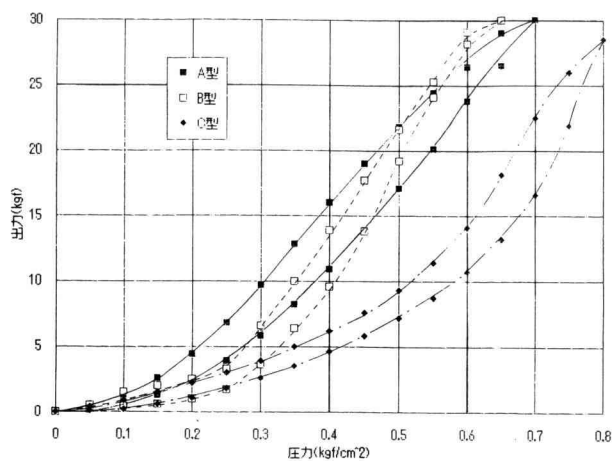


図17. レッグの出力特性

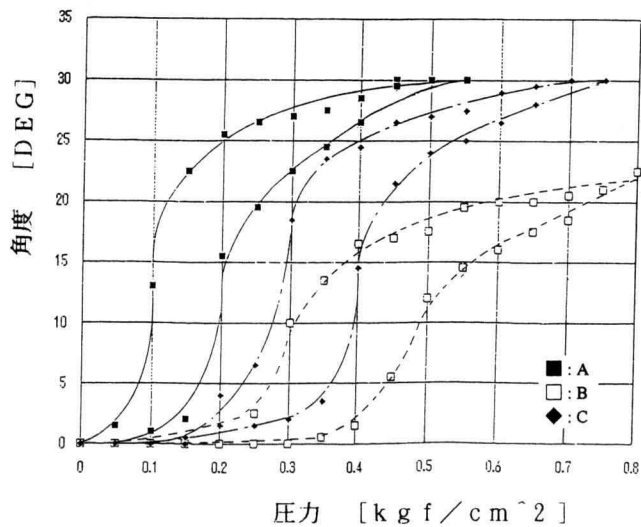


図18. レッグの出力角度特性

た、アームと同様に、同じ供給圧力時において、増圧過程よりも減圧過程で高い出力を得ており、抱き下ろす場合に、急激に出力が変化しないという点で有利な特性を持つ。

(2) 出力角度特性

17.5[kgf] の負荷を加えたときの膝関節の回転角度—供給圧力特性を図 18 に示す。アームにおける場合と同様に、ある供給圧力を境に、ゴムチューブが急膨張を始める事による、急激な角度変化とヒステリシスが見られる。C 型アクチュエータでは、ほぼ目的に合致した特性が得られた。

(3) 負荷特性

供給圧力 0.3[kgf/cm²] の場合の結果を図 19 に示す。A, B 型の場合は、負荷が 20[kgf] 以上において急激な角度変化を示し、適当でない。C 型は低い圧力においても急激な変化を示さず、ほぼ目的に合致した特性を持つ。

5.2.2 動特性

膝の屈伸動作におけるシステムの動特性を図 20 に示す。アクチュエータへの供給圧力と膝関節の角度を同図に示す。

供給圧力が急激に変化しているにも係わらず、膝関節は滑らかに屈曲できていることが分かる。これは、ア

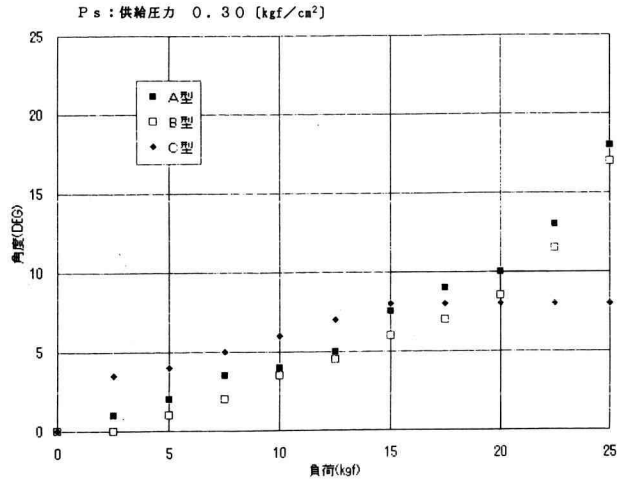


図 19. レッグの負荷特性

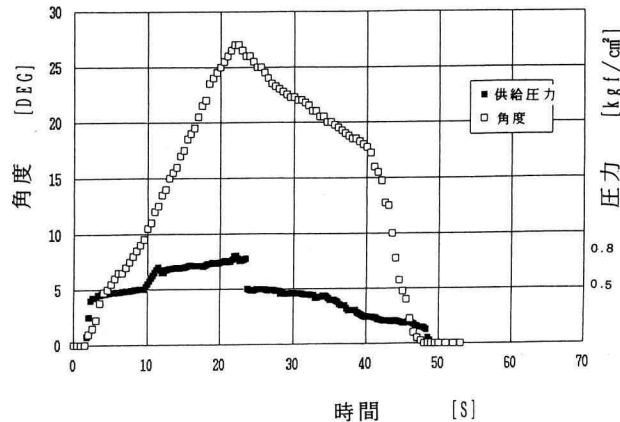


図 20. レッグの動特性

クチュエータの非線形な特性によるものである。

5.3 パワードウエスト

5.3.1 静特性

(1) 出力特性

ウエストのアクチュエータに圧縮空気を供給し、ユニットの出力を、背面側支柱に取り付けたロードセル

により測定した。測定結果を図 21 に示す。C 型が最もヒステリシスが少なく、直線性も有し、ほぼ目的に合致した特性を持つ。アクチュエータの可動空間が大きいため、ゴム厚が薄い A 型では、空隙に力が逃げてしまい、低い供給圧では出力が上がりにくい傾向を示した。

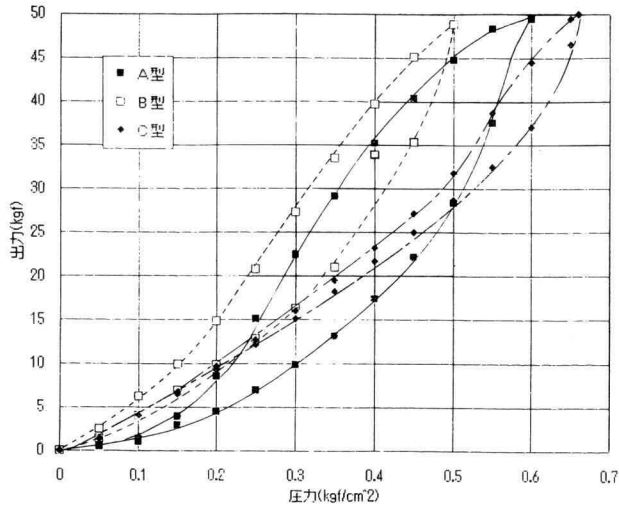


図 21. ウェストの出力特性

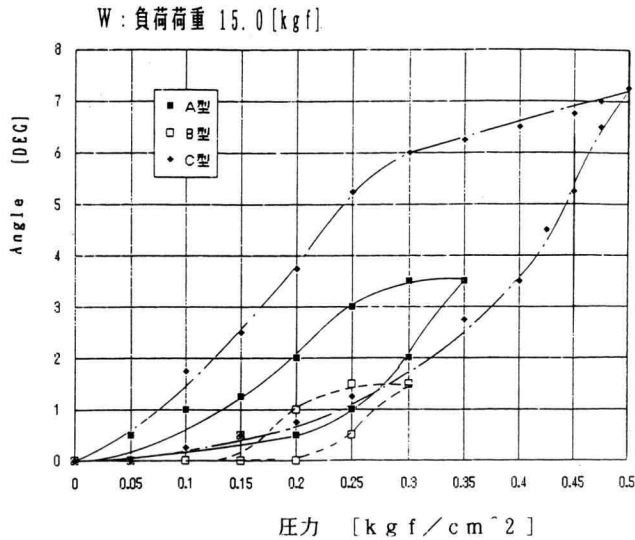


図 22. ウェストの出力角度特性

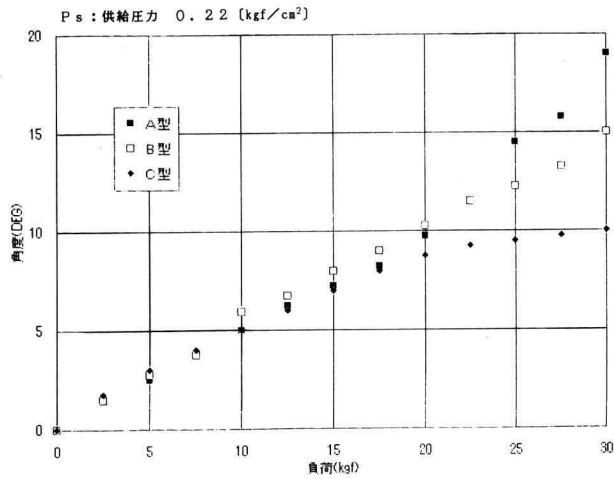


図 23. ウエストの負荷特性

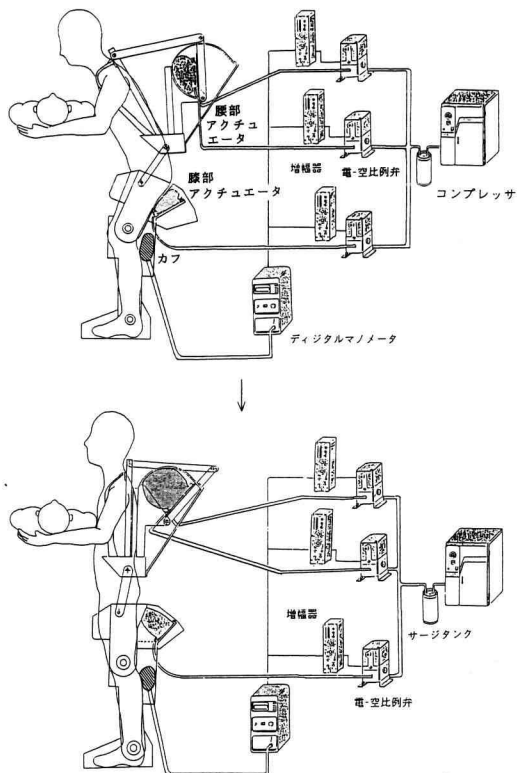


図 24. レッグ&ウエストによる抱き上げ動作

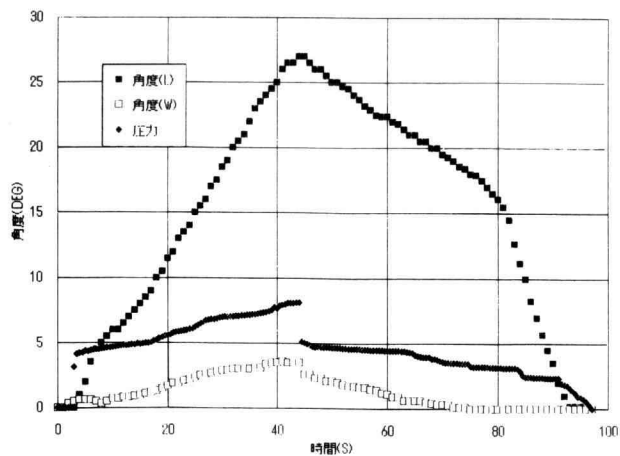


図 25. レッグ&ウエストの動特性

(2) 出力角度特性

15.0[kgf] の負荷を加えたときの腰関節の回転角—供給圧力特性を図 22 に示す。過度な重量となることを避けるために、アクチュエータボックスの両側面を抜いていることが原因となり、可動角度範囲が 10 度以内に制限された。可動範囲の大きい C 型アクチュエータの場合、ヒステリシス幅が大きいが、負荷が大きくなるに従って、この幅が狭まる傾向を持つ。

(3) 負荷特性

供給圧力 0.22[kgf/cm²] の場合の測定結果を図 23 に示す。C 型アクチュエータの保持力が優れている。

5.3.2 動特性

患者の抱き上げ・抱き降ろし動作に伴う、腰の屈伸動作におけるシステムの動特性は、次項 (図 25) において述べる様に、センシング信号はレッグの動特性におけると同様、ゆっくりした動作を忠実に検出できてはいないが、腰はスムーズに回転することが示された。

5.4 パワードレッグ & ウエスト

図 24 に示すように、レッグとウエストを組み合わせたシステムの一連の動作実験を行った結果を図 25 に示す。一連の動作をスムーズに行うことができた。ウエスト部の可動範囲が狭いため十分な動作確認には至らなかった。

6. 終わりに

ゴム式アクチュエータを用いた介護用パワードスー

ツの開発を行い、次の結果を得た。

ゴムチューブ式空気圧アクチュエータは、その変形特性が特異である事を考慮した上での設計を要する。アクチュエータをアクチュエータボックス内で作動させたとき、ユニットとの接触状態は刻々と変化し、出力はその接触面積に依存するところが大きい。アクチュエータの特性を支配する要素としては、ゴム厚(弾性力)、アクチュエータボックスの容積と形状、およびユニットとの接触面積が挙げられる。使用目的からは、ユニットが急激な角度変化をきたす事を避けなければならない、そのためには弾性力の大きい適当な長さのゴムチューブを用い、さらにアクチュエータボックスの容積を小さく設計すれば、アクチュエータが急膨張する前のリニアな特性によりユニットを駆動させることができることが分かった。

また、アクチュエータとアクチュエータボックス内壁との間の摩擦を小さくすることが重要である。特に、ウエスト部の可動範囲を大きくする必要はあるが、そのためには複数のアクチュエータを重ねる方法が考えられるが、重量が増し適当な方法でない。さらに、ユニットにかかる負荷が大きいことも困難さを増す。実用化のポイントとなる駆動源として、市販のマイクロポンプの定格圧力は 0.8[kgf/cm²] であり、十分であるが、出力流量が不十分であるため、一連の動作が緩慢にしかできなかった。しかし、アクチュエータの改良により、市販のマイクロポンプによるパワードアーム、さらにはレッグの駆動が可能になるものと予測される。

センシングの方法として、カフは腕の動きをきめ細かに検知できたが、腕とカバーの間にカフを挟み込んで設置する必要があり、患者に肌を直接触れながらの介護ができない。ストレインゲージを用いた場合は、そのたわみによって手首部の腱緊張の度合い、および曲げの状態を検知したが、微妙な腕の動きについては、それをうまく検出信号として取り出すことができなかった。アームのセンシングでは、それを精度良く行うという事より、柔軟な動きを優先させるために、ユニット側からのフィードバックが重要である。レッグのセンシングは、膝の裏側に挿入したカフにより、忠実度に不足はあるが、可能である。しかし、ウエストについては未だ適当なセンシング方法が開発されておらず、今後の課題となった。

アーム、レッグ、ウエストシステムを全て組み合わせ、トータルシステムであるパワー・スーツの実現性は認められたが、試作した各構成要素の軽量化が十分でなかったために、トータルシステムの動作実験を十分に行うことができなかった。

パワー・スーツは人を抱き上げるという作業目的から、安全性についての配慮が必要である。本システム

は、不意のシステム誤動作の場合に、介護者の腕力に頼れることが特徴である。

マスター（人）とスレーブ（ユニット）を一体構造としたことに加え、空気圧供給源に小型電動ポンプを用いるのも可能であることは、本システムが小型・軽量システムであることを示している。

引用文献

- 1) 山本圭治郎 他：パワーアーム用空気圧アクチュエータの開発，平成3年秋期油空圧講演会 (JHPS)，1991.
- 2) 山本圭治郎 他：介護用パワーアームの開発—空気圧アクチュエータ，JSME, D & D '92, 1992.
- 3) 山本圭治郎 他：介護用パワーアーム，第8回流体制御シンポジウム (SICE)，1993.
- 4) Yamamoto, K Powered Arm and Leg for Assisting Nurse Labor, Proc. 1st Asian Control Conference (SICE)，1994.
- 5) 山本圭治郎 他：介護用パワー・スーツの開発，第9回流体制御シンポジウム (SICE)，1994.