

Development of a Parallel Wire Mechanism to Mist the Upper Body Motion and Attitude of Disabled People

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2019-03-15 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: Tachiya, Hiroshi メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/00053778

This work is licensed under a Creative Commons
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0
International License.



障害者の上肢姿勢保持・運動支援を目的とする
ワイヤ駆動型平行メカニズムの研究

18560129

平成 18 年度～平成 19 年度科学研究費補助金
〔基盤研究(C)〕 研究成果報告書

平成 20 年 3 月

金沢大学附属図書館



1300-04352-0

者 立 矢 宏
然科学研究科 准教授



障害者の上肢姿勢保持・運動支援を目的とする
ワイヤ駆動型パラレルメカニズムの研究

18560129

平成18年度～平成19年度科学研究費補助金
〔基盤研究(C)〕研究成果報告書

平成20年3月

研究代表者 立 矢 宏
金沢大学 自然科学研究科 准教授

著 者 寄 贈

研究成果目次

はしがき
研究成果

— vi —
— vii —

【報告書目次】

第1章 緒論	
1.1 研究目的	1
1.2 従来の研究	1
1.3 本報告書の構成	2
第2章 人体上体のしくみとパラレルワイヤ駆動機構の特徴	
2.1 緒言	4
2.2 上体の動作	4
2.3 機構の特徴	7
2.4 機構の構成	7
2.5 張力の解析法	10
2.5.1 Vector Closure	10
2.5.2 力学関係	11
2.5.3 固有値解析を用いた張力解析法	12
2.5.3.1 外力項の評価	14
2.5.3.2 内力項の評価	16
2.5.3.3 解析法の有効性	17
2.6 結言	20
第3章 上体動作支援装置	
3.1 緒言	21
3.2 機構の動作範囲	21
3.3 上体動作支援装置の設計	22
3.3.1 人体寸法と重心位置	22
3.3.2 設計変数	24
3.3.3 設計変数の決定	25
3.4 装置の製作	28
3.5 制御方法	34
3.6 上体動作支援装置動作実験	35
3.6.1 動作精度実験	35
3.6.2 上体動作実験	38
3.7 結言	40

第4章 結論	• • • •	41
参考文献	• • • •	42
謝 辞	• • • •	43

【記号表】

本報告書で使用する主な記号を以下に示す.

$O-XYZ$: パラレルワイヤ駆動のベース部に設置された静止座標系
$P-x_p y_p z_p$: パラレルワイヤ駆動の出力節に設置された動座標系
$J_{P,i}(x_{P,i}, y_{P,i}, z_{P,i})$: 動座標系上における出力節側のワイヤ連結点の座標
$J_{B,i}(X_{B,i}, Y_{B,i}, Z_{B,i})$: 静止座標系上における入力節側のワイヤ連結点の座標
α	: 静止座標系 X 軸まわりの回転変位
β	: 静止座標系 Y 軸まわりの回転変位
γ	: 静止座標系 Z 軸まわりの回転変位
$o-xyz$: 出力節の運動を表す座標系
r_i	: 出力節と各ワイヤとの連結点の位置を表すベクトル
p_i	: 各ワイヤ方向を表す単位ベクトル
T	: ワイヤ張力を表す張力ベクトル
p_i'	: p_i より機構が発生可能な成分を抜き出したベクトル
w_i	: ワイヤベクトル
W	: ワイヤベクトルで構成されるワイヤ行列
F	: 機構が発生可能な力を成分とするベクトル
W^+	: ワイヤ行列の疑似逆行列
k	: 内力項における任意の m 次列ベクトル
v	: 内力行列
T'	: 外力項による張力ベクトル
F_L	: F における並進力成分
F_R	: F における回転力成分
λ_{Ri}	: $(W_{Ri}^+)^T W_{Ri}^+$ の固有値
X_{Ri}	: λ_{Ri} に対応した固有ベクトル
P_{Ri}	: X_{Ri} を列の成分とする行列

λ_R	: 固有値 $\lambda_{R1}, \lambda_{R2}, \dots, \lambda_{Rq}$ を対角要素とする対角行列
\bar{F}_R	: 回転力 F_R の大きさ
$T'_{Rmax,i}$: 任意方向への回転力の外力項のみに対する各ワイヤの最大張力
力	の大きさ
λ_{Li}	: $(W_{Li}^+)^T W_{Li}^+$ の固有値
X_{Li}	: λ_{Li} に対応した固有ベクトル
P_{Li}	: X_{Li} を列の成分とする行列
\bar{F}_L	: 並進力 F_L の大きさ
$T'_{Lmax,i}$: 任意方向への並進力の外力項のみに対する各ワイヤの最大張力
力	の大きさ
k_{max}	: 任意方向の力に対し決定される最大内力係数
$T_{Rmax,i}$: 任意方向への回転力に対する各ワイヤの最大張力
$T_{Fmax,i}$: 任意方向への並進力に対する各ワイヤの最大張力
T_{Rmax}	: $T_{Rmax,i}$ の最大張力値
T_{Rmax}^0	: 動作し得る全ての方向に回転力を発生するとして, 適切な内力項 k を与えて求めた最大張力値
力	
a	: 座面の奥行き
b	: 座面幅
c	: 胸部と背部に取り付けるワイヤ間距離
d	: 胸部厚
e	: 背部長さ
f	: サポート部連結点高さ
Δl_i	: ワイヤ長さの変化量
l_i	: 姿勢変化前のワイヤ長
l'_i	: 姿勢変化後のワイヤ長
P_s	: 従軸速度
P_m	: 主軸速度

D_s : 任意の従軸のパルス数

D_m : 主軸のパルス数

<はしがき>

疾病や事故等で腰部以下の機能を失った障害者の多くは、座位姿勢を保てないことや上体の動作が制限されるなどの問題から就業できる業務が非常に限られ、社会復帰の意欲が強いにもかかわらず就業率は3割にも満たない。そこで、本研究ではワイヤ駆動型のパラレルメカニズム、すなわちワイヤパラレルメカニズムを用い、車イスなどに装着し、腰部から上体の姿勢の保持および運動を補助して健常者と同等な上肢作業を可能とする動作支援装置を開発することを目的とした。ワイヤパラレルメカニズムは、ワイヤで出力部を駆動するため可動部が線状化され軽量・小型であり、かつ、柔軟性を有することから人体に装着する機構に適している。しかし、同機構は冗長性を有する多自由度機構であり、入出力関係の解析が容易でなく、詳細な設計法は確立されていない。そこで、本研究では同機構の入出力関係を容易に解析する手法を確立し、アクチュエータの容量を最小とする設計法を提案することで、人間の上体の動作支援装置を設計・製作し、その実用性を示した。

研究組織

研究代表者	立矢 宏	(金沢大学自然科学研究科 准教授)
研究分担者	西村誠次	(金沢大学医学系研究科 助教)

交付決定額（配分額）

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
平成18年度	2,700,000	0	2,700,000
平成19年度	800,000	240,000	1,040,000
総計	3,500,000	240,000	3,740,000

研究発表

(雑誌論文)

立矢 宏・佐野巖根・奥野公輔・宮崎祐介・吉田博一，パラレルワイヤ駆動機構の張力評価による上体動作支援装置の開発，日本機械学会論文集（C編）73-727(2007)，pp. 833～840.

第1章 緒論

1.1 研究目的

疾病や事故によって腰部以下の機能を失った障害者の多くは、上肢での作業が可能であっても座位姿勢の維持や上体の姿勢変化などが困難であるため職業を得る機会が限定されている。そこで、このような障害者が健常者と同等な机上作業を行えるように上体動作を補助する方法の普及が望まれている。

そこで本研究では、軽量・小型な特徴を有するパラレルワイヤ駆動機構を用い、人体に装着することで上体の姿勢の保持および運動を補助し、健常者と同等の机上作業を可能とする上体動作支援装置を提案する。また、任意の運動に対する最適な入力を固有値解析を利用して求め最適なアクチュエータの選定および機構を設計し、上体動作支援装置を製作する。さらに製作した装置に対して動作確認実験をおこない、本装置の有効性について検討する。

1.2 従来の研究

近年、木口らによる人間の動作補助を目的とした外骨格型ロボットの開発⁽¹⁾や、石井による四肢障害者を対象とした食事支援ロボットの研究⁽²⁾のような、人間動作の補助を目的としたロボットの研究が多く行われている。しかし、その多くは機構としてシリアルメカニズムを用いているが、シリアルメカニズムによるロボットは人体を強く拘束する形状となりやすく、機構自体も大型・高重量化する。そのため、装着者に大きな負担がかかることや、人体の正常部位の動作との強調という面で、動作補助ロボットには不向きであると考えられる。

そこで人体装着型の装置の機構としてパラレルワイヤ駆動機構が注目されている。パラレルワイヤ駆動機構はリンクに柔軟なワイヤを使用した機構であり、シリアルメカニズムに比べ出力節が小型である、装着性に優れているという特徴を有している。パラレルワイヤ駆動機構を用いた動作補助装置の研究としては、本

間らによる上肢動作を補助する装置⁽³⁾や木野らによるウェアラブルロボットシステム⁽⁴⁾などがある。また本機構を力覚呈示に用いた研究として、森園らからはヘッドマウントディスプレイと組み合わせることでヴァーチャルテニスが可能となるシステム⁽⁵⁾や、シリアルリンクと組み合わせた力覚呈示装置⁽⁶⁾などが提案されている。しかしこれらはいずれも、出力節は小型・軽量であり使用による被験者の負担は小さいが、駆動部が大型のフレーム上に配置されているため装置の携帯、移動が困難であり、日常生活での使用には向いていない。そのため日常生活で容易に使用が可能な動作補助装置の開発は未だなされていない。

1.3 本報告書の構成

本報告書の構成を以下に示す。

第1章 緒論

本研究の目的および従来の研究について説明する。また、本報告書の構成について述べる。

第2章 人体上体のしくみとパラレルワイヤ駆動機構の特徴

上体の構造および腰部の自由度についての説明をし、人体装着型の機構としてパラレルワイヤ駆動機構を用いることを提案する。また、パラレルワイヤ駆動機構の特徴について説明し、機構の構成についても説明する。さらに、パラレルワイヤ駆動機構の基本的な力学的関係および固有値を利用した張力解析法の説明をおこなう。

第3章 上体動作支援装置

上体の動作補助を目的とした上体動作支援装置を提案する。設計に必要な各パラメータについて説明をおこない、機構を表す設計変数を定義する。前章で説明した張力解析法を利用し、ワイヤ張力が小さくなるように設計変数を決定する。

また、最適なアクチュエータの容量を決定し、駆動部の設計をおこなう。さらに、上体動作支援装置を製作し、装置の動作精度や上体の動作角度について動作実験より検討する。

第4章 結論

本研究で得られた結論を要約して述べる。

第2章 人体上体のしくみと平行ワイヤ駆動機構の特徴

2.1 緒言

本章では、まず補助対象となる上体の構造および動作の自由度について述べ、本研究で製作する装置の機構を平行ワイヤ駆動機構とすることを提案する。続いて平行ワイヤ駆動機構の特徴について説明し、装置の機構の構成について説明する。さらに、平行ワイヤ駆動機構の力学的関係および張力の解析方法について説明する。

2.2 上体の動作

上体の動作を知るにあたって脊椎の構造が重要となる。脊椎の構造を図2.1に示す⁽⁸⁾。図2.1に示すように脊椎は頭方向から7個の頸椎、12個の胸椎、5個の腰椎と仙骨から構成されている。ここでは胸椎は頭方向から第1～第12、腰椎は第1～第5と順番をつける。また、各脊椎の後ろの突起を棘突起と呼ぶ。

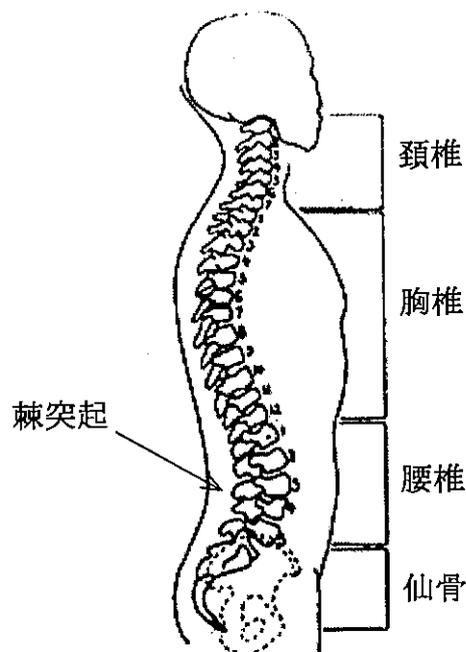


図2.1 脊椎の構造

腰部の代表的な運動として前屈(屈曲), 後屈(伸展), 回旋, 側屈が挙げられる⁹⁾. それぞれの運動の基本軸, 移動軸および軸心はそれぞれ以下の通りである.

I. 前屈および後屈(図 2.2)

基本軸は第5腰椎棘突起を通る垂線, 移動軸は第7頸椎と第5腰椎棘突起との結合線, 軸心は第5腰椎棘突起である.

II. 回旋(図 2.3)

ここでは, 腰かけの背あてに腰臀部を固定した座位姿勢を考える. 基本軸は腰かけの背あての垂直線, 移動軸は両肩甲部の切線, 軸心は両肩甲部の切線と基本軸の延長線との交点である.

III. 側屈(図 2.4)

基本軸はジャコビー線の中点に立てた垂線, 移動軸は第7頸椎棘突起と第5腰椎棘突起の結合線, 軸心は第5腰椎棘突起である.

以上のように, 腰部の動作は3自由度の回転運動と考えることが出来る. そこで本研究で提案する人体動作の補助・測定が可能なパラレルワイヤ駆動機構は回転3自由度とする.

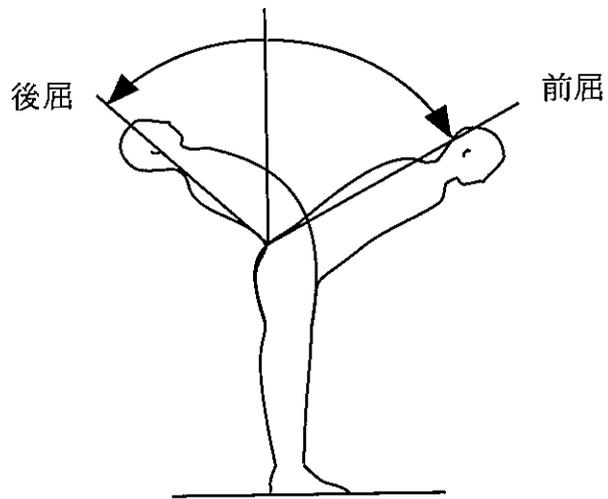


図 2.2 前屈および後屈

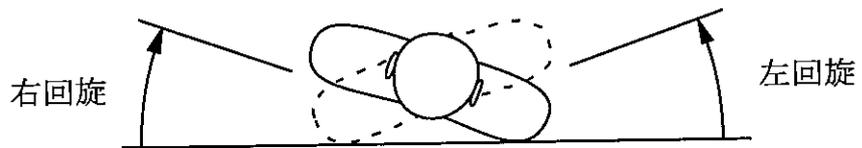


図 2.3 回旋

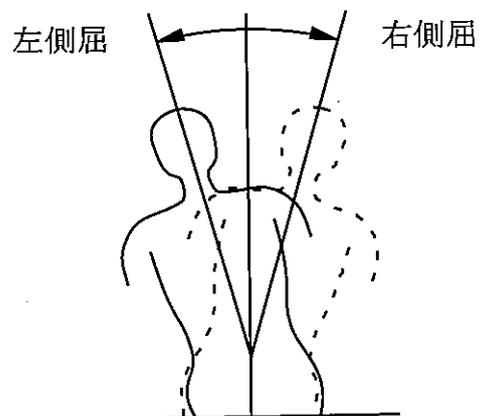


図 2.4 側屈

2.3 機構の特徴

本研究で提案する装置の機構である平行ワイヤ駆動機構について説明する。平行ワイヤ駆動機構とは、図2.5に示すような従来の平行駆動機構のリンク部分にワイヤを使用した機構である。概略を図2.6に示す。平行駆動機構は複数の入力リンクによって出力節を支持・駆動させるため、シリアルメカニズムに比べて大きな力を発生することが可能となる。また、平行ワイヤ駆動機構はそれに加えて、リンクにワイヤを使用することで可動部が線状化され軽量・小型化が可能となる。さらにリンク自体が柔軟性を有するため、違和感無く人体へ装着することができる。

以上より本研究では、平行ワイヤ駆動機構が人体装着型の動作補助・能力測定システムとして適していることに注目し、同機構を用いた装置を製作することとする。

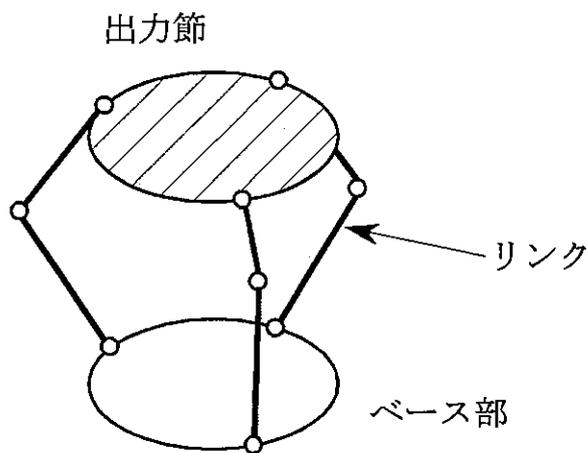


図 2.5 平行駆動機構

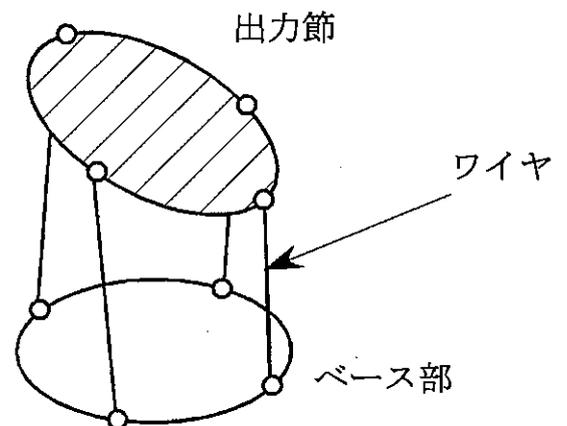


図2.6 平行ワイヤ駆動機構

2.4 機構の構成

本節では2.2節および2.3節を考慮し、本研究にて製作する人体動作の補助および測定が可能な装置について検討する。

本研究で提案する人体動作の補助・測定が可能な装置の概略図を図2.7に示す。装置は図に示すように上体を支持するサポート部、サポート部を動作させるワイヤ、ワイヤの長さを調整する駆動部から構成される。駆動部は椅子等に固定するものとし、それによってサポート部、ワイヤおよび駆動部は平行ワイヤ駆動機構を構成することになる。

2.2節より、上体の動作は腰部を中心とした直交する3軸方向の回転運動であると分かった。このような動作を実現するため、本装置の機構は図2.8に示すような空間3自由度平行ワイヤ駆動機構とする。図2.8における出力節が図2.7でのサポート部にあたる。サポート部とベースを連結する支柱は、サポート部の中心ではなく外周付近に配置し、身体と干渉しないようにする。平行ワイヤ駆動機構は、機構を n 自由度とするためには $n+1$ 本以上のワイヤが必要となる⁽¹⁰⁾。そこで、本装置のワイヤは空間3自由度を確保するための最小本数である4本とする。

まず同機構において、ベース上に静止座標系 $O-XYZ$ を、出力節上に出力点 P を原点とする動座標系 $P-x_p y_p z_p$ を設定する。出力節上のワイヤ取り付け位置をこの動座標系上で記述し $J_{P,i}(x_{P,i}, y_{P,i}, z_{P,i})(i=1\sim 4)$ と表し、静止節上のワイヤ取り付け位置を静止座標系上で記述し $J_{B,i}(X_{B,i}, Y_{B,i}, Z_{B,i})(i=1\sim 4)$ で表す。出力節の位置は静止座標系 $O-XYZ$ に対する点 P の座標で、姿勢は X , Y および Z 軸周りの順に回転する出力節の各変位 α , β および γ で表すこととし、座標系 $O-XYZ$ と $P-x_p y_p z_p$ の各軸方向が一致する場合を初期姿勢とする。

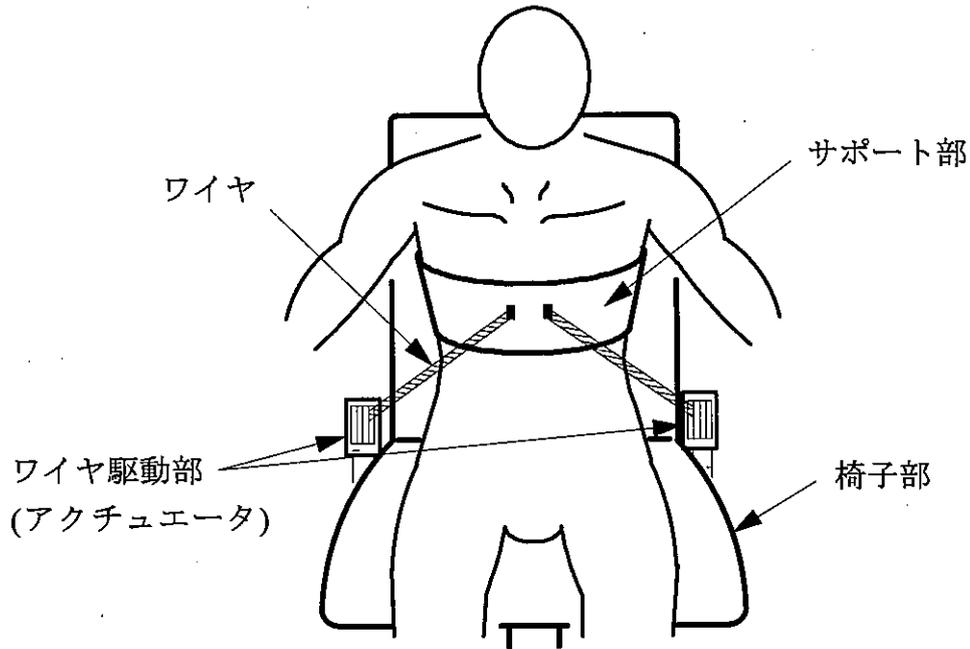


図 2.7 人体動作の補助・測定装置

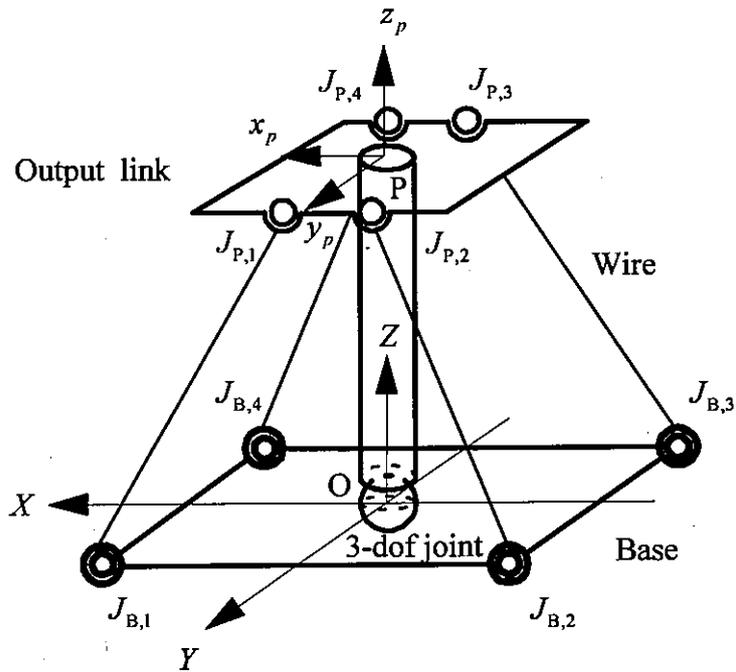


図 2.8 空間3自由度平行ルワイヤ駆動機構

2.5 張力の解析法

2.5.1 Vector Closure

平行ワイヤ駆動機構を動作させるためには、可動範囲内の全ての点でいずれのワイヤの張力も零または引張状態とする必要がある。同条件は Vector Closure の条件⁽⁵⁾⁽¹⁰⁾で表され、以下のようにまとめられる。

図2.9のように出力節が m 本のワイヤでベースに連結される n 自由度機構を考える。ただし、 m は $n+1$ 以上とする。出力節の運動を表すための座標系を $o-xyz$ とし、出力節と各ワイヤの連結点の位置を表すベクトルを $r_i (i=1\sim m)$ とする。また、各ワイヤの方向を表す単位ベクトルを $p_i (i=1\sim m)$ 、各ワイヤの張力を $T_i (i=1\sim m)$ とあらわす。なお、 T_i は引張状態にて正の値をとる。このとき平行ワイヤ駆動機構を動作させるためには以下の条件を満たす必要がある。

- I. 各ワイヤの張力 T_i は全て零以上である。
- II. m 本のベクトル p_i のうち任意の n 本が線形独立である。
- III. T_i が次式を満たす。

$$\sum_{i=1}^m T_i p_i = 0 \quad (2.1)$$

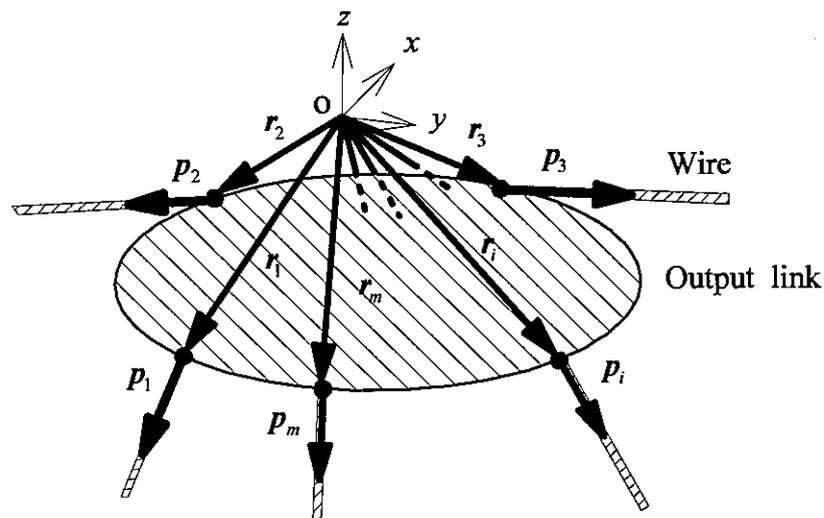


図2.9 平行ワイヤ駆動機構における Vector Closure

上記のⅡおよびⅢが Vector Closure の条件であり，任意の1本のワイヤが他のワイヤと引張り合い，釣り合う条件を示している。

2.5.2 力学関係

前節における図2.9の平行ワイヤ駆動機構において Vector Closure の条件が成立しているものとし，各ワイヤの張力について考える．出力節上の*i*番目の連結点において，機構が発生可能な並進力と同方向の成分のみを p_i から抜き出したベクトルを p_i' ，機構が発生可能な回転力と同方向の成分のみを $r_i \times p_i$ から抜き出したベクトルを $(r_i \times p_i)'$ とし，これらからなるベクトル $w_i (i=1 \sim m)$ を式(2.2)で定義しワイヤベクトルと呼ぶ。

$$w_i = \begin{bmatrix} p_i' \\ (r_i \times p_i)' \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

さらに，各ワイヤベクトルを式(2.3)のようにまとめた W をワイヤ行列と呼ぶ。

$$W = [w_1, w_2, \dots, w_m] \quad (2.3)$$

各ワイヤの張力 T_i を成分とし，全てのワイヤの張力を表すベクトルを T ，平行ワイヤ駆動機構が発生可能な力を成分とするベクトルを F とすると，張力 T と発生力 F との釣り合い式は次のように表される。

$$F = WT \quad (2.4)$$

$$T = (T_1, T_2, \dots, T_m)^T$$

なお，ここでの上付添字“ T ”は転置を表す．式(2.4)において行列 W は n 行 m 列であり正則ではない．したがって，発生力 F に対する張力 T は疑似逆行列 W^+ を用いて次式で決定する。

$$T = W^+ F + (I - W^+ W) k \quad (2.5)$$

$$W^+ = W^T (W W^T)^{-1}$$

I は m 次の単位行列, k は任意の m 次列ベクトルである.特に,ワイヤ本数が最小である $m=n+1$ の場合には張力 T は次式で表すことが出来る⁽⁸⁾⁽⁹⁾.

$$T = W^+ F + \nu k \quad (2.6)$$

ただし

$$\nu = [-\hat{W}^{-1} w_{n+1}] \quad (2.7)$$

$$\hat{W} = [w_1, w_2, \dots, w_n] \quad (2.8)$$

ここで式(2.6)において,右辺第2項はワイヤが引張しあう内力を表しており,全てのワイヤの張力が零以上となるように k を決定する.

2.5.3 固有値解析を用いた張力解析法

2.5.3.1 外力項の評価

式(2.6)よりワイヤ平行駆動機構に発生するワイヤ張力 T は発生力 F の方向によって変化することが分かる.そのため,機構の設計のために張力 T の最大値を求めるためには,機構がとり得る全ての位置,姿勢に関して任意方向の発生力 F に対する張力を解析する必要があり,膨大な計算時間が必要となる.

そこで本節では式(2.6)における右辺第1項を外力項,各ワイヤの張力が全て零以上となるようにワイヤ同士が引張しあう内力を示す第2項を内力項として分類し,外力項と内力項を独立して検討することで最大張力値を簡便に推定する.なお,ここではワイヤ本数は最少数である $m=n+1$ の場合を考える.これまでの研究で多自由度機構の任意方向への出力に対する最大入力値を固有値解析を利用して求める方法を示した⁽¹¹⁾.本手法は冗長自由度の機構である平行ワイヤ駆動機構に用いることは出来ない.しかし,式(2.6)の右辺第1項である外力項は W^+ の線形写像となっており,同項が表す張力の最大値に関しては固有値解析から求めることが可能である.以下にその方法を示す.

まず、次式で示すように式(2.6)の右辺第1項を T' 、また、 T' の成分である各ワイヤの外力項のみによる張力を $T'_i(i=1\sim m)$ とする。

$$T' = W^+ F \quad (2.9)$$

$$T' = (T'_1, T'_2, \dots, T'_m)^T$$

式(2.9)における発生力 F は並進力成分および回転力成分によって構成されているがこれらは次元の異なる物理量であるため、ここでは独立に扱うこととする。そこで並進力を F_L 、回転力を F_R とし以下のように定義する。

$$F = (F_L, F_R)^T \quad (2.10)$$

$$F_L = (F_{L1}, F_{L2}, \dots, F_{L(n-q)})^T \quad (2.11)$$

$$F_R = (F_{R1}, F_{R2}, \dots, F_{Rq})^T \quad (2.12)$$

ここで、 $F_{L_i}(i=1\sim n-q)$ および $F_{R_i}(i=1\sim q\leq n)$ は独立した i 番目の方向への並進力および回転力を表し、並進方向の自由度を $n-q$ 、回転方向の自由度を q とする。

出力節が発生する回転力 F_R によるワイヤ張力は、式(2.9)より回転力に関する成分のみを抽出し次式で表される。

$$T'_R = W_R^+ F_R \quad (2.13)$$

$$T'_R = (T'_{R1}, T'_{R2}, \dots, T'_{Rm})^T$$

ここで、 W_R^+ は式(2.9)に式(2.10)を代入し、その右辺において F_R の乗じる成分のみを W^+ より抽出した行列である。また、 T'_R は回転力の発生によってワイヤに発生する張力 $T'_{R_i}(i=1\sim m)$ を成分とするベクトルである。式(2.13)より、 W_R^+ から i 番目のワイヤの張力 T'_{R_i} に関する要素を抜き出した行ベクトルを W_{Ri}^+ とすれば次式が導かれる。

$$T'_{Ri} = W_{Ri}^+ F_R \quad (2.14)$$

上式の両辺を2乗すれば次式となる。

$$T'^2_{Ri} = F_R^T (W_{Ri}^+)^T W_{Ri}^+ F_R \quad (2.15)$$

ここで $(W_{Ri}^+)^T W_{Ri}^+$ は実対称行列である。その固有値を λ_{Ri} ($i=1\sim q$)、対応する固有ベクトルを X_{Ri} ($i=1\sim q$)とし、 X_{Ri} を列成分とする行列 P_{Ri} を次式で定義する。

$$P_{Ri} = (X_{R1}, X_{R2}, \dots, X_{Rq}) \quad (2.16)$$

行列 $(W_{Ri}^+)^T W_{Ri}^+$ は直交行列となる P_{Ri} によって、次式のように分解、対角化される。

$$(W_{Ri}^+)^T W_{Ri}^+ = P_{Ri}^T \lambda_R P_{Ri} \quad (2.17)$$

λ_R は固有値 $\lambda_{R1}, \lambda_{R2}, \dots, \lambda_{Rq}$ を対角要素とする対角行列である。以上の関係を用いれば式(2.15)は次式のように表される。

$$T_{Ri}'^2 = (P_{Ri} F_R)^T \lambda_R P_{Ri} F_R \quad (2.18)$$

$P_{Ri} F_R$ を \hat{F}_R で表し、その要素を $(\hat{F}_{R1}, \hat{F}_{R2}, \dots, \hat{F}_{Rq})$ とすれば式(2.18)は次式となる。

$$T_{Ri}'^2 = \lambda_{R1} \hat{F}_{R1}^2 + \lambda_{R2} \hat{F}_{R2}^2 + \dots + \lambda_{Rq} \hat{F}_{Rq}^2 \quad (2.19)$$

ここで、任意方向へ発生する回転力 F_R の大きさを \bar{F}_R とすると式(2.12)より次式が得られる。

$$\bar{F}_R^2 = F_{R1}^2 + F_{R2}^2 + \dots + F_{Rq}^2 \quad (2.20)$$

さらに式(2.18)において $P_{Ri} F_R$ は F_R に対して大きさを変えない直交座標変換であることから次式が成り立つ。

$$\bar{F}_R^2 = \hat{F}_{R1}^2 + \hat{F}_{R2}^2 + \dots + \hat{F}_{Rq}^2 \quad (2.21)$$

また、式(2.15)における $(W_{Ri}^+)^T W_{Ri}^+$ は準正定値行列であり、その固有値は零以上となる。したがって任意方向への大きさが \bar{F}_R である回転力 F_R の発生に対し、式(2.14)で表される*i*番目のワイヤの最大張力の大きさ $T'_{Rmax,i}$ は次式で得られる⁽¹⁰⁾。

$$T'_{Rmax,i} = \max.(\sqrt{\lambda_{R1}}, \sqrt{\lambda_{R2}}, \dots, \sqrt{\lambda_{Rq}}) \times \bar{F}_R \quad (2.22)$$

以上の関係式を用いれば、機構がある姿勢において、運動可能な方向に等方的な回転力を発生するために必要な、各入力部での力の大きさが求められる。

機構が発生する任意方向への並進力に関しても同様に以下の関係式が導かれる。式(2.9)に式(2.10)を代入し、その右辺において F_L の乗じる成分のみを W^+ より抽出した行列を W_L^+ とすることで、次式を得る。

$$T_L' = W_L^+ F_L \quad (2.23)$$

$$T_L' = (T_{L1}', T_{L2}', \dots, T_{Lm}')^T$$

上式は回転力が零であり、並進力のみを発生させる場合の入力を表す。なお、 T_L' は並進力の発生による張力 $T_{Li}' (i=1 \sim m)$ を成分とするベクトルである。式(2.23)より i 番目ワイヤの張力 T_{Li}' に関連する行列 W_L^+ の要素を抜き出した行ベクトル W_{Li}^+ によって次式で表される。

$$T_{Li}' = W_{Li}^+ F_L \quad (2.24)$$

回転力と同様に、上式の両辺を2乗した場合に対して実対称行列となる $(W_{Li}^+)^T W_{Li}^+$ について、その固有値 $\lambda_{Li} (i=1 \sim n-q)$ に対応する固有ベクトル $X_{Li} (i=1 \sim n-q)$ を列成分とする行列を P_{Li} とする。ベクトル $P_{Li} F_L$ を \hat{F}_{Li} で表し、その要素を $(\hat{F}_{L1}, \hat{F}_{L2}, \dots, \hat{F}_{L(n-q)})^T$ とすれば次式が得られる。

$$T_{Li}'^2 = \lambda_{L1} \hat{F}_{L1}^2 + \lambda_{L2} \hat{F}_{L2}^2 + \dots + \lambda_{L(n-q)} \hat{F}_{L(n-q)}^2 \quad (2.25)$$

ここで任意方向の並進力 F_L の大きさを \bar{F}_L とすると、 $P_{Li} F_L$ が F_L に対して大きさを変えない直交座標変換であるため、式(2.21)と同様に以下の式を得ることが出来る。

$$\bar{F}_L^2 = \hat{F}_{L1}^2 + \hat{F}_{L2}^2 + \dots + \hat{F}_{L(n-q)}^2 \quad (2.26)$$

したがって回転力の場合と同じく、任意方向への大きさ \bar{F}_L の並進力の発生に対して、 i 番目のワイヤの最大張力値 $T_{L,max,i}'$ は以下のようなになる。

$$T_{L,max,i}' = \max. (\sqrt{\lambda_{L1}}, \sqrt{\lambda_{L2}}, \dots, \sqrt{\lambda_{L(n-q)}}) \times \bar{F}_L \quad (2.27)$$

2.5.3.2 内力項の評価

式(2.6)の右辺第2項で表される内力項について検討する。前節にて検討した式(2.6)右辺第1項は発生力に対しての各ワイヤ方向に必要な張力を示しているが、その値は発生力の方向によっては負となる場合がある。しかしワイヤ張力は常に零以上とする必要があるため、右辺第2項で各ワイヤの張力の釣り合いを保ちながら内力を発生させ、張力を零以上とする。つまり、式(2.6)右辺第1項によるワイヤ張力 T' が明らかであれば、次式のように右辺第2項の係数 k が決定される。

$$k = \max. \left(-\frac{T'_1}{v_1}, -\frac{T'_2}{v_2}, \dots, -\frac{T'_m}{v_m} \right) \quad (2.28)$$

ここで $T'_i (i=1 \sim m)$ は T' の各成分であり、いずれかは負となる最小値である⁽⁸⁾。 $v_i (i=1 \sim m)$ は式(2.7)で表される v の i 番目の成分である。これより各ワイヤの張力 T_i は次式となる。

$$T_i = T'_i + kv_i \quad (2.29)$$

しかし、先述のように T'_i は F の方向によって変化するため、各ワイヤの張力を求めるためにはそれぞれの方向に対して T' を求め、さらに k の値を決定する必要がある、膨大の計算を必要とする。

そこで本報告書では、前節で求めた外力項の最大張力値を用いてワイヤ張力が負とならないための内力項の値を決定する。なお、前節と同じく出力節が発生する並進力と回転力を独立で扱うこととし、ここでは回転力を発生する場合を例に述べる。

式(2.22)より、機構がある位置・姿勢で発生可能な任意方向の回転力 F_R に対する外力項のみによるワイヤの最大張力の大きさ $T'_{Rmax,i} (i=1 \sim m)$ を求め、式(2.6)の k に相当する値 k_{max} を次式より求める。

$$k_{max} = \max. \left(\frac{T'_{Rmax,1}}{v_1}, \frac{T'_{Rmax,2}}{v_2}, \dots, \frac{T'_{Rmax,m}}{v_m} \right) \quad (2.30)$$

よって、式(2.6)の右辺第2項を $k_{\max} \cdot v_i$ とすることで、機構が発生可能な任意方向への回転力にたいする i 番目のワイヤの最大張力 $T_{R\max,i}$ は次式で示される。

$$T_{R\max,i} = T'_{R\max,i} + k_{\max} \cdot v_i \quad (2.31)$$

また、機構がある位置・姿勢において動作可能な任意方向へ並進力を発生する場合の各ワイヤの最大張力値 $T_{F\max,i}$ ($i=1 \sim m$) も以上の方法と同様に決定する。さらに、出力節が並進力と回転力を同時に発生する場合には、それぞれの発生力に対して以上の方法で最大張力 $T_{F\max,i}$, $T_{R\max,i}$ を求め、これらの和を i 番目のワイヤの最大張力とする。

2.5.3.3 解析法の有効性

式(2.29)では、 T'_i と k が同一方向の力 F に対して決定されており、いずれかのワイヤの張力は下限値である零となる。これに対し式(2.31)では、 k_{\max} は任意方向の力 F に対して求めた各ワイヤの最大張力 $T'_{R\max,i}$ の中で最も大きな値のものが圧縮方向に作用すると想定して決定したものであり、式(2.31)の k_{\max} と $T'_{R\max,i}$ は必ずしも同一方向の F に対する値ではない。そのため、式(2.31)より求められる $T_{R\max,i}$ は実際の張力下限値より大きくなることがある。これらの差が大きすぎる場合、前節の評価法は張力の抑制を目的とした平行ワイヤ駆動機構の設計には不適である。そこで本節では図 2.8 の平行ワイヤ駆動機構に関して、式(2.29)と式(2.31)より得られた張力を比較するとともに、計算時間についても検討し上記方法の有効性を確認する。

計算の対象とした機構は図 2.8 に示した平行ワイヤ駆動機構であり、各ワイヤの取り付け位置は表 2.1 に示すとおりである。

本条件下で変化させた機構の各姿勢において、動作可能な任意方向に 1Nmm の回転力を発生させるために必要な各ワイヤの最大張力 $T_{R\max,i}$ ($i=1 \sim 4$) の推定値を式(2.31)から求め、さらに、それぞれの姿勢で得られた $T_{R\max,1} \sim T_{R\max,4}$ の中で最大の値を $T_{R\max}$ とする。また、同時に機構の各姿勢において出力節に作用する回転

力の方向を変化させて式(2.29)より全てのワイヤ張力を求め比較し、それぞれの姿勢における最大値 T_{Rmax}^0 を解析値として求める。なお、回転力の方向は図2.10に示すように φ, θ で表し、 φ は $0^\circ \leq \varphi \leq 180$ の範囲で1度ずつ、 θ は $0^\circ \leq \theta \leq 360^\circ$ の範囲で1度ずつ変化させる。

表2.1 ワイヤ取り付け位置

i	$J_{B,i}(X_{B,i}, Y_{B,i}, Z_{B,i})$	$J_{P,i}(x_{P,i}, y_{P,i}, z_{P,i})$
1	(300,300,0)	(0,260,0)
2	(-300,300,0)	(0,260,0)
3	(-300,-300,0)	(0,-100,0)
4	(300,-300,0)	(0,-100,0)

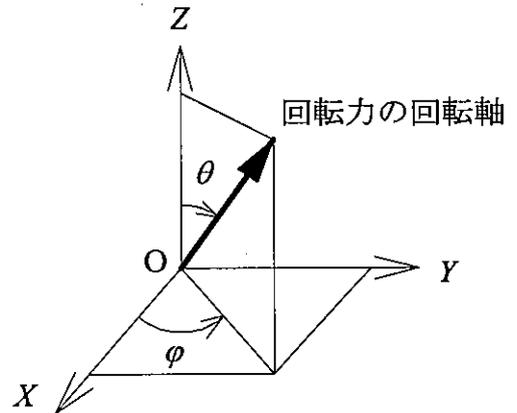


図2.10 機構に発生させる回転力の向き

機構の姿勢を、 β, γ を零とし α を ± 30 度の範囲で10度ずつ、また、 α, γ は零とし、 β を ± 30 度の範囲で10度ずつ変化させ、式(2.31)より得たワイヤの最大張力の推定値 T_{Rmax} を図2.11および図2.12に■で、また式(2.29)より得たワイヤ張力の解析値 T_{Rmax}^0 を同図に○で示す。

図2.11および図2.12より、提案した式(2.31)に基づくワイヤの最大張力の推定値は式(2.29)による解析値の1.1～1.3倍となっており、全体的に差の小さい良好な結果となっている。なお、他の機構に対しても寸法を変えて、いくつか比較をおこなってみたが、いずれも同様の結果が得られた。すなわち本手法により得られる結果は機構の設計、駆動系の選択などに有効であるといえる。

次に、以上の結果を得るために必要な計算時間を比較する。上記の結果はパーソナルコンピュータ(Pentium IV 3GHz)上でMicrosoft Visual Basicを用いて計算をおこなった。式(2.29)に基づき張力を得るために要した時間は約20秒であり、式(2.31)による推定では1ms以下であった。したがって、本推定法は短時間でワイヤの最大張力を求めることができ、機構の設計に非常に有用である。

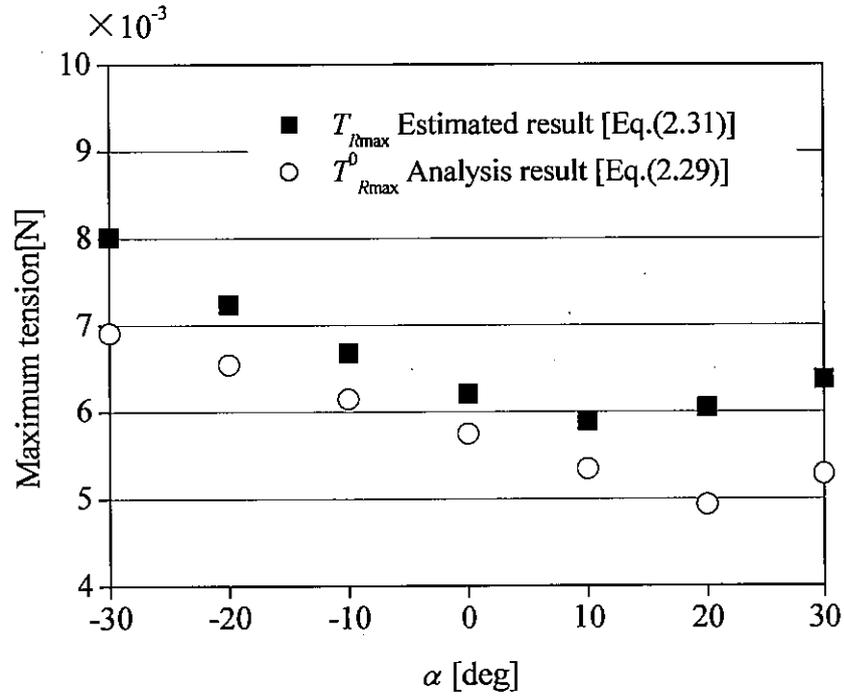


図 2.11 最大張力比較結果($\beta, \gamma = 0^\circ$)

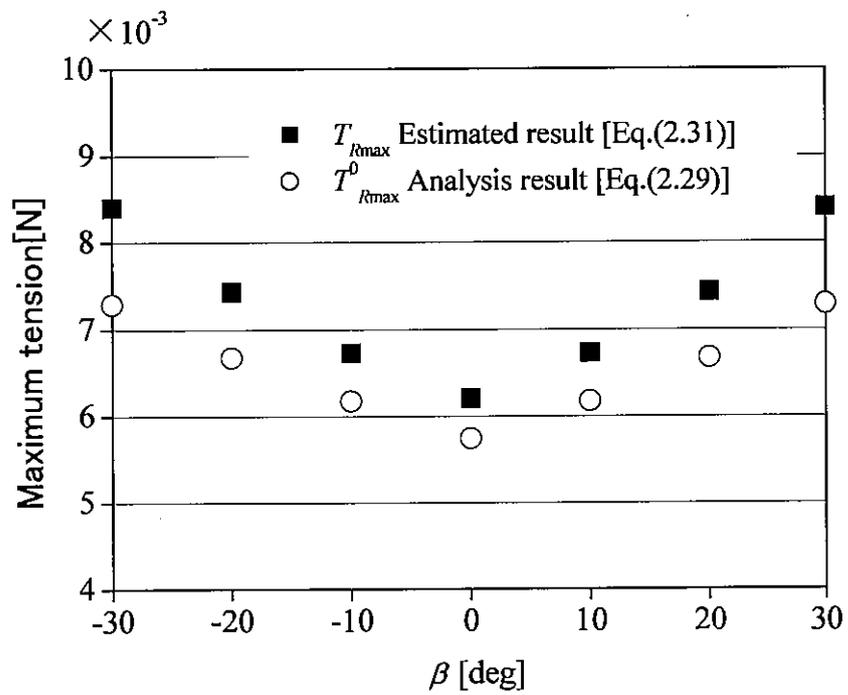


図 2.12 最大張力比較結果($\alpha, \gamma = 0^\circ$)

2.6 結言

本章では、上体の構造および自由度について述べ、人体動作の補助・測定装置の機構を平行ワイヤ駆動機構をとすることを提案した。また、機構の構成を説明した。さらに、平行ワイヤ駆動機構における基本的な力学関係およびワイヤに発生する張力の解析法について説明し、その有用性について検討した。

第3章 上体動作支援装置

3.1 緒言

本章では, 本研究で提案する上体の動作補助を目的とした上体動作支援装置の説明をおこなう. まず装置の可動範囲および装着者のパラメータを決定する. ワイヤ張力が小さくなるように機構の設計およびアクチュエータを選定し, 支援装置を製作する. さらに, 製作した支援装置の動作実験をおこない, その有効性について検討する.

3.2 機構の動作範囲

装置の設計のためにはまず機構の動作範囲を決定する必要がある. そこで本装置が, 机上での作業の動作補助を目的とした椅子取り付け型の装置であることから, 机上作業を行うために必要な上体の可動範囲から機構の動作範囲を決定する.

そこで, 身長が約170cmである標準的な成人男子3人を対象として, 机上作業を行うために必要な上体の可動範囲を測定した. ここでは, 幅および高さがそれぞれ1000mm, 700mmの机と, 座面の高さが450mm, 幅が500mmの椅子で作業を行うことを想定し, 必要となる上体のおおよその可動範囲を測定した. その結果, 机上作業に必要な上体の可動範囲は表3.1のようになった.

表 3.1 机上作業での上体可動範囲

	可動範囲
前屈	20°
後屈	10°
回旋 右	20°
回旋 左	20°
側屈 右	20°
側屈 左	20°

したがって、上体動作支援装置の動作範囲は装着者前方をY軸正方向として、 α を-20度から10度、 β, γ ともに ± 20 度の範囲とする。なお、 α, β, γ はそれぞれ前後屈、側屈、回旋に相当する。

3.3 上体動作支援装置の設計

3.3.1 人体寸法と重心位置

上体動作支援装置は人間の寸法に合わせて設計を行う必要がある。今後、本装置を用いた実験では成人男性を被験者とすることを考えている。そこで装置装着部は成人男性に合わせて寸法を決定する。文献⁽¹²⁾にて調査した設計に必要な成人男性の各部寸法を表3.2に示す。

表3.2 成人男性の各部寸法

部分	寸法(mm)
座位肩峰高	593.5
座位肩甲骨下角高	456.9
胸部厚径	211.8
胸部横径	288.7

また、ワイヤ張力の評価やアクチュエータ容量の決定を行う際には、上体の質量および重心位置を求める必要がある。しかし、実際の上体の質量や重心位置を実験により測定することは困難である。そこで文献⁽¹³⁾に記述されている人体各部の質量比と質量中心比より、上体質量および上体重心位置を導出することにする。各部の質量比と質量中心比は表3.3のようになる。また、導出した上体質量比および重心位置比を図3.1に示す。なお表3.3の質量比は各部の体重に対する比率であり、質量中心比は部分長に対する中枢端(上端)側からの距離比を表している。また、各部の長軸が一直線に固定されているものとして重心位置比を求めた。

表3.3 上体各部の質量比および質量中心比

部分	質量比(%)	質量中心比(%)
頭部	6.9	82.1
上胴	30.2	42.8
上腕	2.7	52.9
前腕	1.6	41.5
手	0.6	89.1

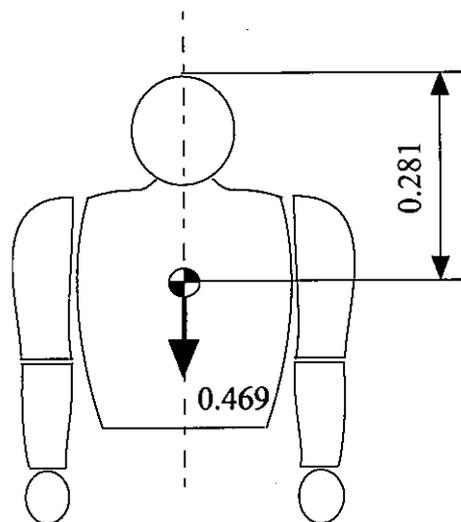


図3.1 上体質量比および重心位置比

図3.1に示すように、体重に対する上体質量比は0.469であり、身長に対する上体の重心位置比は頭頂部より0.281の位置となった。また、躯幹厚に対する重心位置は、男子胸部厚径平均値211.8mmの中心位置とする。

3.3.2 設計変数

機構を設計するにあたり、張力に影響を及ぼすと考えられるワイヤ配置位置の設計変数を $a \sim f$ と定義し、図3.2のように与える。なおベース上のワイヤ連結点位置は点Oに関して対称とする。出力節上の連結位置はY軸に関しては対称とし、X軸に関しては非対称とする。

支援装置は椅子に設置され人体に装着されるため、設計変数の値または範囲を、人体および椅子の寸法より決定する。ベースとワイヤの連結点であり、アクチュエータの座面上での設置位置を表す寸法 a および b は標準的な椅子の寸法より300mmとした。また、胸部に装着する出力節部分の寸法 d は、前述した成人男子を参考に260mmとした。その他の変数は上体動作支援装置を装着し椅子に座った状態を想定して決定され、表3.4に示すような範囲とした。これらの範囲でワイヤ張力が抑制されるように各変数の値を決定する。

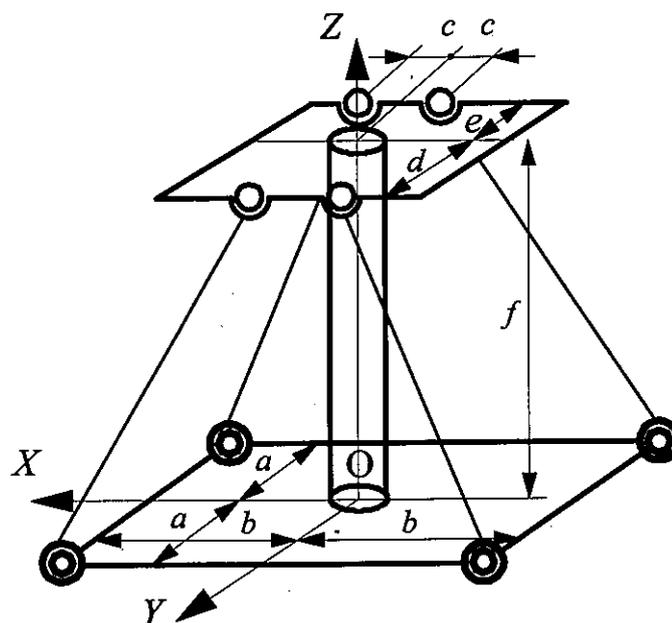


図3.2 上体動作支援装置の設計変数

表 3.4 設計変数の範囲

a [mm]	b [mm]	c [mm]	d [mm]	e [mm]	f [mm]
300	300	0~50	260	0~100	200~300

3.3.3 設計変数の決定

2.5.3節で提案したワイヤ張力推定法を用いて設計変数 c , e , f の値について検討する。 c を0~50mmの範囲で10mmずつ、 e を0~100mmの範囲で2mmずつ、 f を200~300mmの範囲で2mmずつ変化させた、 c , e , f の全て組み合わせを対象としてワイヤ張力を比較する。すなわち、以上の各寸法でワイヤを配置したそれぞれの機構において出力節の姿勢を表す α を-20度から10度、 β および γ をいずれも ± 20 度の範囲でそれぞれ1度ずつ変化させた全ての組み合わせについて、任意方向に1Nmmの単位回転力を発生する場合の最大張力の推定値 T_{Rmax} を提案した方法で求めた。得られた結果を図3.3~3.5に示す。、図中の横軸を c の値を、縦軸を e の値として T_{Rmax} を等高分布図で表した。なお、図3.3、図3.4および図3.5はそれぞれ f が200mm, 250mm, 300mmでの結果である。ただし、 T_{Rmax} が0.045N以上となる領域および可動範囲外となる領域は白塗りで示した。可動範囲は式(2.8)で示す \hat{W} の逆行列で判定し、逆行列が存在しない場合、Vector Clodureの条件が満たされないため可動範囲外とした。

図3.3~3.5より、評価をおこなった範囲内では f および e の値の増加と共に、また、 c の減少とともに最大張力 T_{Rmax} が減少することが分かる。そこで、前節で設定した設計変数の範囲において c は最も小さい値である零、 e および f はそれぞれ最も大きな値である100mmおよび300mmとする。

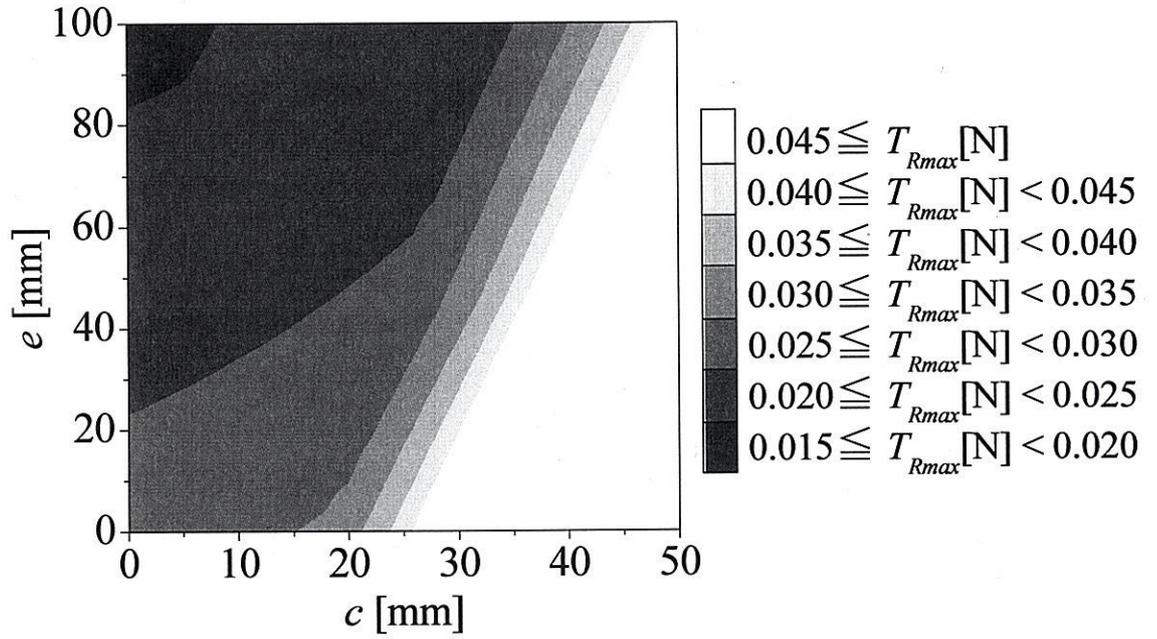


図 3.3 最大張力の推定結果($f=200$)

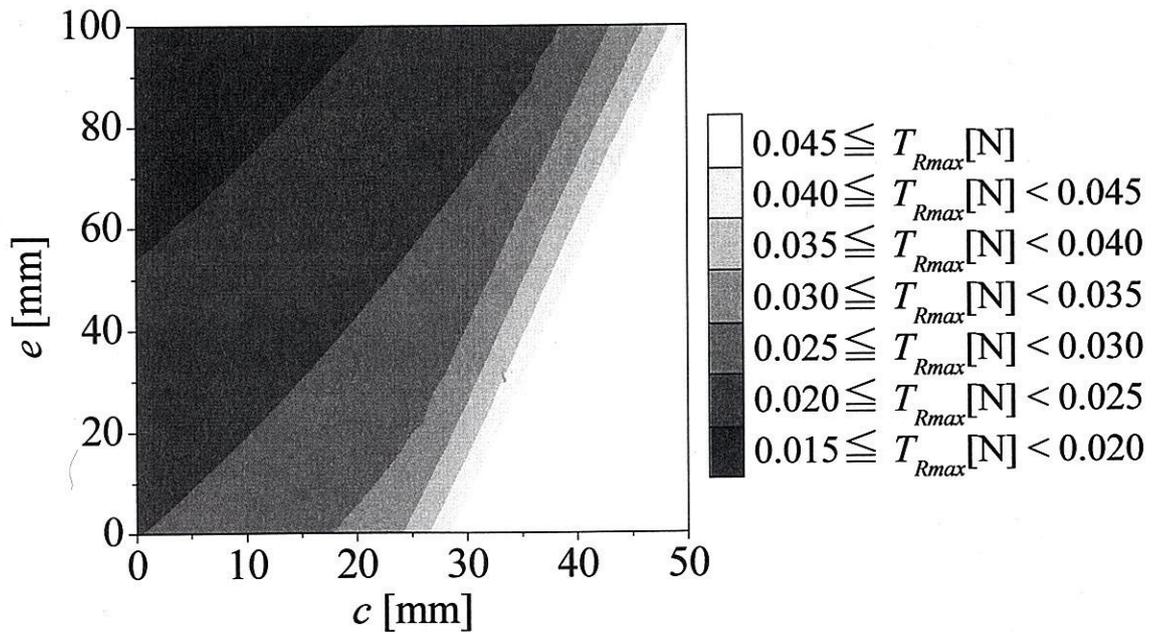


図 3.4 最大張力の推定結果($f=250$)

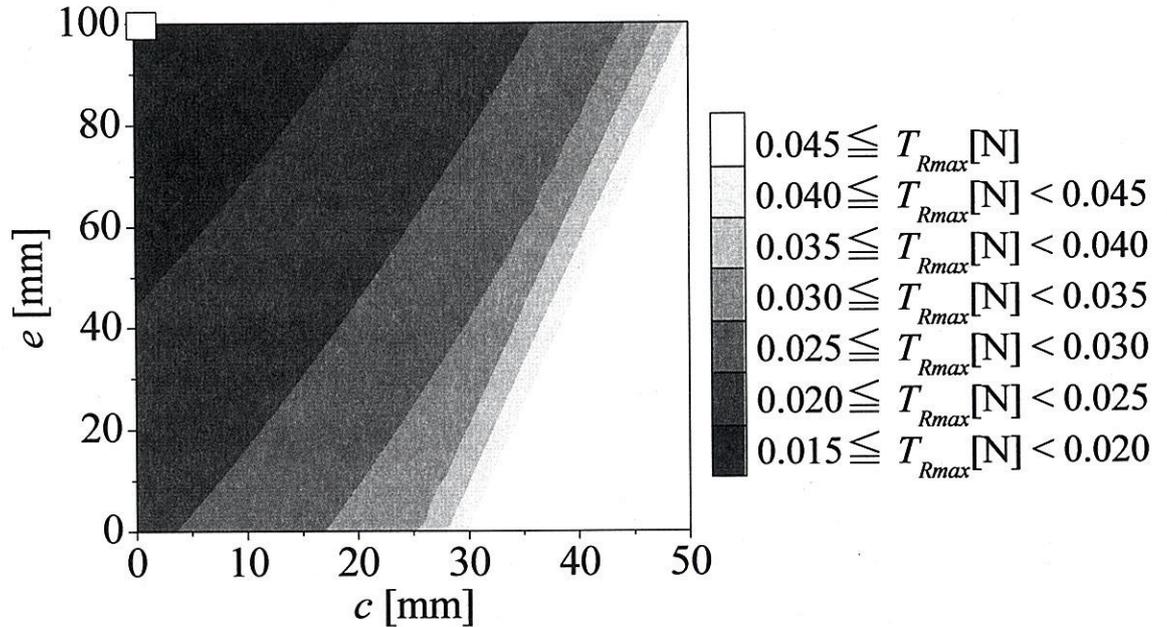


図 3.5 最大張力の推定結果($f=300$)

以上の寸法において1Nmmの回転力を出力するために必要な最大張力は図3.5の□で示した箇所であり、約0.0165Nであった。本装置では上体動作支援時に要する回転力を被験者の上体寸法、体重等から約 $52.6 \times 10^3 \text{Nmm}$ とした。したがって以上の結果から必要な最大張力は約868Nと推定される。

3.4 装置の製作

以上の設計に基づき上体動作支援装置の製作をおこなった。上体動作支援装置の全体図を図3.6に、装置を人体に装着した様子を図3.7に示す。なお図3.7のように、支援装置の初期状態を背筋を伸ばした状態すなわち機構の姿勢で表現すれば、 $\alpha, \beta, \gamma = 0^\circ$ とした。また、製作した支援装置の主な構成部については以下にまとめらる。

(1) 駆動部

アクチュエータは、力学的解析により得た支援装置に必要なトルクを満たし、かつ制御をリアルタイムで行えることからACサーボモータを選定した。ACサーボモータの寸法を図3.8に、仕様を表3.5に示す。また、駆動部の全体図を図3.9に示す。なお、図3.9はワイヤ1, 3部分の駆動部の全体図である。ワイヤ2, 4部分の駆動部は前述の駆動部の対称型であるため省略した。駆動部は小型化を目指すためにウォームギア・ウォームホイールを2つ用いてトルクを補った。ウォームギア・ホイールの減速比はそれぞれ1/20および1/15であり、アクチュエータトルクを300倍としている。一方で回転速度が1/300となるが、本研究で製作する装置は動作補助が目的であり高速な動作を必要としないため、動作速度に関しては特に問題ないと考えらる。

(2) ベース部

本装置は車椅子などに取り付けることを考えているため、ベース部は人体が座位姿勢において違和感の無い広さとし、フレームを組み立てて製作した。

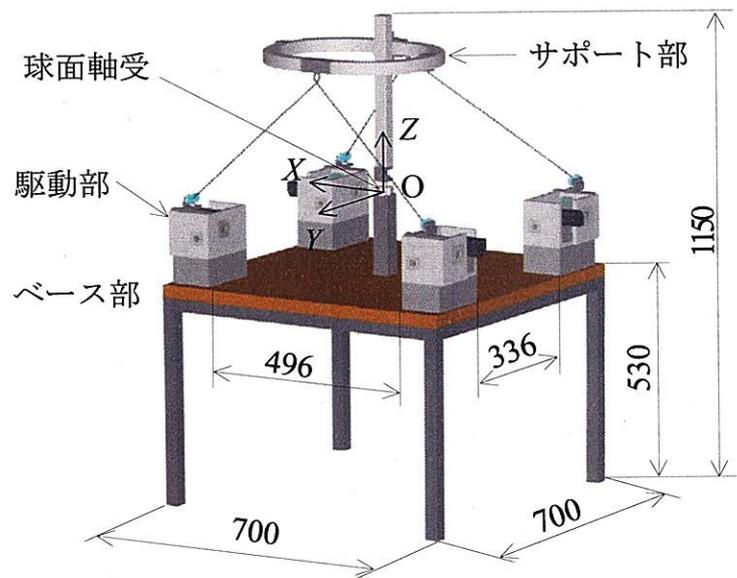


図 3.6 上体動作支援装置概略図

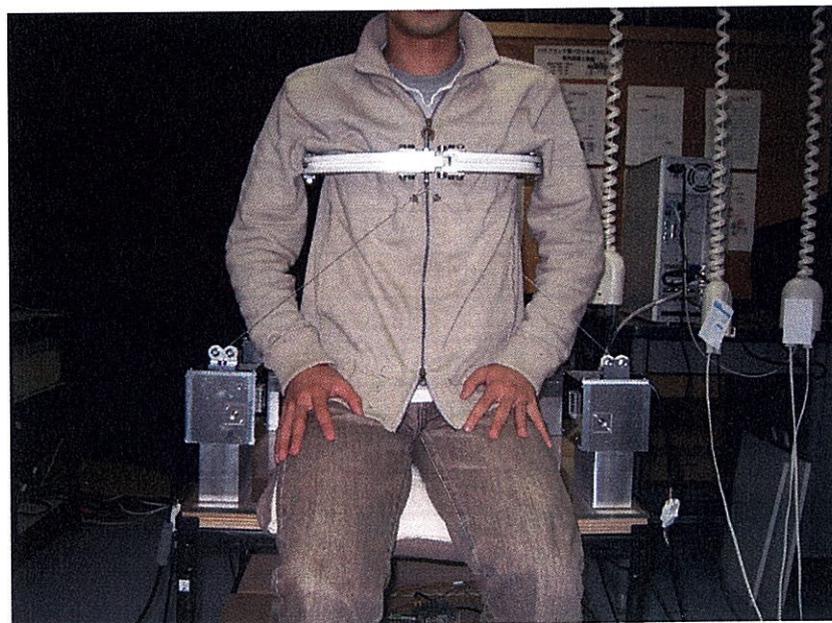


図 3.7 上体動作支援装置装着図

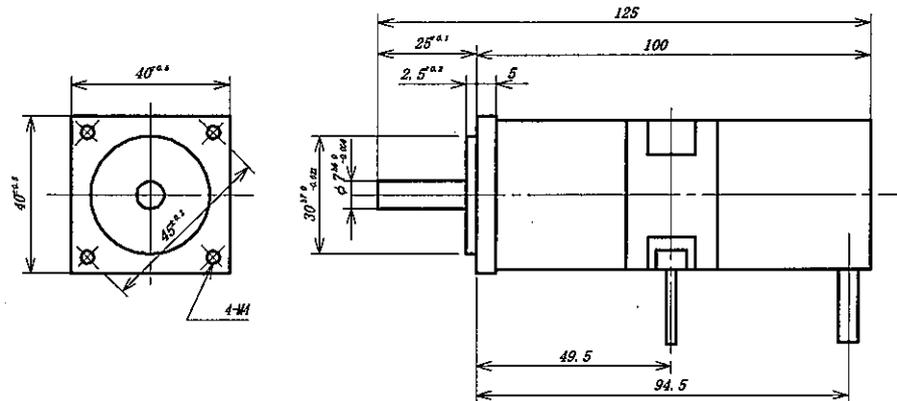
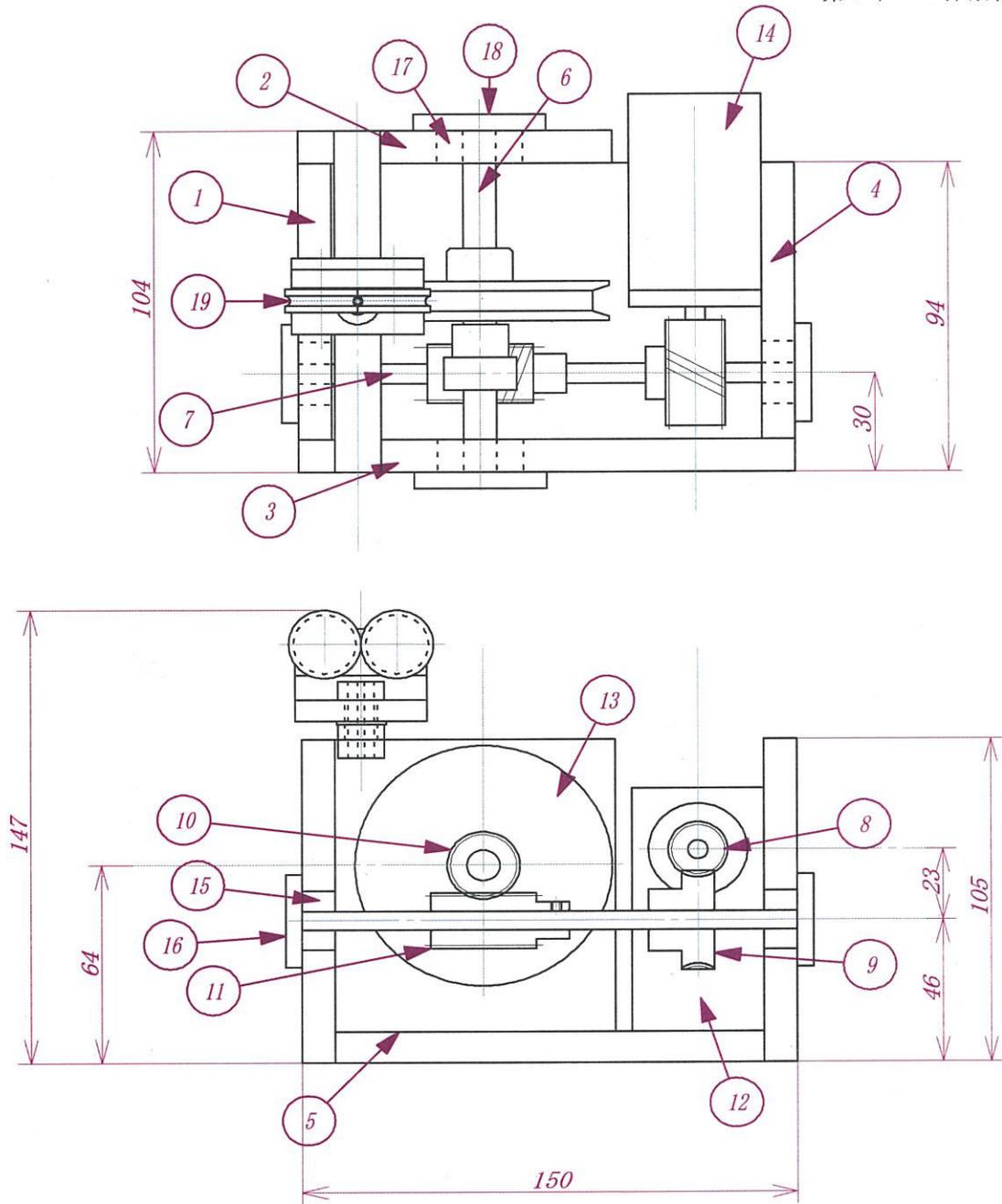


図 3.8 ACサーボモータ寸法

表 3.5 ACサーボモータ仕様

仕様	値
定格出力[W]	30
定格トルク[Nm]	0.637
瞬時最大トルク[Nm]	1.91
定格電流[Ams]	3.0
瞬時最大電流[Ams]	9.0
定格回転速度[/min]	3000
最高回転速度[/min]	5000
トルク定数[Nm/Ams]	0.234

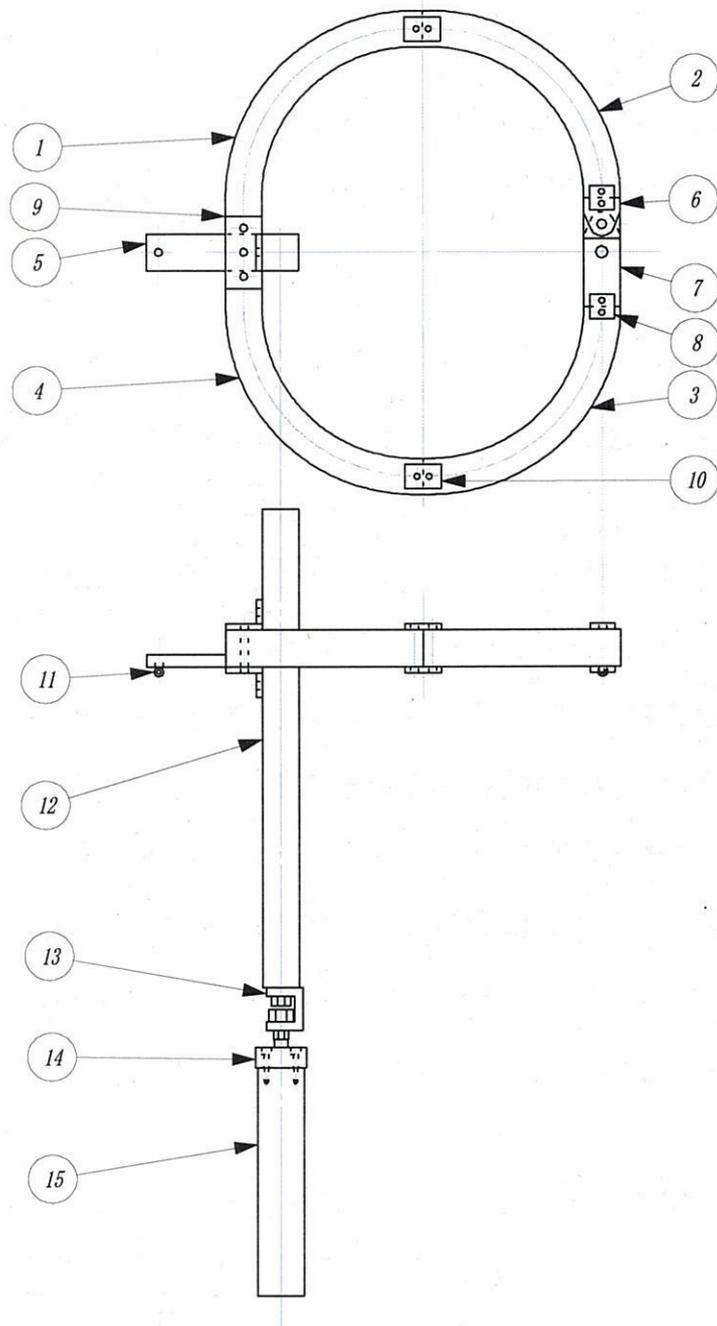


- | | | | |
|-------------|-------------|-----------|-----------|
| ①アルミ板 1 | ②アルミ板 2 | ③アルミ板 3 | ④アルミ板 4 |
| ⑤アルミ板 5 | ⑥軸 1 | ⑦軸 2 | ⑧ウォームギア 1 |
| ⑨ウォームホイール 1 | ⑩ウォームホイール 2 | ⑪ウォームギア 2 | |
| ⑫L字鋼 | ⑬プーリ | ⑭モータ | ⑮軸受 1 |
| ⑯軸押さえ板 1 | ⑰軸受 2 | ⑱軸押さえ板 2 | ⑲ワイヤガイド |

図 3.9 駆動部全体図

(3) サポート部

サポート部の全体図を図3.10にしめす。出力節とベース部を連結する支柱の回転部分には球面3自由度軸受を用いてある。人体の胸部を支サポートする部分はアルミフレームを用いて軽量化を図った。また、サポート部の装着を容易にするために、サポート部の前部フレーム(サポート部2)が開閉可能となっている。さらに、胸部および背部と接触するアルミフレームには緩衝材を設け、人体への負担を軽減している。



- | | | | |
|----------|----------|----------|----------|
| ①サポート部 1 | ②サポート部 2 | ③サポート部 3 | ④サポート部 4 |
| ⑤背部固定部 | ⑥胸部固定部 1 | ⑦胸部固定部 2 | ⑧胸部接続部 1 |
| ⑨胸部接続部 2 | ⑩胸部接続部 3 | ⑪胸部固定部 4 | |
| ⑫支柱 | ⑬支柱接続部 | ⑭球面軸受 | ⑮座面接続部 |

図 3.10 胸部支持部全体図

3.5 制御方法

支援装置のサポート部は4本のワイヤの長さを駆動部によって変化させることで姿勢の制御をおこなう。ワイヤ長さの変化量 Δl_i は、姿勢変化前のワイヤ長を l_i 、変化後の各ワイヤ長を l'_i として次式のように表される

$$\Delta l_i = l'_i - l_i \quad (3.1)$$

$$= \sqrt{(x'_{p,i} - x_{B,i})^2 + (y'_{p,i} - y_{B,i})^2 + (z'_{p,i} - z_{B,i})^2} - \sqrt{(x_{p,i} - x_{B,i})^2 + (y_{p,i} - y_{B,i})^2 + (z_{p,i} - z_{B,i})^2} \quad (3.2)$$

また、ワイヤパラレル機構の制御では、ワイヤを正確に巻き取ることは安全な補助システムを実現するためには不可欠である。そこで、ワイヤを巻き取る方法として、直線補間動作制御を行なうこととした。直線補間動作とは、4軸分の移動距離(パルス数)の中で、最も移動距離の長い軸を主軸とし、残りの3軸(従軸)は各軸の移動距離に応じて、主軸の移動距離との比例分配により速度を決定する方法である。同動作を行えば、移動途中の経路でも正確な動作を行なうことができ、各軸は同時に回転をスタートし、同時に回転を終了することができる。

また、主軸と従軸の速度関係に関して、従属速度は次式のようなになる。式中の P_s は従軸速度、 P_m は主軸速度、 D_s は任意の従軸のパルス数、 D_m は主軸のパルス数を表している。

$$P_s = \frac{P_m \times D_s}{D_m} \quad (3.3)$$

本研究では上述で与えられた各ワイヤの巻き取り長さを計算し、その長さをパルス数として与え、同動作によって支援システムを制御する。

3.6 上体動作支援装置動作実験

3.6.1 動作精度実験

まず製作した上体動作支援装置の機構としての動作精度を確認するため、動作精度実験をおこなう。実験装置の概略を図3.11に示す。支援装置を被験者に装着させずに装置のみで動作させ、その運動を測定する。測定は支援装置に設定した基準点を2台のカメラで撮影しておこなう。基準点は図3.12に示すように、球面軸受とサポート部背面のワイヤ連結点とした。2台のカメラで撮影された画像を解析することで各基準点の位置を測定し、測定結果から球面軸受に対するワイヤ連結点の相対位置座標をもとめる。なお、測定に使用した運動解析装置の分解能は約2mmである。実験から求めた相対位置座標と、計算によって求めた理論値との比較する。

装置の姿勢を図3.12に示す固定座標系の X , Y , Z 軸周りの順の回転各変位 α , β , γ で先と同じく表し、 γ は零度で固定、 α は $-20 \sim 10$ 度、 β は $-20 \sim 20$ 度の範囲でそれぞれを10度ずつ変化させ、測定点位置を記録した。実験結果を図3.13に示す。図3.13(b)~(d)はそれぞれ図3.13(a)を XY 平面、 XZ 平面、 YZ 平面方向から見たものである。

結果より、装置の位置決めには多少の誤差は見られ、その平均値は約17mmであった。また、姿勢の変化量の増加に伴って誤差も大きくなることが分かった。誤差の原因として、今回は考慮していないワイヤの伸縮や、ワイヤを送るプーリ部など運動伝達部の変形、3次元運動解析装置の測定誤差などが考えられる。ただし、全体的には上体の動作を支援するための運動は十分実現できている。

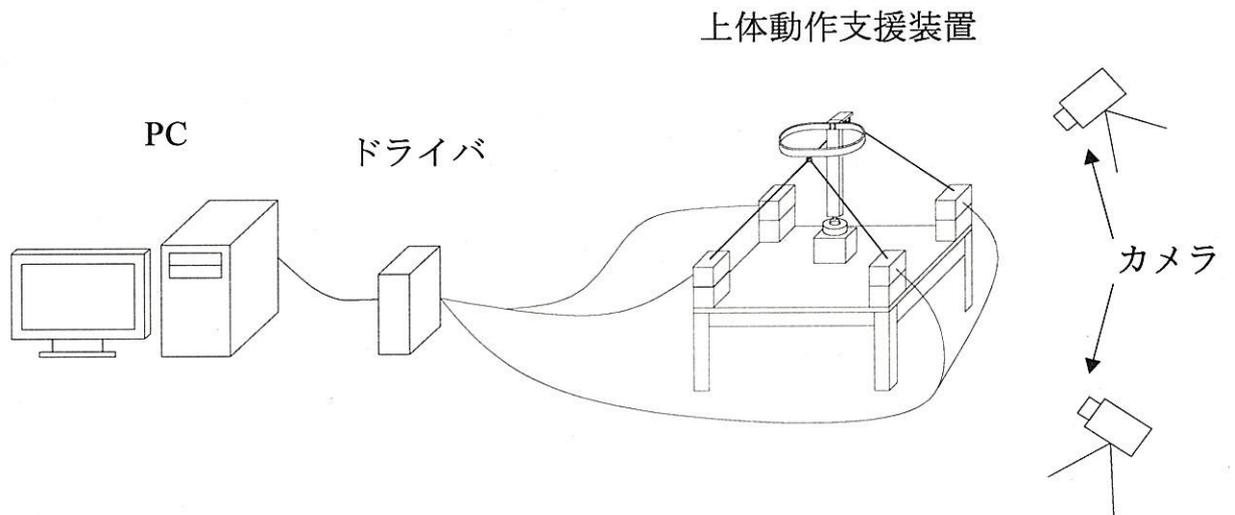


図 3.11 実験装置概略

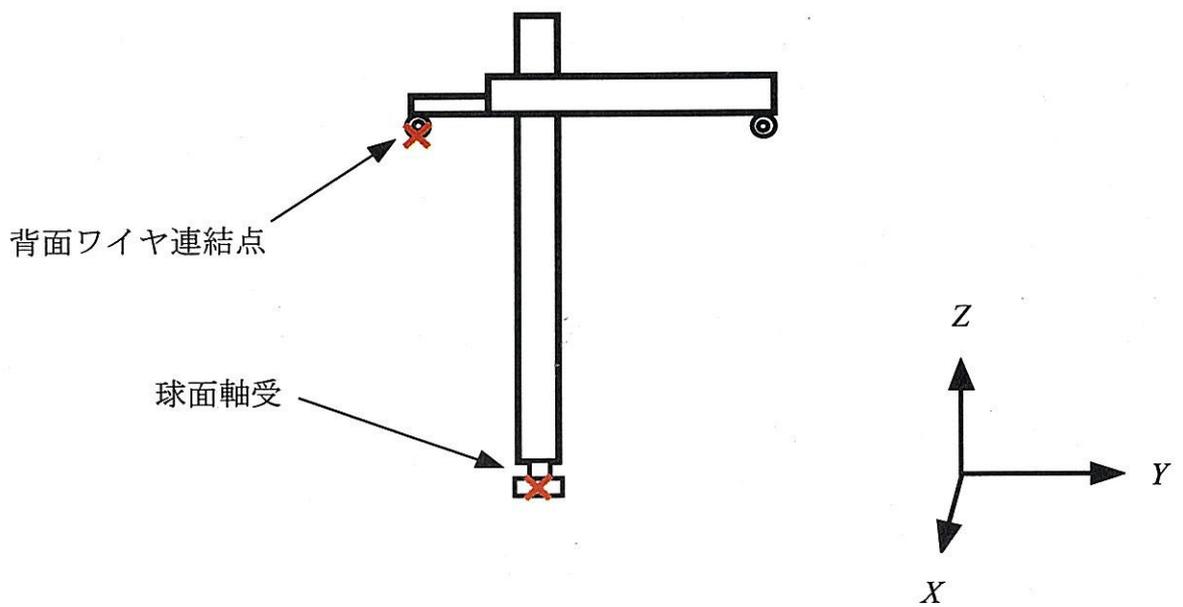
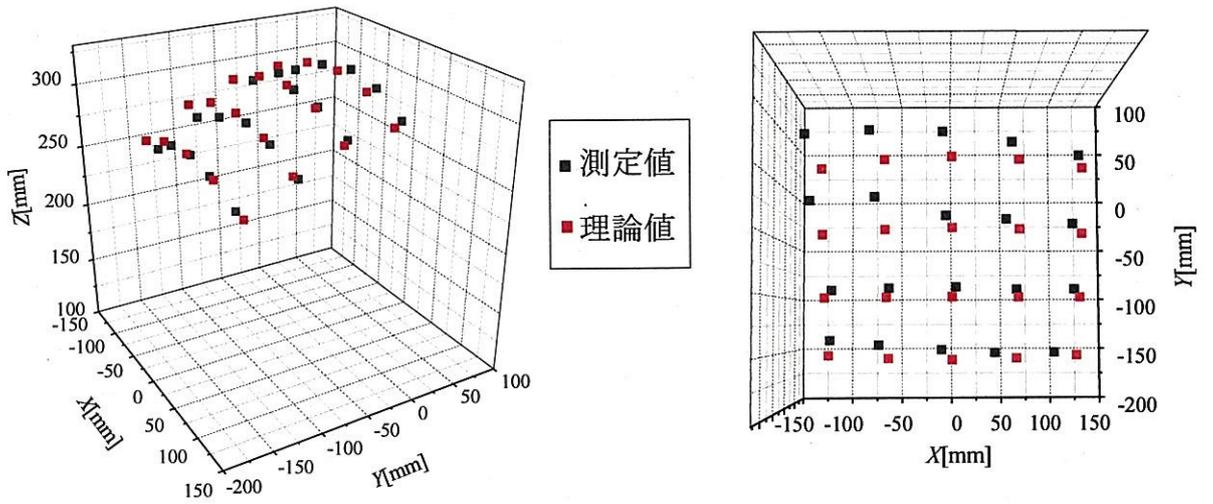
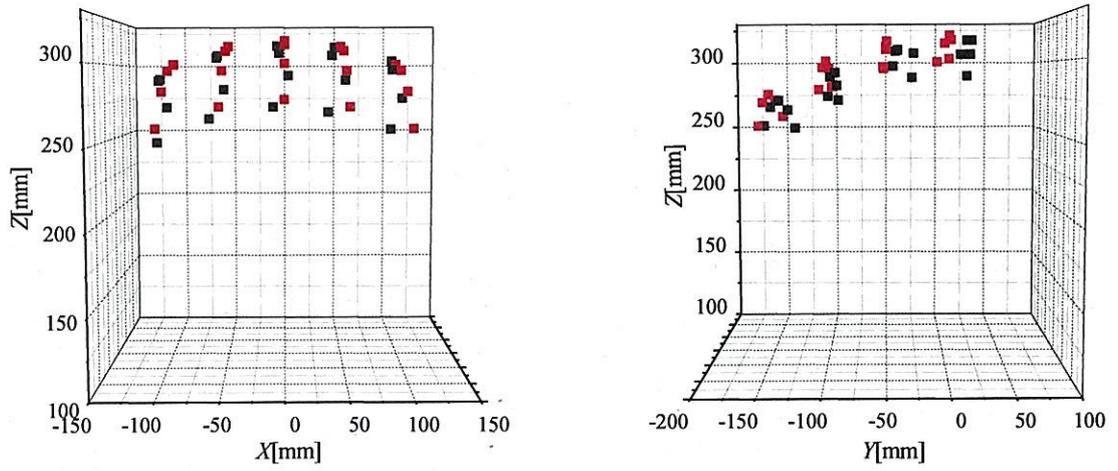


図 3.12 基準点位置



(a)各軸に対する測定値と理論値

(b) $X-Y$ 平面



(c) $X-Z$ 平面

(d) $Y-Z$ 平面

図 3.13 動作精度実験結果

3.6.2 上体動作実験

本節では、上体動作支援装置を被験者に装着して動作させ、上体が指示通り動作しているかを確認する。

上体の姿勢を測定するために、図3.14、図3.15に示すように被験者の上体の前面および側面に測定点を約100mm間隔で4つ設けた。動作後の上体の様子をカメラで撮影し、画像解析から測定点の変位を求める。なお、側屈時には前面の測定点を、前後屈時には側面の測定点の変位を記録するものとし、上体に対して測定点と同方向に撮影用カメラを配置した。支援装置の動作は、前後屈動作として α 回転を-20度から10度まで、側屈動作として β 回転を-20度から零度まで5度ずつ角度を変化させ、測定をおこなった。実験結果をそれぞれ図3.16に示す。なお、比較のために支援装置の姿勢の指定値を図中に実線で示した。

結果より、 β 回転(側屈)に関しては、装着者の上体は指定値に近い姿勢をとる良好な結果を得ることができた。最下部の測定点がやや横方向へ移動しているが、これは重心の移動によって体全体が傾いたことが原因であると考えられる。

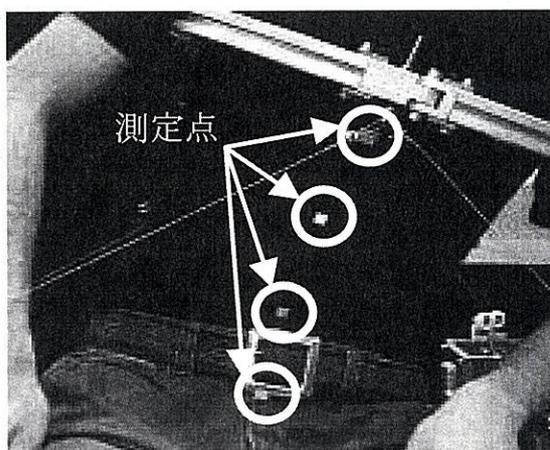


図 3.14 正面部測定点

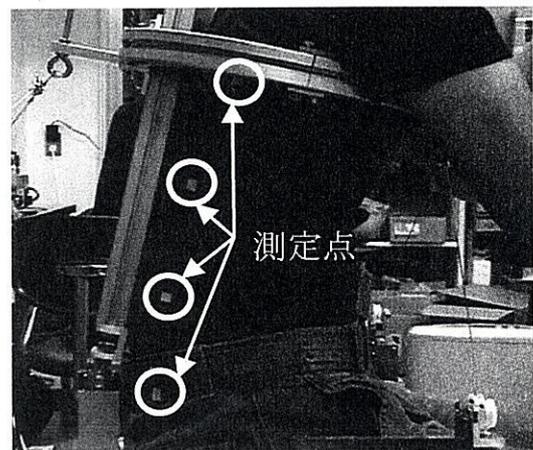
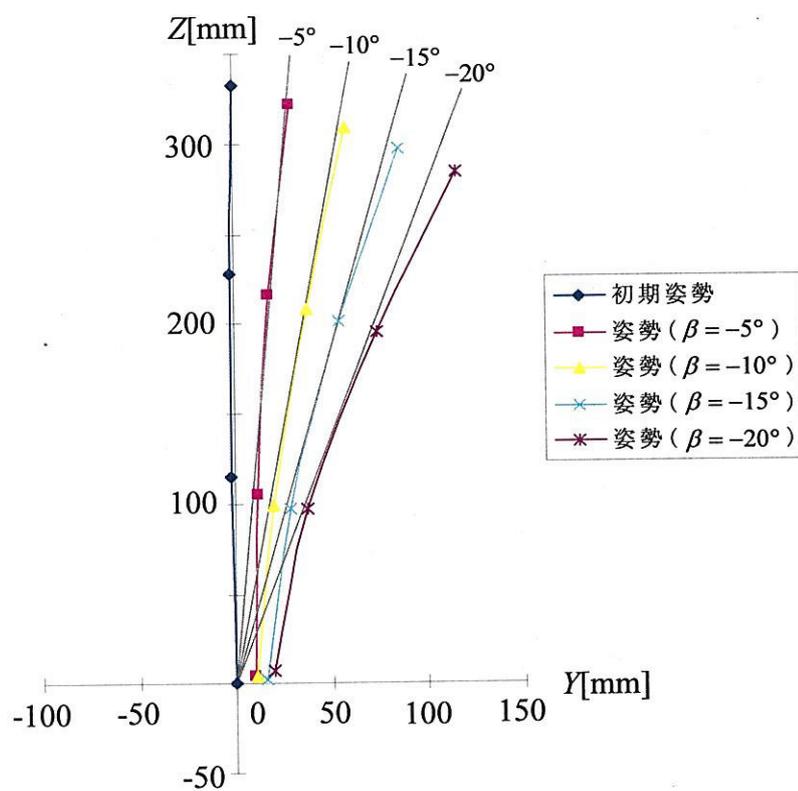
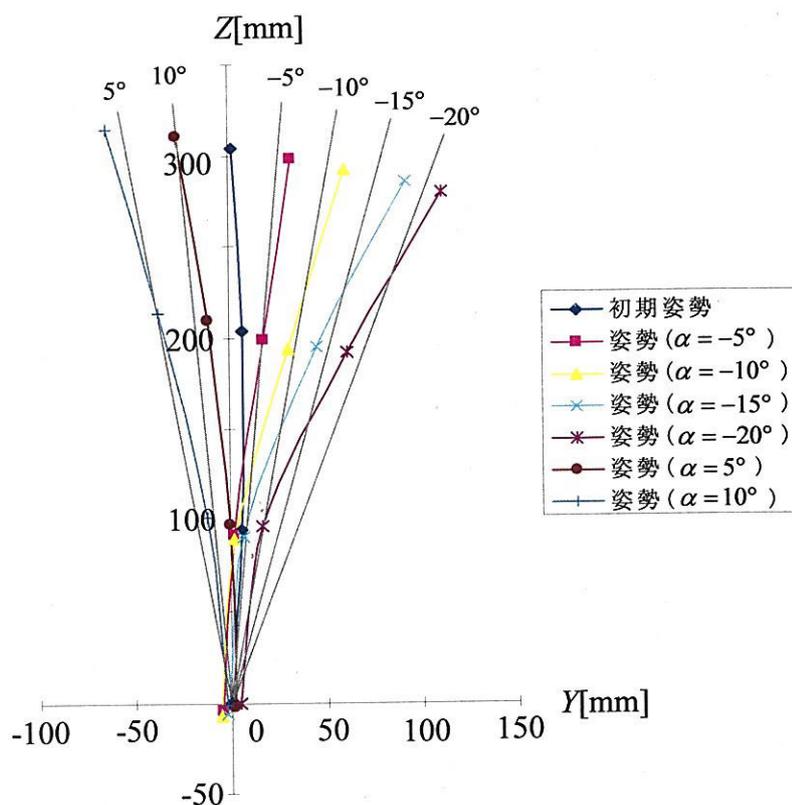


図 3.15 側面部測定点



(a) 側屈動作(β 回転)



(b) 前後屈動作(α 回転)

図 3.16 上体動作測定結果

また、 α 回転(前後屈)に関しては、上体を反らす動作および角度変化の小さい前屈(-5度～10度)では良好な結果を得ることが出来た。一方で、角度変化の大きい前屈(-5度～-20度)では上体姿勢と指定値の誤差はやや大きくなっている。これは指定値が前述の範囲では上体の姿勢変化はほぼ腰部の運動に依存しており、サポート部に近い運動を行うが、後述の範囲では姿勢変化は脊椎の屈曲の影響が大きいことが原因であると思われる。しかし、本装置の使用目的である上体動作の支援は十分行えていると言える。

3.7 結言

本章では、ワイヤ張力が小さくなるよう上体動作支援装置の設計をおこない、実際に装置の製作をおこなった。また、製作した上体動作支援装置の動作精度実験および上体動作実験をおこない、本装置の有効性について示した。

第4章 結論

本研究で得られた結論を以下に示す。

- (1) 人体に装着することで上体の姿勢の保持および運動を補助し、健常者と同等の上肢による机上作業を可能とする上体動作支援装置を3自由度ワイヤパラレルメカニズムを用いて提案した。
- (2) 冗長駆動機構であるワイヤパラレルメカニズムが発生可能な任意方向の力に対し必要となる最大張力を評価する方法を提案し、同方法がワイヤ張力を精度よく推定可能であることを示した。
- (3) 上体の自由度および寸法を考慮し、提案したワイヤ張力の解析法を用いてアクチュエータの容量が小さくなるように上体動作支援装置を設計し、製作を行った。
- (4) 製作した上体動作支援装置を非装着状態で動作精度実験をおこない、精度の高い動作が可能であることを確認した。また、人体装着状態でも動作実験をおこない、上体が指示通りに動作していることを確認し、本装置が上体動作の補助に有効であることを示した。

以上の結果に基づき、今後は装置の操作用機器を開発するとともに、動作補助時における人体への作用力などを測定し、本装置による補助効果を検討する。

参考文献

- (1)木口量夫：外骨格型ロボットによる人間動作補助の研究(第1報，肘運動補助用1自由度ロボットにおけるファジィ制御)，日本機械学会論文集C，Vol.67，No.661(2001)，pp.157-164
- (2)石井純夫：四肢障害者のための食事支援ロボット，日本ロボット学会誌，Vol.16，No.3(1998)，pp.306-308
- (3)本間敬子：パラレルメカニズムを用いた上肢動作補助機構，日本ロボット学会誌，Vol.15，No.1(1997)，pp.90-96
- (4)木野仁：ワイヤ駆動方式を利用したウェアラブルロボットシステムの開発，福岡工業大学エレクトロニクス研究所所報，第19巻(2002)
- (5)森園哲也：パラレルワイヤ駆動システムによるヴァーチャルテニスの試み，日本ロボット学会誌，Vol.15，No.1(1997)，pp.153-161
- (6)木野仁：シリアルリンク機構/パラレルワイヤ駆動システムによる力覚呈示装置の開発，日本バーチャルリアリティ学会論文誌，Vol.7，No.1(2002)
- (7)堀川悦夫：高齢者の易転倒性の評価-重心動揺と自覚症状との関連-，東北大医短部紀要，Vol.8(2)(1999)，pp.183-190
- (8)嘉数侑昇：バイオメカニクス 生体力学の原理と応用，エヌ・ティー・エス，2001
- (9)鈴木隆雄：日本人のからだ 健康・身体データ集，朝倉書店，1996
- (10)川村貞夫：パラレルワイヤ駆動システムにおけるワイヤ座標系制御法，日本ロボット学会誌，Vol.16，No.4(1998)，pp.546-552
- (11)立矢宏：マニピレータの駆動特性評価法，日本機械学会論文集C，Vol.67，No.663(2001)，pp.3554-3560
- (12)生命工学工業技術研究所編：設計のための人体寸法データ集，人間生活工学研究センター
- (13)阿江通良：日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定，バイオメカニズム，Vol.11，(1993)，pp.23-33

謝 辞

本研究を遂行するにあたり, 下記の方々の協力を得た. 記して深く謝意を表します.

(卒業生・修了生)

佐野 巖根 氏 (平成 18 年度博士前期課程修了)

奥野 公輔 氏 (平成 19 年度博士前期課程修了)

荒井 優樹 氏 (平成 19 年度工学部機能機械工学科卒業)

(教職員)

宮崎 祐介 助 教

吉田 博一 技術職員

(外部機関)

金沢赤十字病院 リハビリテーション科