

博 士 論 文

パラレルワイヤ駆動機構を用いた 人体動作測定および補助装置

金沢大学大学院自然科学研究科

機械科学専攻

学 籍 番 号 1624032002

氏 名 内島 大作

主任指導教員 立矢 宏 教 授

提 出 年 月 平成31年1月

パラレルワイヤ駆動機構を用いた 人体動作測定および補助装置

【目次】

第1章 緒論	
1.1 研究の背景	-1-
1.2 パラレルワイヤ駆動機構を用いた転倒実験装置	-1-
1.2.1 研究の背景と目的	-1-
1.2.2 従来の研究	-2-
1.3 パラレルワイヤ駆動機構を用いた転倒実験装置	-3-
1.3.1 研究の背景と目的	-3-
1.3.2 従来の研究	-4-
1.4 本論文の構成	-5-
第2章 パラレルワイヤ駆動機構について	
2.1 緒言	-8-
2.2 パラレルワイヤ駆動機構	-8-
2.2.1 機構の特徴	-8-
2.2.2 Vector Closure の条件	-9-
2.2.3 力学関係	-10-
2.2.4 固有値解析を用いた張力解析法	-11-
2.2.4.1 外力に対する評価	-11-
2.2.4.2 内力に対する評価	-13-
2.3 結言	-14-
第3章 立位バランス能力測定装置	
3.1 緒言	-15-
3.2 立位バランス能力測定装置の概要	-15-
3.3 機構部の設計・制御	-16-
3.3.1 機構の特徴	-16-
3.3.2 パラレルワイヤ駆動機構の運動学解析	-17-
3.3.3 機構寸法の決定	-19-
3.4 サポート部の製作	-21-
3.5 ワイヤ張力測定部の製作	-23-

3.6	フォースプレートの設計・製作	-24-
3.7	結言	-26-
第4章 転倒限界での足圧中心位置の測定		
4.1	緒言	-27-
4.2	転倒限界の測定実験	-27-
4.2.1	装置の装着方法	-27-
4.2.2	測定方法	-29-
4.2.3	転倒瞬間の判別	-31-
4.3	転倒限界の測定結果	-32-
4.3.1	両足支持での測定結果	-32-
4.3.2	片足支持での測定結果	-34-
4.3.3	片足支持での測定結果	-35-
4.4	測定結果の統計処理	-37-
4.4.1	平均値間の差の検定	-37-
4.4.2	青年群と中年群の比較	-37-
4.4.3	男性群と女性群の比較	-38-
4.5	結言	-39-
第5章 傾斜姿勢時の重心動揺		
5.1	緒言	-40-
5.2	傾斜姿勢時の重心動揺の測定実験	-40-
5.2.1	測定方法	-40-
5.2.2	測定中の視覚条件の設定	-41-
5.2.3	COP の目標位置の設定	-41-
5.2.3	重心動揺評価値の算出	-42-
5.3	統計処理の方法	-43-
5.3.1	分散分析	-43-
5.3.2	多重比較検定	-44-
5.4	重心動揺の測定結果	-44-
5.4.1	両足支持での測定結果	-44-
5.4.2	右片足支持での測定結果	-44-
5.4.3	男性群と女性群の比較	-49-
5.5	結言	-54-

第6章 ワイヤ駆動を用いたスキルアシスト装置

6.1 諸言	-55-
6.2 回転2自由度平行ワイヤ駆動機構の解析と設計	-55-
6.2.1 機構の構成	-55-
6.2.2 機構寸法の決定	-56-
6.2.3 運動学解析	-56-
6.2.4 動作範囲の解析	-57-
6.2.5 ワイヤ張力の解析	-60-
6.3 スキルアシストを用いた人体動作補助への応用	-61-
6.3.1 人とロボットの特長	-61-
6.3.2 平行ワイヤ駆動機構を用いたスキルアシスト	-62-
6.4 試作機の設計・製作	-63-
6.4.1 駆動部の概要	-63-
6.4.1.1 摩擦を利用したワイヤ巻き取り機構	-64-
6.4.1.2 定張力保持装置の概要	-65-
6.4.1.3 アクチュエータの概要	-68-
6.4.1.4 駆動部の製作	-70-
6.4.1.5 モータ出力回転軸とワイヤ間の摩擦力算出	-73-
6.4.2 回転2自由度自在継手の概要	-75-
6.4.3 出力部の概要	-76-
6.4.4 試作機の概要	-77-
6.5 計測・制御系	-78-
6.6 結言	-81-

第7章 試作機を用いたスキルアシスト制御

7.1 諸言	-83-
7.2 アシスト方法	-83-
7.2.1 連続軌跡道動作のアシスト方法	-83-
7.2.2 駆動ワイヤの決定方法	-84-
7.2.3 不連続軌跡道動作のアシスト方法	-85-
7.2.3.1 アシスト方法	-85-
7.2.3.2 鋭角における目標軌跡切り替え方法	-89-
7.3 アシスト例	-90-
7.3.2 円動作アシスト	-90-
7.3.2 楕円動作アシスト	-92-
7.3.3 四角形動作アシスト	-93-

7.4 結言	-94
第8章 試作機を用いたスキルアシスト実験	
8.1 諸言	-95-
8.2 実験方法および評価方法	-95-
8.3 実験結果および評価結果	-97-
8.3.1 直線動作アシスト実験	-97-
8.3.2 円動作アシスト実験	-101-
8.3.3 楕円動作アシスト実験	-103-
8.3.4 正方形動作アシスト実験	-106-
8.4 結言	-112-
第9章 結論	-114-
参考文献	-116-
付録 A	-120-
付録 B	-134-
付録 C	-140-
付録 D	-146-
付録 E	-151-
付録 F	-156-
謝辞	

【記号表】

本論文で使用する主な記号を以下に示す.

(1)第3章～第5章で使用する記号について

a	: パラレル機構ベース部の奥行き
A	: 直立姿勢時の支持基底面の面積
b	: パラレル機構ベース部の幅
c	: パラレル機構出力点の X 軸方向の幅
C_r	: 被験者の足長に対する踵からの距離の割合
d	: パラレル機構出力点の Y 軸正方向の奥行き
D	: 回転行列
df	: t 分布の自由度
df_a	: 分散分析における因子 A の変動(行間変動)の自由度
df_b	: 分散分析における因子 B の変動(列間変動)の自由度
df_e	: 分散分析における誤差変動の自由度
df_i	: 分散分析における全体変動の自由度
e	: パラレル機構出力点の Z 軸正方向の奥行き
$E^{i\alpha}$: X 軸周りの回転行列
$E^{i\beta}$: Y 軸周りの回転行列
$E^{i\gamma}$: Z 軸周りの回転行列
f	: パラレルワイヤ駆動機構出力対偶点の高さ
F	: 被験者の自重
F_a	: 分散分析における因子 A の分散比(行間の分散比)
F_b	: 分散分析における因子 B の分散比(列間の分散比)
F_x	: 被験者の自重の水平成分
F_y	: 被験者の自重の垂直成分
$J_{P,i}(x_{P,i}, y_{P,i}, z_{P,i})$: 動座標系上における出力節側のワイヤ連結点の座標
$J'_{P,i}(x'_{P,i}, y'_{P,i}, z'_{P,i})$: 姿勢変化後のワイヤと出力節との連結点の座標
$J_{B,i}(X_{B,i}, Y_{B,i}, Z_{B,i})$: 静止座標系上における入力節側のワイヤ連結点の座標
k	: 被験者数
l	: 被験者の足首から重心位置までの距離
l_m	: 重心動揺の測定条件数
Δl	: 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

L	: COP の総移動距離
L_b	: 被験者の足幅
L_f	: 被験者の足長
L_u	: 被験者の第 1 指 MP 関節から外果が最も外側に突き出している点までの距離
L_s	: 背中から肩峰点までの長さ
L_t	: 被験者の足先の位置の規定値
L_w	: 被験者の両足間の幅の規定値
M	: 足関節モーメント
\mathbf{M}	: 各軸周りのモーメントのベクトル表記
M_x	: X 軸周りに作用するモーメント
M_y	: Y 軸周りに作用するモーメント
M_z	: Z 軸周りに作用するモーメント
MS_a	: 分散分析における因子 A の平均変動(行間の平均変動)
MS_b	: 分散分析における因子 B の平均変動(列間の平均変動)
MS_e	: 分散分析における誤差の平均変動
MS_t	: 分散分析における全体の平均変動
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
$O_F-X_F Y_F Z_F$: フォースプレート上の座標系
$O_S-X_S Y_S Z_S$: 被験者の静止 COP 位置を中心とした座標系
p	: 確率
$P-x_p y_p z_p$: パラレルワイヤ駆動の出力節に設置された動座標系
P1	: 直立姿勢
P2	: C_r の目標値を 60%とした傾斜姿勢
P3	: C_r の目標値を 70%とした傾斜姿勢
P4	: 最大傾斜姿勢
S	: 重心動揺の外周面積
\bar{S}_1, \bar{S}_2	: t 検定における測定値の標準偏差
S_L	: サポート部のベルト長さ
S_l	: サポート部のベルト高さ
S_a	: サポート部のフレーム幅
S_A	: 外周面積を直立姿勢時の支持基底面の面積で除した値
SS_A	: 分散分析の因子 A の変動(行間変動)
SS_B	: 分散分析の因子 B の変動(列間変動)
SS_e	: 分散分析の誤差変動

SS_t	: 分散分析の全体変動
t	: t 分布表における t の値
t_0	: t 検定における統計量
T	: COP 可動域の面積
T_A	: COP 可動域の面積を支持基底面の面積で除した面積比
\mathbf{T}	: ワイヤ張力ベクトル
U^2	: 結合不偏分散
\mathbf{W}	: ワイヤ方向ベクトル
\bar{X}_1, \bar{X}_2	: t 検定における測定値の平均
X_{ij}	: 二元配置法における測定値
$\bar{X}_{.i}$: 分散分析における因子 A の水準の平均値
$\bar{X}_{.j}$: 分散分析における因子 B の水準の平均値
$\bar{X}_{..}$: 分散分析における全体の平均値
(x_i, y_i)	: $O_F-X_F Y_F$ 上における COP の座標
α	: 静止座標系 X 軸まわりの回轉變位
β	: 静止座標系 Y 軸まわりの回轉變位
γ	: 静止座標系 Z 軸まわりの回轉變位
θ	: 被験者の傾斜方向を示す角度
ϕ	: 被験者の傾斜角度を示す角度
ϕ_{\max}	: 被験者の最大傾斜角度

(2)第2章, 第6章~第8章で使用する記号について

a	: 試作機のベース部の径
a_e	: 楕円の長軸
b	: 試作機の出力部の径
b_e	: 楕円の短軸
c	: 試作機の原点 O から出力部までの高さ
d	: 試作機装置ベース部から原点 O までの高さ
dl_j	: 駆動ワイヤ j のワイヤ牽引量
dl_k	: 駆動ワイヤ k のワイヤ牽引量
d_m	: 出力点と目標軌跡との最短距離
dl	: ワイヤ牽引量
D	: 出力点の進行方向を示す指標
\mathbf{D}	: 回転行列
\mathbf{F}	: パラレルワイヤ駆動機構の発生力を成分とするベクトル
F_f	: モータ出力回転軸とワイヤとの摩擦力
\mathbf{F}_R	: \mathbf{F} の回転方向成分ベクトル
$\hat{\mathbf{F}}_R$: $\mathbf{P}_{Ri} \mathbf{F}_R$ を表す
\bar{F}_R	: \mathbf{F}_R の大きさ
F_{Ri}	: 各ワイヤの回転方向成分の発生力
\hat{F}_{Ri}	: $\hat{\mathbf{F}}_R$ の各要素
\mathbf{F}_T	: \mathbf{F} の並進方向成分ベクトル
F_{Ti}	: 各ワイヤの並進方向成分の発生力
G	: プーリとモータ出力回転軸の中心を結ぶ直線と2円の 共通接線の交点
h	: 各離散点の番号
H	: プーリとモータ出力回転軸の中心間距離
i	: 各ワイヤの番号
l	: プーリ中心と H までの距離
\mathbf{I}	: m 次の単位行列
j	: 駆動ワイヤ 1
k	: 駆動ワイヤ 2
\mathbf{k}	: 内力項における任意の m 次列ベクトル

K_p	: アクチュエータ駆動量の比例定数
k_{Rmax}	: 任意回転方向の力に対し決定される最大内力係数
l_i	: 姿勢変化前のワイヤ長
l_i'	: 姿勢変化後のワイヤ長
l_1	: 受動関節角 α_1, β_1 を用いて求めたワイヤ長
l_2	: 受動関節角 α_2, β_2 を用いて求めたワイヤ長
L	: 支柱長さ
L_f	: 被験者の肘から力点までの距離
m	: パラレルワイヤ駆動機構のワイヤ本数
n	: 自由度
O-xyz	: 動座標系
O-XYZ	: 静止座標系
p_i	: 各ワイヤ方向を表す単位ベクトル
p_i'	: 相対座標系での姿勢変化後のワイヤの方向を示す単位ベクトル
p_{Ti}	: p_i より機構が発生可能な並進方向成分を抜き出したベクトル
P_1	: 各受動関節角が α_1, β_1 のときの出力点位置
P_1'	: P_1 を XY 平面に投影した出力点位置
P_2	: 目標点位置
P_2'	: XY 平面に投影した目標点位置
P_{dh}	: 離散点位置
P_{dh}'	: XY 平面に投影した離散点位置
P_{Ri}	: X_{Ri} を列の成分とする行列
q	: 回転方向の自由度
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
r_{Bi}	: 絶対座標系での各ベース部対偶点までの位置ベクトル
r'_{Bi}	: 相対座標系での姿勢変化後の各ベース部対偶点までの位置ベクトル
r_{BXi}	: r_{Bi} の X 座標値
r'_{BXi}	: r'_{Bi} の X 座標値
r_{BYi}	: r_{Bi} の Y 座標値
r'_{BYi}	: r'_{Bi} の Y 座標値
r_{BZi}	: r_{Bi} の Z 座標値
r'_{BZi}	: r'_{Bi} の Z 座標値
r_{Pi}	: 絶対座標系での各出力部対偶点までの位置ベクトル

\mathbf{r}'_{Pi}	: 相対座標系での姿勢変化後の各出力部対偶点までの位置ベクトル
r_{PXi}	: \mathbf{r}_{Pi} の X 座標値
r'_{PXi}	: \mathbf{r}'_{Pi} の X 座標値
r_{PYi}	: \mathbf{r}_{Pi} の Y 座標値
r'_{PYi}	: \mathbf{r}'_{Pi} の Y 座標値
r_{PZi}	: \mathbf{r}_{Pi} の Z 座標値
r'_{PZi}	: \mathbf{r}'_{Pi} の Z 座標値
R	: モータ出力回転軸の半径
R_1	: プーリ溝部を表す円の半径
R_2	: モータ出力回転軸を表す円の半径
$R_X(\alpha)$: X 軸周りの回転行列
$R_Y(\beta)$: Y 軸周りの回転行列
$R_Z(\gamma)$: Z 軸周りの回転行列
s	: 直線の傾き
s_e	: $(d_m^2)'=0$ を満たす t の値
S_{Oi}	: ばらつきの評価値
S_{Pi}	: 出力部対偶点
t	: 媒介変数
t_m	: $(d_m^2)'=0$ を満たす t の値
t_p	: 目標軌跡上の垂線の足を表す t の値
\mathbf{T}	: ワイヤ張力ベクトル
\mathbf{T}'	: 外力項によるワイヤ張力ベクトル
T_c	: 出力軸からみて定張力保持機構側のワイヤの張力
T_f	: 肘関節最大発揮トルク測定実験時に紐にかかる張力
T_i	: パラレルワイヤ駆動機構の各ワイヤ張力
T_i'	: \mathbf{T}' の成分である各ワイヤ張力
T_{imax}	: パラレルワイヤ駆動機構の各ワイヤに発生する最大張力
T_p	: 出力部に働くワイヤ張力
\mathbf{T}_R'	: T_{Ri}' を成分とするベクトル
T_{Ri}'	: 出力節に発生する任意方向への回転力によりワイヤに生じる張力
T_{Rmax}	: $T_{Rmax,i}$ の最大張力値
$T'_{Rmax,i}$: 出力節に発生する任意方向への回転力によりワイヤに生じる張力の最大値

T_t	: 回転中心回りで出力部に発生するトルク
$T_{Tmax,i}^*$: 出力節に発生する任意方向への並進力によりワイヤに生じる張力の最大値
u_j	: 駆動ワイヤ j のアクチュエータ駆動量
u_k	: 駆動ワイヤ k のアクチュエータ駆動量
\mathbf{u}	: 駆動軸のアクチュエータ駆動量
\mathbf{v}	: 内力行列
v_i	: \mathbf{v} の i 番目の成分
\mathbf{w}_i	: パラレルワイヤ駆動機構のワイヤベクトル
\mathbf{W}	: 各ワイヤベクトルで構成されるワイヤ行列
\mathbf{W}^+	: ワイヤ行列の擬似逆行列
\mathbf{W}_R^+	: \mathbf{W}^+ の \mathbf{F}_R に乗じる成分のみ抽出した行列
\mathbf{W}_{Ri}^+	: i 番目の T_{Ri} 'に関連する行列 \mathbf{W}_R^+ の要素を抜き出した行ベクトル
x_1	: プーリの中心の x 座標
x_2	: モータ出力回転軸の中心の x 座標
X_0	: XY 平面上における任意の点の X 座標
X_{Bi}	: ベース部対偶点の X 座標値
X_{Eh}	: 離散点位置の X 座標値
X_{Pi}	: 出力部対偶点の X 座標値
X_{Pi}^*	: 姿勢変化後の出力部対偶点の X 座標値
\mathbf{X}_{Ri}	: λ_{Ri} に対応する固有ベクトル
y_1	: プーリの中心の y 座標
y_2	: モータ出力回転軸の中心の y 座標
Y_0	: XY 平面上における任意の点の Y 座標
Y_{Bi}	: ベース部対偶点の Y 座標値
Y_{Eh}	: 離散点位置の Y 座標値
Y_{Pi}	: 出力部対偶点の Y 座標値
Y_{Pi}^*	: 姿勢変化後の出力部対偶点の Y 座標値
Z_{Bi}	: ベース部対偶点の Z 座標値
Z_{Eh}	: 離散点位置の Z 座標値
Z_{Pi}	: 出力部対偶点の Z 座標値
Z_{Pi}^*	: 姿勢変化後の出力部対偶点の Z 座標値
α	: 静止座標系 X 軸回りの回転変位
α_1	: 出力点が偏差を生じながら変位したときの X 軸回りの

回轉變位

α_2	: X 軸回りの目標回轉變位
β	: 静止座標系 Y 軸回りの回轉變位
β_1	: 出力点が偏差を生じながら変位したときの Y 軸回りの回轉變位
β_2	: Y 軸回りの目標回轉變位
γ	: 静止座標系 Z 軸回りの回轉變位
Δl_i	: ワイヤ並進変位
$\Delta \theta_e$: 出力点位置と最短距離にある目標軌跡上の点における目標回轉變位とエンコーダによって計測した出力点における回轉變位との差
θ	: ワイヤの角度
θ_1	: プーリとモータ出力回転軸の中心間を結ぶ直線と x 軸のなす角
θ_2	: プーリとモータ出力回転軸の中心を結ぶ直線と 2 円の共通接線のなす角
θ_i	: 出力点と離散点を結ぶ直線とがなす角
θ_r	: 隣り合う離散点の位置ベクトルのなす角
θ_s	: 目標軌跡(直線)が X 軸となす角
θ_w	: ワイヤ巻き付け角
λ_{Ri}	: $(\mathbf{W}_{Ri}^+)^T \mathbf{W}_{Ri}^+$ の固有値
λ_R	: λ_{Ri} を対角要素とする対角行列
μ	: 摩擦係数
φ	: 出力部と XY 平面とがなす角
φ_a	: 目標軌跡とその後の線分とのなす角
φ_b	: 目標軌跡とその前の線分とのなす角

第1章 緒論

1.1 研究の背景と目的

近年、人が行っていた作業をロボットで代替することで、生産性の向上や人の労働環境の改善が行われてきた。一方で、ロボットなどの発生力を人の作業補助に利用したパワーアシストによる重量物運搬や介護補助装置が多く開発されている。⁽¹⁻⁶⁾ さらに障害や後遺症により失われた身体機能の一部をロボットが代替することを目的とした装置の開発^(7,8)やリハビリテーションの支援を目的とした装置も開発⁽⁹⁻¹¹⁾されている。これらの装置は、筋力や身体剛性のアシストおよび身体能力の測定を行うことで、人とロボットの新たな関係を築いている。

本研究では、軽量かつ安全な人体装着型の人体動作測定、および補助装置装置の開発を目的とし、その手段として、パラレルワイヤ駆動機構を用いた装置およびその制御手法を提案する。パラレルワイヤ駆動機構はアクチュエータによりワイヤの長さを調節することで出力部の位置・姿勢を制御可能な機構である。パラレルメカニズムの剛体リンクの代わりにワイヤを使用するため、可動部が線状化され、出力節を可動させる際のリンク自体の質量が無視できる。すなわち、可動部の小型・軽量化が可能であり、かつ柔軟性を有することから、人体への装着に適している^(12,13)。また、万一システムが暴走した場合においても、シリアルメカニズムや剛体リンクを用いたパラレルメカニズムと比較して安全性が高いことも挙げられる。

本研究では安全面及び制御面から従来手法では困難とされる転倒実験装置とスキルアシスト装置について、パラレルワイヤ駆動機構を用いた装置を開発し、パラレルワイヤ駆動機構を用いた人体装着型装置の有用性を確認する。

1.2 パラレルワイヤ駆動機構を用いた転倒実験装置

1.2.1 研究の背景と目的

転倒は日常的に発生する偶発的な事故であるが、高齢者は健常者よりも転倒の頻度が高い。また、高齢者の転倒は骨折などの大怪我から寝たきりにつながりやすい。そのため、高齢者の転倒予防のためのトレーニングなどが行われており、そのための指標とするためにも易転倒性の評価方法の確立が重要視されている。

現在の易転倒性の評価方法においては、直立姿勢時における重心動揺の測定によるバランス維持能力の評価⁽¹⁴⁾が主である。このような転倒評価の実験においては、被験者を転倒させ負傷させる事態を引き起こすことは絶対に避けな

ればならない。そのため、実際の転倒における挙動を測定し評価する方法は確立されていない。

このことから、実際の転倒挙動を測定し評価する方法の確立が必要である。また、安全な転倒実験の測定および定量評価のため、被験者の動作を規定し、転倒時の被験者の姿勢や荷重の測定が可能であり、なおかつ転倒時に安全に被験者を支持する実験装置が必要となる。

パラレルワイヤ駆動機構はワイヤで出力節を駆動するため可動部の小型・軽量化が可能であり、かつ、柔軟性を有することから、身体になじみやすく体に装着する機構に適する。同機構を転倒に対する身体能力の測定時に身体に装着し、機構で身体を保持すれば、転倒後の被験者の安全が確保できるとともに、ワイヤの長さや張力などを測定することで、転倒時の被験者の姿勢や作用する負荷を測定・評価することが期待できる。

著者らは先に、パラレルワイヤ駆動機構を用いた座位における転倒実験装置を開発し⁽¹⁵⁾、同装置による転倒実験から被験者の安全を確保した状態で転倒実験が可能であること、被験者間および座位姿勢の変化で転倒挙動に違いが見られることを確認した。このことから、パラレルワイヤ駆動機構を用いた装置は転倒挙動の測定に対し有用であることを示した。

そこで立位におけるパラレルワイヤ駆動機構を用いた転倒実験装置を提案し、同装置を用いた転倒に対する立位バランス能力の測定について検討し、提案する装置の有用性を確認する。

1.2.2 従来の研究

転倒回避能力の評価については、多くの研究で検討されている。一般的な転倒評価方法としては、ヒトのバランス能力と転倒を深く結びつけ、バランス能力の評価より転倒に対する能力を評価する方法が提案されている。ここで、バランス能力は一般的にフォースプレート(重心動揺計)を用いて評価され、同計測器により、静的姿勢および動的姿勢における一定時間内の足圧中心の総移動距離、足圧中心の変化の軌跡が描く図形の外周面積を計測し、その大小より易転倒性の評価を実施している。また、重心動揺計による評価方法について検証する研究⁽¹⁶⁾も行われている。

転倒評価の研究として、堀川らは高齢者の易転倒性の評価⁽¹⁷⁾を、今本らは高齢者の身体的転倒リスクの評価⁽¹⁸⁾を実施し、静的立位姿勢に着目した転倒評価方法を検討した。また、高倉ら⁽¹⁹⁾や猪飼ら⁽²⁰⁾や泉ら⁽²¹⁾は傾斜台や振動台の上での重心動揺の変化を測定し、動的な立位姿勢に着目した転倒評価方法を検討した。また、座位においても、西村らは足組み座位姿勢でのバランス能力を⁽²²⁾⁽²³⁾⁽²⁴⁾、川手らは座位上体動作時におけるバランス能力の評価方法を提案している。ま

た姿勢制御を行うため転倒に影響すると考えられる下肢筋力が着目され、足関節モーメントのトルクや足指把持力の測定による下肢筋力測定による転倒評価⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾も行われている。

しかし、いずれの方法も被験者の安定した姿勢保持状態における足圧中心のみを転倒評価の対象とし、転倒瞬間および転倒リスクの高い状態で得られる同データに着目した転倒評価は数少ない。これは、同実験を安全に実施可能な装置が数少ないためである。同様の理由で、転倒リスクの高い状態における被験者の挙動測定も困難となっている。

提案する機構では、被験者の動作を規定し、転倒時に安全に被験者を支持する装置を目的とするため、転倒リスクが高い状態における人体動作測定が可能である。

1.3 パラレルワイヤ駆動機構を用いたスキルアシスト装置

1.3.1 研究の背景と目的

人の動作補助において、力の補助は必ずしも必要ではなく、手先の位置、姿勢、移動軌跡を補助することが重要な場合が多い。例えば、作業の動作教示やリハビリテーションでは、補助者の支援のもと人が自ら試行錯誤的に動作そのものを学習したり、施術士の補助のもと患者自身の意思で積極的に四肢などを動かしたりする必要がある。このとき補助者は、作業者の身体部を安定して保持しながら、その動作を阻害しないように行うことが多い。つまりこれらには、他者や外部からの能動的な力の補助ではなく、本人が主体的に動作し、それに協調した動作の補助を外部から行うことで、四肢を中心とした位置や姿勢決めの精度向上を行う支援が重要である。ここでは、そのような支援をスキルアシストと定義する。

このように同アシストは動作の学習が重要でありながら、現在のところ補助者が不可欠である。しかし、近年進んでいる高齢化や人口減少のため、患者一人あたりに充てられる理学療法士（PT）や作業療法士（OT）が不足し、機能回復のためのリハビリテーションの補助を十分に受けられないことが問題となっている。

さらに、人は正しい動作、技術を習得するために正確な動作を試行錯誤し、自らの感覚にその動作をフィードバックし体得すが、自らの感覚で正しい動作を体得するには多大な時間を要し、他者からの教示をそのまま動作に活かすことも困難である。

以上より、作業者や患者だけで効率的に動作を学習できるスキルアシスト装置が望まれる。特に上肢は先端に手指を有するため、スポーツから日常生活動作において重要な役割を有し、作業教示やリハビリにおける必要性が高い。さ

らに、作業や患者の負担軽減のため、自宅での使用や持ち運び可能な装置が必要となる。

そこで本研究では、補助者に代わって前腕動作のスキルアシストを可能とする、軽量の人体装着型装置の開発し、第 1 節で述べたパラレルワイヤ駆動機構を用いた装置およびその制御手法を提案する。提案する機構では、パラレルワイヤ駆動機構に加え、定荷重ばねを用いたワイヤを牽引する駆動装置を有する。同装置が非駆動状態では、定荷重ばねによりワイヤ張力を必要最低限に保ちながら、外力によりワイヤの引き出し、巻き取りが受動的に行われる。また、駆動状態ではワイヤを強制的に巻き取ることで出力部の位置・姿勢を制御可能とする。同ワイヤ駆動装置を有することで、機構へ人が変位を入力でき、さらに出力節回転中心で同変位を測定して制御的な張力調整なしに出力点を目標軌跡まで制御する。

本論文では、まず、前腕に装着することを目的とし、定荷重ばねを有する回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構および動作補助手法を提案する。

さらに同機構の試作機を製作し、基礎的な実験を行ってスキルアシスト装置としての有用性を確認する。

1.3.2 従来の研究

従来から人の動作補助を目的とした装置として、出力部に対して人が操作を行う機構形式と、人体の一部を出力部として制御する装着式の機構が提案されている。

前者の装置として、鴻巣らの提案する、剛体リンクを用いた並進 3 自由度の機構形式⁽²⁷⁾がある。同装置はインピーダンス制御を用い、自動車組立ラインにおけるモジュール搭載作業時に、水平方向動作の慣性負荷に対する操作性の補助を行う。大型部品の姿勢を拘束する必要があるため、剛体リンクを用いたオーバーハング構造を用いることで高剛性を実現している。しかし、機体重量および設置空間が大きく、持ち運びや自宅での使用を目的としたリハビリ装置への応用は困難である。

また、より小型の装置として、描画作業時のスキルアシストを目的とし、2 自由度平面 7 節平行クランク形機構を用いたロボットアーム⁽²⁸⁾が立矢らにより提案されている。同装置は受動関節を用いることで人の操作を機構へ入力でき、人と協調しながら軌跡の補助を行う。剛体リンクを用いることで高精度な動作が可能である一方で、操作者は出力点のみを把持するため、十分な人体保持ができない。また、装着式に応用する場合でも、リンクと身体の干渉の問題により操作者の動作を阻害してしまう。

さらに、Yanlin らの提案する、トルク出力モータを用いてワイヤを牽引する 6

自由度パラレルワイヤ駆動機構⁽²⁹⁾がある。同装置は、上下左右に固定されたモータから引き出された 8 本のワイヤで球状の把持部を支持する構造である。把持部を任意方向へ変位させることでバーチャル環境に表示された物体の操作が可能であり、インピーダンス制御によって同動作を補助する。しかし、出力点をインピーダンス制御するとともに、ワイヤ張力も同時に調整しなければならず、複雑な制御が必要である。

一方、後者の装置として、小林らの提案する、定荷重ばねを利用してワイヤを牽引することでインピーダンス制御を行ってスキルアシストを実現するパラレルワイヤ駆動機構⁽³⁰⁾がある。同機構は、定荷重ばねを利用したワイヤ牽引のほか、定荷重ばねと接続した直動動作する剛体リンクにより、自由度と同じワイヤ数でワイヤに張力を生じさせる構造である。それにより、通常自由度数に加え 1 本以上のワイヤが必要なパラレルワイヤ駆動機構に比べ構造が簡素となる。しかし、同構造では剛体リンクの定荷重ばねとワイヤ張力との釣り合いにより出力点位置が決定するため、摩擦などの損失が原因で位置決め精度が低い。また、機構構造が原因で、ワイヤを牽引することで力を生じさせる方向と、ワイヤを繰り出しながら剛体リンクの定荷重ばねのみで力を生じさせる方向があり、出力する力に大きな異方性を有することが懸念される。

また、Alamdari らの提案する、ロードセルによりワイヤ張力を、また慣性センサにより位置を測定しながら、インピーダンス制御を行って人の動作補助を行うパラレルワイヤ駆動機構⁽³¹⁾がある。同装置は下肢のリハビリを目的としており、矢状面方向へ下肢を動作させるために 4 つの、冠状面方向へ下肢を動作させるために 3 つのモータを用いている。機構は簡素であるが、出力点をインピーダンス制御するとともに、ワイヤ張力も同時に調整しなければならず、複雑な制御が必要である。

提案する機構では、自宅での患者のみによるリハビリが可能な装置を目的とするため、上記の機構と比較して軽量かつ簡素な装置を提案する。また、インピーダンス制御を用いず、定荷重ばねを利用したワイヤ牽引のみでの簡素な制御を行う。

1.4 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す。

第 1 章 緒論

本研究の背景、目的および従来の研究について説明する。また、本論文の構成について述べる。

第2章 パラレルワイヤ駆動機構

本研究で用いるパラレルワイヤ駆動機構について説明する。装置を構成しているパラレルワイヤ駆動機構の特徴について述べ、力学関係および張力解析法について説明する。

第3章 立位バランス能力測定装置

本研究で用いる立位バランス能力測定装置について説明する。本装置を構成しているパラレルワイヤ駆動機構を用いた機構部、サポート部、ワイヤ張力測定部、フォースプレートの特徴・設計・製作についてまとめ、製作した実験装置の仕様を紹介する。

第4章 転倒限界での足圧中心位置の測定

第3章で製作した装置を用いて、被験者の身体を装置の動きに追従させて傾斜させる実験を実施し、バランスを保つことができなくなる限界での足圧中心を測定した。その実験結果を被験者間で比較・考察し、提案する装置の有用性を検討する。

第5章 傾斜姿勢時の重心動揺

同装置を用いて、被験者の姿勢を傾斜させた状態で重心動揺測定を実施し、直立状態での結果と比較することで、その有用性を検討する。

第6章 ワイヤ駆動を利用したスキルアシスト装置

提案する回転2自由度パラレルワイヤ駆動機構をスキルアシストによる人体動作補助に応用するため、摩擦を利用したワイヤ巻き取り機構を提案・製作する。また、同機構および同装置を用いた人体動作補助装置の試作機を製作し、さらに、その計測・制御系の製作を行う。

第7章 ワイヤ駆動を用いたスキルアシスト制御

第6章で製作した試作機を用いたスキルアシストの方法として、連続軌跡動作と不連続軌跡動作のスキルアシスト方法を示す。連続軌跡動作アシストでは、直線、円、および楕円動作を、不連続連続軌跡動作では四角形、および自由曲線を扱うこととし、それぞれについて目標点の算出方法を示す。

第 8 章 試作機を用いたスキルアシスト実験

試作機と第 7 章で述べた制御手法を用いて行った直線，円，楕円，正方形動作スキルアシスト実験についてそれぞれ結果を示し，追従および繰り返し位置決め精度評価を行う．

第 9 章 結論

本研究で得られた結論を要約して述べる．

第2章 パラレルワイヤ駆動機構について

2.1 緒言

本章では、パラレルワイヤ駆動機構の構造および機能、機構解析方法について説明した後、パラレルワイヤ駆動機構の構造を説明し、同機構の動作範囲、必要ワイヤ張力の算出を行う。

2.2 パラレルワイヤ駆動機構

2.2.1 機構の特徴

パラレルワイヤ駆動機構とは、図 2.1 に示す従来のパラレル駆動機構のリンク部分にワイヤを使用した図 2.2 に示すような機構である。

パラレル駆動機構は複数の入力リンクにより出力節を支持・駆動するため、シリアルメカニズムに比べて大きな力を発生できる。それに加えてリンクをワイヤとしたパラレルワイヤ駆動機構は高出力かつ軽量の機構である。また、同機構はリンクにワイヤを使用するため、可動部が線状化され、出力節を可動させる際のリンク自体の質量が無視できる。すなわち、万一システムが暴走した場合においても、シリアルメカニズムと比較して安全性が高い。さらに、リンク自体に柔軟性があり出力節が可撓性を有する。

以上より、パラレルワイヤ駆動機構は人体装着型の動作補助装置として非常に適している。

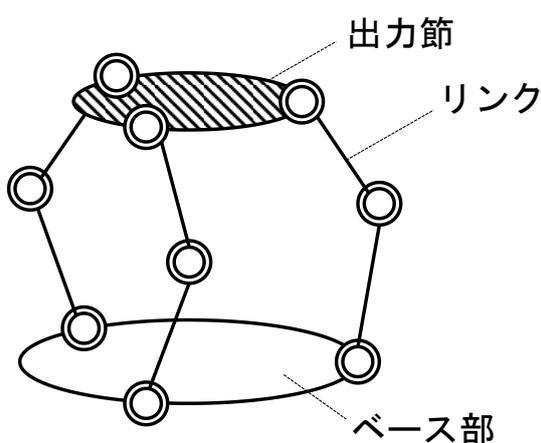


図 2.1 パラレル駆動機構

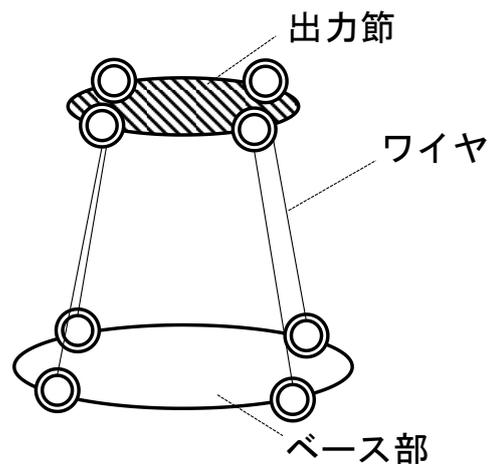


図 2.2 パラレルワイヤ駆動機構

2.2.2 Vector Closure の条件

平行ワイヤ駆動機構を任意の位置・姿勢へ制御するためには，出力節の動作範囲内かつ，出力節に連結したすべてのワイヤ張力が零または引張状態となる必要がある．上述の第2条件は Vector Closure の条件⁽³²⁾⁽³³⁾で表される．

図 2.3 のように出力節が m 本のワイヤでベースに連結する 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座標系を \mathbf{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 $\mathbf{r}_i (i=1 \sim m)$ とする．また，各ワイヤの方向を表すベクトルを $\mathbf{p}_i (i=1 \sim m)$ ，各ワイヤの張力を $T_i (i=1 \sim m)$ とする．なお， T_i の符号は引張状態において正とする．「平行ワイヤ駆動機構」を動作させるためには， n 次元空間における m 個のベクトルが次の条件を満たす必要がある．

- ① 各ワイヤの張力 T_i はすべて零以上である．
- ② m 本のベクトル \mathbf{p}_i のうち任意の n 本が線形独立である．
- ③ T_i が次式を満たす．

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

上記の②および③は，任意の 1 本のワイヤが他のワイヤと引っ張り合い，つり合うための条件を示しており，これが成り立つとき，平行ワイヤ駆動機構を任意の位置・姿勢へ制御できる．

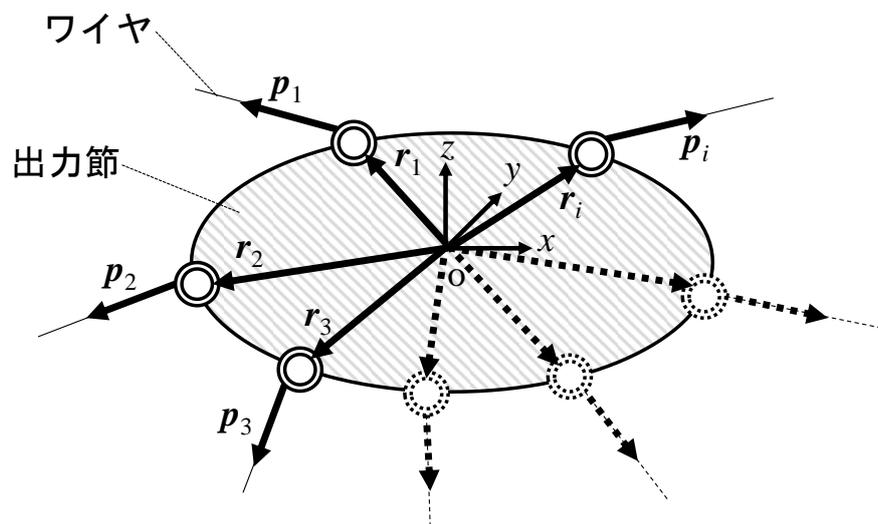


図 2.3 m 本のワイヤで連結された n 自由度の平行ワイヤ駆動機構

2.2.3 力学関係

図 2.3 に示した平行ワイヤ駆動機構が Vector Closure の条件を満たしているとし、出力節に発生する力とワイヤ張力の関係を考える。

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を \mathbf{p}_i から抜き出したベクトルを \mathbf{p}_{Ti} 、機構が発生可能な回転力と同方向の成分を $(\mathbf{r}_i \times \mathbf{p}_i)$ から抜き出したベクトルを $(\mathbf{r}_i \times \mathbf{p}_i)'$ とし、これらのベクトルから構成されるワイヤベクトル $\mathbf{w}_i (i=1 \sim m)$ を次式で定義する。

$$\mathbf{w}_i = \begin{bmatrix} \mathbf{p}_{Ti} \\ (\mathbf{r}_i \times \mathbf{p}_i)' \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

さらに、各ワイヤベクトルをまとめ、ワイヤ行列 \mathbf{W} として次式に定義する。

$$\mathbf{W} = [\mathbf{w}_1, \mathbf{w}_2, \dots, \mathbf{w}_m] \quad (2.3)$$

各ワイヤ張力 T_i を成分とするベクトルを \mathbf{T} 、平行ワイヤ駆動機構の発生力を成分とするベクトルを \mathbf{F} とすると、つり合い式は次式となる。

$$\mathbf{F} = \mathbf{W}\mathbf{T} \quad (2.4)$$

ここで、

$$\mathbf{T} = (T_1, T_2, \dots, T_m)^T \quad (2.5)$$

とし、上付添字 “T” は転置を表す。

式(2.4)における行列は、平行ワイヤ駆動機構の入力部であるワイヤの本数に対し、出力節の自由度が小さいため正則ではなくなる。そのため、 \mathbf{W} の逆行列を算出することができない。したがって、擬似逆行列 \mathbf{W}^+ を用い、発生力 \mathbf{F} に対するワイヤ張力 \mathbf{T} を次式で導出する。

$$\mathbf{T} = \mathbf{W}^T \mathbf{F} + (\mathbf{I} - \mathbf{W}^+ \mathbf{W}) \mathbf{k} \quad (2.6)$$

$$\mathbf{W}^+ = \mathbf{W}^T (\mathbf{W}\mathbf{W}^T)^{-1} \quad (2.7)$$

ここで、 \mathbf{I} は m 次の単位行列、 \mathbf{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 $m=n+1$ の場合における張力 \mathbf{T} は次式で表される。

$$\mathbf{T} = \mathbf{W}^T \mathbf{F} + \mathbf{v}\mathbf{k} \quad (2.8)$$

ただし、

$$\mathbf{v} = [-\hat{\mathbf{W}}^{-1} \mathbf{w}_{n+1}] \quad (2.9)$$

$$\hat{\mathbf{W}} = [\mathbf{w}_1, \mathbf{w}_2, \dots, \mathbf{w}_n] \quad (2.10)$$

とする。

式(2.8)における右辺第2項は、ワイヤが引っ張り合う内力を表しており、すべてのワイヤの張力が零以上となるように \mathbf{k} を決定する。

2.2.4 固有値解析を用いた張力解析法

2.2.4.1 外力に対する評価

式(2.8)より、パラレルワイヤ駆動機構に発生するワイヤ張力 \mathbf{T} は発生力 \mathbf{F} の方向および擬似逆行列 \mathbf{W}^+ に依存する。すなわち、パラレルワイヤ駆動機構を用いた装置開発の際、装置各部の強度を推定するためには、出力節の位置・姿勢および発生力を考慮して、ワイヤに発生する最大張力を推定する必要がある。

最大張力を求めるためには、機構が取り得るすべての位置・姿勢に関して任意の発生力 \mathbf{F} を式(2.8)に代入し、得られる張力 \mathbf{T} を解析すればよい。しかし、任意方向の発生力は無数に存在するため、詳細な解析には膨大な計算時間が必要である。

そこで、本研究では短時間でワイヤの最大張力の推定が可能な固有値解析を利用した駆動特性解析を実施する。本節では、同解析方法を説明する。なお、以下での説明は、最小ワイヤ本数である $m=n+1$ の場合とする。

まず、外力に抗する発生力 \mathbf{F} により決定される式(2.8)の右辺第1項を外力項とし、各ワイヤの張力がすべて零以上となるようにワイヤどうしが引張りあう内力を表す第2項を内力項として定義する。本解析法では、外力項と内力項を独立して扱い、互いの最大値を算出し加算することで、ワイヤに発生する最大張力を簡便に推定できる。

はじめに、右辺第1項における最大値の導出方法を説明する。外力項は \mathbf{W}^+ による線形写像となっており、その最大値は固有値を利用して算出する。まず、次式で示すように式(2.8)の右辺第1項を \mathbf{T}' とし、 \mathbf{T}' の成分である各ワイヤ張力を $T'_i (i=1 \sim m)$ とする。

$$\mathbf{T}' = \mathbf{W}^+ \mathbf{F} \quad (2.11)$$

$$\mathbf{T}' = (T'_1, T'_2, \dots, T'_m)^T \quad (2.12)$$

次に、発生力 \mathbf{F} の成分である並進力を \mathbf{F}_T 、回転力を \mathbf{F}_R とし次式で定義する。

$$\mathbf{F} = (\mathbf{F}_T, \mathbf{F}_R) \quad (2.13)$$

$$\mathbf{F}_T = (F_{T1}, F_{T2}, \dots, F_{T(n-q)})^T \quad (2.14)$$

$$\mathbf{F}_R = (F_{R1}, F_{R2}, \dots, F_{Rq})^T \quad (2.15)$$

ただし、 $F_{Ti} (i=1 \sim n-q)$ および $F_{Ri} (i=1-q \leq n)$ 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．さらに，出力節が発生する回転力 \mathbf{F}_R によるワイヤ張力は，式(2.11)から回転力に関する成分のみを抽出し，次式で表す．

$$\mathbf{T}'_R = \mathbf{W}_R^+ \mathbf{F}_R \quad (2.16)$$

$$\mathbf{T}' = (T'_{R1}, T'_{R2}, \dots, T'_{Rm})^T \quad (2.17)$$

ここで， \mathbf{W}_R^+ は \mathbf{F}_R に乗じる成分のみを \mathbf{W}^+ より抽出した行列である．また， \mathbf{T}'_R は出力節に発生する回転力により，ワイヤに生じる張力 T'_{Ri} ($i=1 \sim m$) を成分とするベクトルである．式(2.16)より， i 番目のワイヤ張力 T'_{Ri} に関連する行列 \mathbf{W}_R^+ の要素を抜き出した行ベクトルを \mathbf{W}_{Ri}^+ とすると次式が導かれる．

$$T'_{Ri} = \mathbf{W}_{Ri}^+ \mathbf{F}_R \quad (2.18)$$

さらに，式(2.18)の両辺を二乗すると，次式となる．

$$T'^2_{Ri} = \mathbf{F}_R^T (\mathbf{W}_{Ri}^+)^T \mathbf{W}_{Ri}^+ \mathbf{F}_R \quad (2.19)$$

ただし， $(\mathbf{W}_{Ri}^+)^T \mathbf{W}_{Ri}^+$ は実対称行列であり，その固有値を λ_{Ri} ($i=1 \sim q$)，対応する固有ベクトルを \mathbf{X}_{Ri} ($i=1 \sim q$) とし， \mathbf{X}_{Ri} を列の成分とする行列 \mathbf{P}_{Ri} は次式で定義する．

$$\mathbf{P}_{Ri} = (\mathbf{X}_{R1}, \mathbf{X}_{R2}, \dots, \mathbf{X}_{Rq}) \quad (2.20)$$

これより，行列 $(\mathbf{W}_{Ri}^+)^T \mathbf{W}_{Ri}^+$ は直交行列となる \mathbf{P}_{Ri} によって，次式のように分解，および対角化される．

$$(\mathbf{W}_{Ri}^+)^T \mathbf{W}_{Ri}^+ = \mathbf{P}_{Ri}^T \boldsymbol{\lambda}_R \mathbf{P}_{Ri} \quad (2.21)$$

また，固有値 $\lambda_{R1}, \lambda_{R2}, \dots, \lambda_{Rq}$ を対角要素とする対角行列 $\boldsymbol{\lambda}_R$ の関係を用いると，式(2.19)は次式のように表される．

$$T'^2_{Ri} = (\mathbf{P}_{Ri} \mathbf{F}_R)^T \boldsymbol{\lambda}_R \mathbf{P}_{Ri} \mathbf{F}_R \quad (2.22)$$

ここで， $\mathbf{P}_{Ri} \mathbf{F}_R$ を $\hat{\mathbf{F}}_R$ で表し，その要素を $(\hat{F}_{R1}, \hat{F}_{R2}, \dots, \hat{F}_{Rq})$ とし，任意の方向へ発生する回転力 \mathbf{F}_R の大きさを \bar{F}_R とする．また，式(2.22)において， $\mathbf{P}_{Ri} \mathbf{F}_R$ は \mathbf{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．

$$\bar{F}_R^2 = \hat{F}_{R1}^2 + \hat{F}_{R2}^2 + \dots + \hat{F}_{Rq}^2 \quad (2.23)$$

なお，式(2.19)における $(\mathbf{W}_{Ri}^+)^T \mathbf{W}_{Ri}^+$ 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 \bar{F}_R である回転力 \mathbf{F}_R の発生に対し，ワイヤ張力の最大値 $T'_{R\max,j}$ は次式で表される．

$$T'_{R\max,j} = \max . (\sqrt{\lambda_{R1}}, \sqrt{\lambda_{R2}}, \dots, \sqrt{\lambda_{Rq}}) \times \bar{F}_R \quad (2.24)$$

また，出力節に発生する任意方向への並進力によりワイヤに生じる張力の最

大値 $T'_{T_{\max,i}}$ も同様の過程で導出することが可能である。

2.2.4.2 内力に対する評価

次に、右辺第 2 項における最大値の導出方法を説明する。前目で検討した式 (2.8) における右辺第 1 項は、発生力に対して各ワイヤ方向に必要な張力を示すが、その値は発生力の方向により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、第 2 項により、各ワイヤ張力間のつり合いを保ちつつ、内力を発生することで、ワイヤ張力を零以上とする。したがって、式 (2.8) の右辺第 1 項によるワイヤ張力 \mathbf{T}' が明らかであれば、次式により k の値が決定される。

$$k = \max \left(-\frac{T'_1}{v_1}, -\frac{T'_2}{v_2}, \dots, -\frac{T'_m}{v_m} \right) \quad (2.25)$$

ここで、 $T'_i (i=1 \sim m)$ は \mathbf{T}' の成分であり、いずれかは負となる最小値である。また、 $v_i (i=1 \sim m)$ は式 (2.9) で表される \mathbf{v} の i 番目の成分である。これより、各ワイヤ張力 T_i は次式となる。

$$T_i = T'_i + kv_i \quad (2.26)$$

ただし、 \mathbf{T}' の成分である $T'_i (i=1 \sim m)$ は \mathbf{F} の方向により変化するため、各ワイヤ張力を求めるには、それぞれの方向における \mathbf{T}' を求め、その後、 k の値を決定する必要がある。しかし、同方法では、多量の計算を要するため、ここでは、前目で得られた各ワイヤに関する外力項の最大値を用いて内力項を決定する。なお、出力節が発生する並進力と回転力については、前目と同じく独立に扱うこととして、今回は、回転が発生する場合を例として考える。

機構がある位置・姿勢において、発生可能な任意方向の回転力 \mathbf{F}_R に対する外力項から決定される最大ワイヤ張力の大きさ $T'_{R_{\max,i}} (i=1 \sim m)$ を式 (2.24) から得たとすると、式 (2.8) の k に相当する値 $k_{R_{\max}}$ は次式により表される。

$$k_{\max} = \max \left(-\frac{T'_{R_{\max,1}}}{v_1}, -\frac{T'_{R_{\max,2}}}{v_2}, \dots, -\frac{T'_{R_{\max,m}}}{v_m} \right) \quad (2.27)$$

これより、内力項は $k_{R_{\max}} \cdot v_i$ となるため、機構が発生可能な任意方向への回転力に対する i 番目の最大ワイヤ張力は次式により表される。

$$T_{R_{\max,i}} = T'_{R_{\max,i}} + k_{R_{\max}} \cdot v_i \quad (2.28)$$

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 $T_{T_{\max,i}} (i=1 \sim m)$ も以上の方法で同様に決定する。さらに、出力節が並進力と回転力を同時に発生する場合では、それぞれの発生力に

対する最大張力 $T_{T\max,i}, T_{R\max,i}$ を求め、これらの和を i 番目の最大ワイヤ張力とする。

2.3 結言

本章では、まず、平行ワイヤ駆動機構の構造および機能について述べた。同機構は、ワイヤを用いることで、軽量、柔軟な特徴を有し、人体への装着に適している。同機構は、動作条件として **Vector Closure** の条件を満たす必要があり、これを基に力学関係および張力解析法を示した。張力解析では、短時間でワイヤの最大張力の推定が可能な固有値解析を用い、ワイヤに働く張力を内力項と外力項に分けて算出する方法を示した。

第3章 立位バランス能力測定装置

3.1 緒言

本章では、立位バランス能力測定のために製作した実験装置の概要および機能について説明する。また、実験装置の各部の概要・設計・制御方法について順に説明する。

3.2 立位バランス能力測定装置の概要

本論文で行う転倒実験は、安全な転倒挙動の測定およびその定量評価が目的である。そのため、以下に示す機能が必要となる。

- (1) 被験者を安全に支持し、実験中は被験者を過度に拘束しない機構
- (2) 被験者の身体動作を規定することが可能
- (3) 転倒評価の指標として足圧中心および負荷荷重の測定

転倒に対する立位バランス能力を測定するため、これらの機能を有する実験装置を設計・製作した。図 3.1 に製作した立位バランス能力測定装置の概要を示す。本装置は、平行ワイヤ駆動機構を用いた被験者の動作制御および身体支持を行う機構部、被験者の足圧中心位置(以下、COP とする。)を測定するフォースプレートで構成されている。また、フォースプレート上には被験者の足圧分布を測定するため、圧力分布測定装置(アニマ：MD-1000)を設置する。

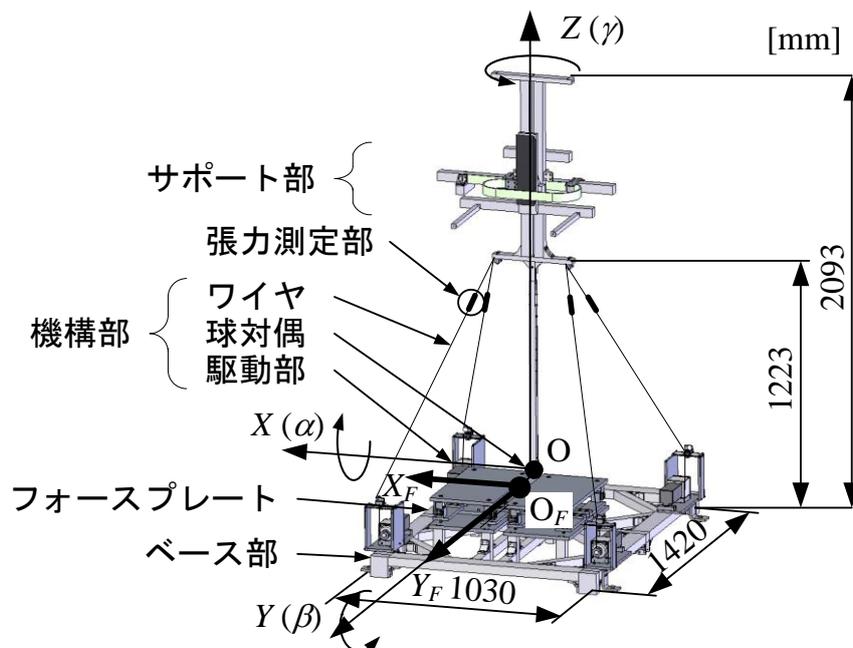


図 3.1 立位バランス能力測定装置の概要

本装置のサポート部は、4本のワイヤの伸縮でベース部の静止座標系 O -XYZ 上の各軸周りに回転運動が可能である。そのため、被験者の身体にサポート部を装着することで、被験者の身体動作の制御・保持を行う。これにより転倒実験において、転倒と同時に被験者の身体がサポート部で保持されるため、安全な転倒挙動の測定が可能である。サポート部には図 3.2(a)のようなベルト式または同図(b)のようなハーネス式を用いる。

フォースプレートは、一辺の長さが 350mm の正形状であり、XY 平面に作用する鉛直荷重を大きさ 1.0N、位置 1.0mm の分解能で測定できる。フォースプレート上には、静止座標系 O_F - X_F - Y_F を設定し、被験者の COP の位置を表す。なお、同座標系の原点 O_F はフォースプレートの中心であり、 Y_F 軸は Y 軸と一致しており、点 O と点 O_F 間の距離は 230mm である。圧力分布測定装置は、厚さが 5mm、一辺の長さが 350mm の正方形板である。表面のセンサシート部は、3600 の測定箇所マトリックス状に等分割され、垂直荷重の大きさを各々 100mm^2 あたりの圧力として出力する。測定圧力の範囲は 10.0~400.0kPa であり、分解能は 0.1kPa である。



(a) ベルト式サポート部 (b) ハーネス式サポート部

図 3.2 サポート部の概要

3.3 機構部の設計・制御

3.3.1 装置の動作範囲

立位における身体動作は自由度が大きい。そこで、本研究で対象とする立位における身体動作は、図 3.3 に示すように被験者の足関節を中心とした、前後傾斜、側方傾斜、回旋の回転 3 自由度の運動に限定する。 n 自由度(n は自然数)の平行ワイヤ駆動機構は、 $n+1$ 本以上のワイヤが必要である。そのため、本機

構では3自由度とするため、同自由度の実現に必要な最小のワイヤを用いる。

機構の姿勢は図 3.4 に示すベース上の静止座標系 $O-XYZ$, 支柱の中心を原点 P とした動座標系 $P-x_p y_p z_p$ で表す. 静止座標系 $O-XYZ$ は球対偶の中心を原点 O とし, Z 軸を鉛直上向き方向, Y 軸を装置前面方向とする右手直交絶対座標系である. サポート部の姿勢は, X , Y および Z 軸回りの順に回転する角変位 α , β および γ で表す. これらの回転運動により, 被験者の前後傾斜, 回旋, 側方傾斜の運動を制御することで被験者の動作を規定する. なお, α , β および γ がいずれも零である初期姿勢とする.

出力節の動作範囲決定のため, 被験者が運動可能な足首周りの回転角度の調査を行ったところ, 被験者が意識して傾斜可能な角度は最大 11deg であった. そのため, α , β , γ の最大値を 20deg とし, 出力節の動作範囲を各軸周りに $-20\sim 20\text{deg}$ と設定する.

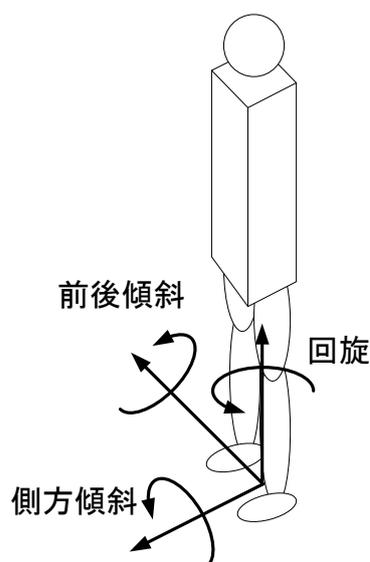


図 3.3 立位姿勢時の身体動作

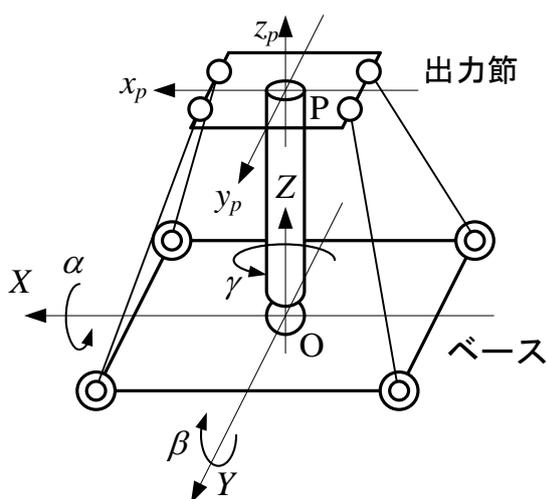


図 3.4 回転3自由度
パラレルワイヤ駆動機構

3.3.2 パラレルワイヤ駆動機構の運動学解析

パラレルワイヤ駆動機構は, ワイヤ長を伸縮させることで出力節の姿勢を制御する. そこでサポート部の姿勢制御を行うため, 回転3自由度パラレルワイヤ駆動機構の逆運動解析を行い, 目標とするサポート部の回転変位から各ワイヤに必要な並進変位を算出する.

本研究で用いる回転3自由度パラレルワイヤ駆動機構には, 出力節に4つのワイヤが連結される. このうち, 出力節上の連結点が3点決定すれば, 従属的に残りの連結点位置が決定する. よって, 順運動学解析では解析対象とする機

構を3本の剛体リンクにより構成されるパラレル駆動機構とみなす。

回転3自由度パラレルワイヤ駆動機構における逆運動学解析について図3.5を用いて説明する。出力節に回転変位を与えた場合の各軸周りの変換行列 D は次式で示される。

$$D = E^{i\alpha} E^{j\beta} E^{k\gamma}$$

$$= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

$$= \begin{pmatrix} \cos\beta \cos\gamma & -\cos\beta \sin\gamma & \sin\beta \\ \cos\alpha \sin\gamma + \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma & \cos\alpha \cos\gamma - \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma & -\sin\alpha \cos\beta \\ \sin\alpha \sin\gamma - \cos\alpha \sin\beta \cos\gamma & \sin\alpha \cos\gamma + \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma & \cos\alpha \cos\beta \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

よって、姿勢変化後のワイヤと出力節の座標との連結点の座標は次式で表される。

$$\begin{pmatrix} x'_{P,i} \\ y'_{P,i} \\ z'_{P,i} \end{pmatrix} = D \begin{pmatrix} x_{P,i} \\ y_{P,i} \\ z_{P,i} \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

$$= \begin{pmatrix} x_{P,i} \cos\beta \cos\gamma + y_{P,i} (-\cos\beta \sin\gamma) + z_{P,i} \sin\beta \\ x_{P,i} (\cos\alpha \sin\gamma + \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma) + y_{P,i} (\cos\alpha \cos\gamma - \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma) + z_{P,i} (-\sin\alpha \cos\beta) \\ x_{P,i} (\sin\alpha \sin\gamma - \cos\alpha \sin\beta \cos\gamma) + y_{P,i} (\sin\alpha \cos\gamma + \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma) + z_{P,i} \cos\alpha \cos\beta \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

以上より、ワイヤの並進変位 Δl_i は、姿勢変化前のワイヤ長を l_i 、姿勢変化後のワイヤ長を l'_i 、入力節 $J_{B,i}$ の座標 $(x_{B,i} \ y_{B,i} \ z_{B,i})$ をとして次式のように表される。

$$\Delta l_i = l'_i - l_i \quad (3.5)$$

$$= \sqrt{(x'_{P,i} - x_{B,i})^2 + (y'_{P,i} - y_{B,i})^2 + (z'_{P,i} - z_{B,i})^2} - \sqrt{(x_{P,i} - x_{B,i})^2 + (y_{P,i} - y_{B,i})^2 + (z_{P,i} - z_{B,i})^2} \quad (3.6)$$

上式により得られる並進変位分のワイヤをアクチュエータにより巻き取ることで、目標の回転変位を実現できる。

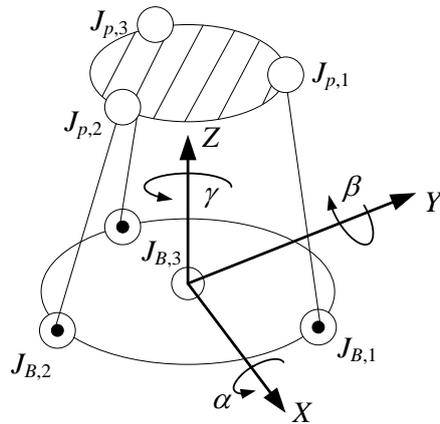


図 3.5 3本の剛体リンクにより構成されるパラレル駆動機構

3.3.3 機構寸法の決定

次に機構寸法の決定を行う。パラレルワイヤ駆動機構では機構の寸法、出力節の姿勢および出力節に発生する力に依存して、ワイヤに発生する張力が変化する。そのため、図 3.6 に示すパラレルワイヤ駆動機構の各寸法 $a \sim f$ を設計変数として定義し、2 節で決定した可動範囲を満たす中で、張力が抑制されるような設計変数の組み合わせを求める。

被験者の身体構造から、 $c=200\text{mm}$ 、 $f=900\text{mm}$ と決定し、残りの変数について解析する。まず、最大張力の解析対象としたい機構寸法を決定する。次に、出力節の可動範囲内で、を 1deg ずつ変化させながら駆動特性法により、各々の、における最大張力を求める。なお、出力節に作用する発生力は単位回転力として扱い、単位回転力に対する可動範囲内での最大張力を算出して、当初解析対象とした機構寸法における最大張力値とする。以上の流れを、解析対象とする機構寸法を変化させながら繰り返し、最適な機構寸法を決定する。

解析の結果、装着性と張力抑制を考慮し $a=500\text{mm}$ 、 $b=600\text{mm}$ 、 $d=0\text{mm}$ 、 $e=0\text{mm}$ と決定した。決定した機構寸法を表 3.1 に示す。

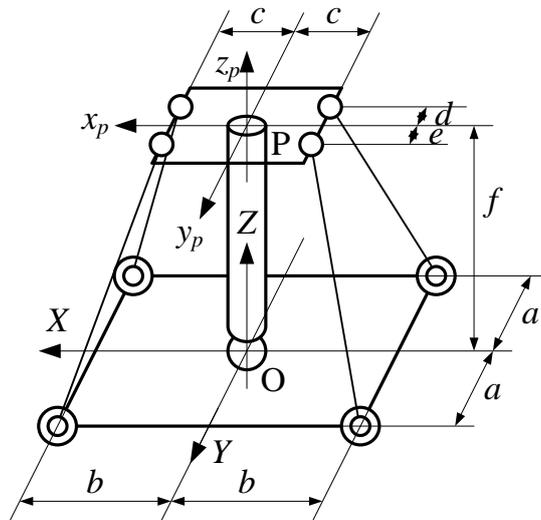


図 3.6 パラレル駆動機構の機構寸法

表 3.1 パラレル駆動機構の機構寸法

a [mm]	b [mm]	c [mm]	d [mm]	e [mm]	f [mm]
500	600	200	0	0	900

次にワイヤの最大張力を算出し、ワイヤ径とアクチュエータの選定を行う。決定した機構寸法において 1Nm の回転力を発生するために必要な最大張力は 7.55N であった。そこで、被験者保持に必要な最大回転力を算出し、必要なワイヤ張力を算出する。

最大張力算出のため、図 3.7 に示すような被験者モデルを用いる。同モデルの質量中心と体重を決定し、転倒を保持するために必要な回転力を推定する。被験者モデルの質量中心位置および被験者モデルの体重として、AIST 人体寸法データベースより得た成人男子の体重 95% タイル値 135.3cm と 76.6kg を用いる。

以上より、機構の可動範囲が最大で 20deg となることを考慮すれば、被験者モデルを保持するために必要な回転力は 348Nm と想定される。

同値に、1Nm の回転力を発生するために必要な最大張力 7.55Nm を乗算すれば、ワイヤに作用する最大張力値として 2627N(268kg) が算出される。以上の張力値を参考に、ワイヤ径を 2.5mm、アクチュエータを表 3.2 に示す AC モーターを選定した。

ワイヤを巻き取るプーリの直径を 30mm とすることで、モーターに必用なトルクは約 40Nm と推定される。同値はモーターの瞬時最大トルク内に収まり、転倒時の被験者を安全に保持できる。

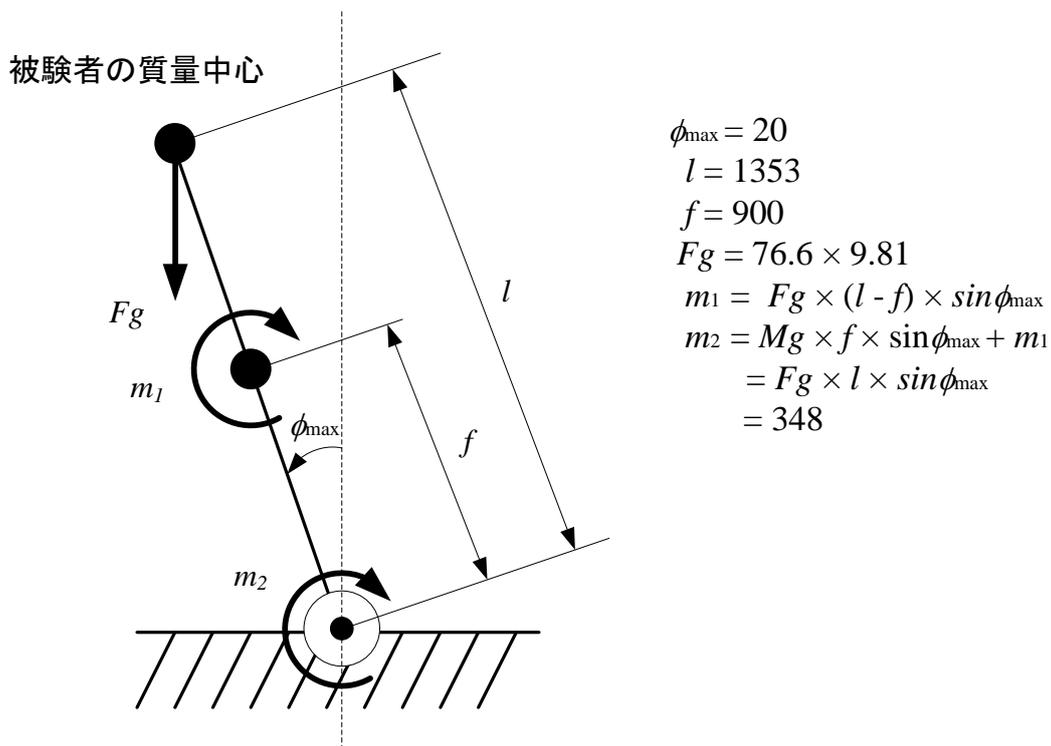


図 3.7 被験者モデルに作用する回転力

表 3.2 AC サーボモータの仕様

仕様	
形式番号	TS4609
質量[kg]	3.7
出力[W]	400
減速比	1:25
回転速度[min^{-1}]	120
定格トルク[Nm]	26.4
瞬時最大トルク[Nm]	79.2

3.4 サポート部の製作

本装置の用途は立位バランス能力の評価であり、多くの被験者で実験を行う必要があるため、様々な体格の被験者で実験可能とする必要がある。そのため、被験者を支持するサポート部として、ベルト式サポート部およびハーネス式サポート部を製作した。

ベルト式サポート部は、皮製のベルトで被験者の胸部を囲み、転倒した際の

被験者を柔軟に支持することが可能である。また、ベルトの長さは被験者の胸囲に合わせて調節可能である。なお、ベルトのみでは拘束力が弱く、身体動作の規定が難しいため、ベルトの下部に補助用のフレームを取り付ける。同フレームは被験者の横方向への傾斜に対し身体動作を補助する。設置位置は被験者の両脇とし、被験者の両脇位置に合わせて調節可能である。

AIST 人体寸法データベースより人体寸法を調査し、腋窩高および胸部横径から、ベルト長さ S_L は 0~1300mm まで、ベルト高さ S_I は 950~1500mm まで、フレーム幅 S_a は 200~400mm まで可変可能とした。ベルト式サポート部の概略および各部の可変範囲をそれぞれ図 3.8, 表 3.3 に示す。なお、被験者の横方向を支持するフレームと背中上部には緩衝材として弾力性のあるウレタンを貼り付け、転倒時の被験者への負担を軽減する。

ハーネス式サポート部では、図 3.9(a)に示すように実験装置の上部からワイヤにより吊り下げ固定したハーネス(インターリハ製)を同図(b), (c)に示すように被験者の胸部および大腿部に装着する。ワイヤの長さは、ハーネスを装着させた被験者に対し、違和感を与えない程度の長さに調節する。ハーネス式サポート部は、ベルト式サポート部と比べ被験者に与える拘束力が小さいため、本研究では重心動揺の測定において使用する。

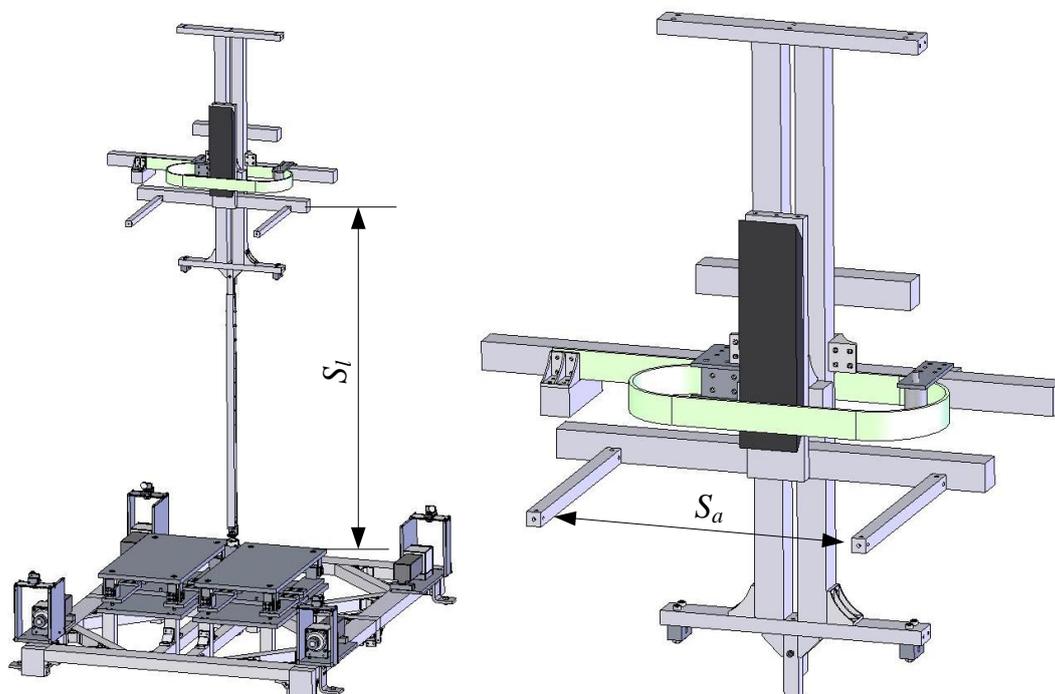
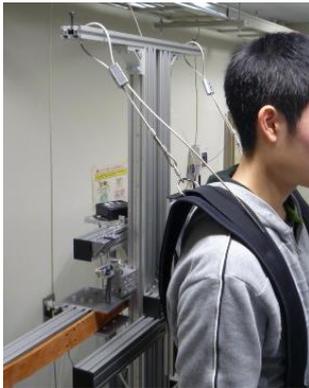


図 3.8 ベルト式サポート部の概略

表 3.3 ベルト式サポート部の可変機構

可変部位	可変範囲[mm]
S_L	0~1300
S_a	200~400
S_i	900~1500



(a) 装置に固定したハーネス (b) 胸部保持部 (c) 大腿保持部

図 3.9 ハーネス式サポート部の概略

3.5 ワイヤ張力測定部の製作

ワイヤの張力を測定するために、ワイヤの途中に張力測定部を設置した。同部では、ひずみゲージ(ゲージ率 2.15)を貼付した張力測定用プレート(材質: ジェラルミン)によってワイヤ張力の大きさを検出する。同プレートの寸法を図 3.10 に示す。また、出力電圧の取得方法として 2 枚ゲージ法を用いる。さらに、出力電圧は DEICY 製マルチストレーンアンプ MA-201ST を用いて増幅および 200Hz のローパスフィルタリングを施した。また、増幅された出力電圧は Interface 社製 AD ボード PCI-3634(分解能: 12bit)を用いてデジタルデータに変換する。

0~400N の範囲で 100N 毎に荷重をプレートに加えて出力電圧を測定し、各ワイヤの張力測定部で検出される単位出力電圧あたりの荷重を求めた。同値を表 3.4 にまとめる。

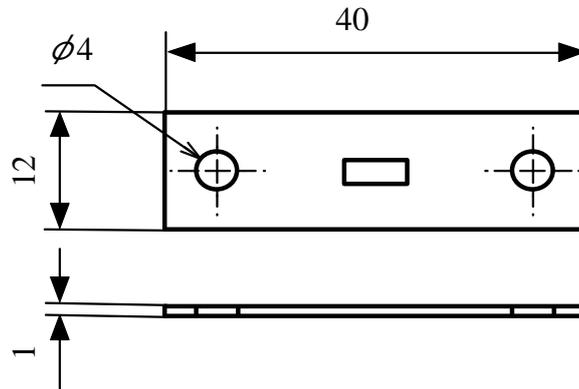


図 3.10 張力測定用プレートの概略

表 3.4 ワイヤ張力測定部の単位出力電圧あたりの荷重

ワイヤ No	荷重[N/V]
1	0.004707
2	0.00463
3	0.004595
4	0.004739

3.6 フォースプレートの設計・製作

実験装置の座面にフォースプレートを設置し，転倒実験中における被験者の COP を測定する．この実験装置にはフォースプレートを 2 枚作成し，片足毎の COP および荷重の測定をすることで詳細な転倒挙動の測定を可能にする．

本フォースプレートでは，その面が互いに垂直な起歪材を設置することで 3 軸方向の荷重検知を実現した．フォースプレート天板に荷重が作用した際，天板からボールジョイントを介して，内部に設置された起歪材へ荷重が伝達される．この時の各起歪材のたわみをひずみゲージ(ゲージ率：2.18)により検出し，荷重を推定することで，被験者の COP を測定する．なお，2 枚のフォースプレート上には座標系 $O_F-X_F Y_F$ を設ける．また，今回はフォースプレート上に圧力分布測定装置を設置するため，2 枚のフォースプレート上に一辺の長さが 350mm の正方形板の金属板を介し，1 枚として使用した．同座標系の原点と実験装置の位置関係を図 3.11 に示す．同図は，図 3.1 に示した実験装置を Z 軸方向から見たときのフォースプレートと球対偶である．座標系 $O_F-X_F Y_F$ は，各フォースプレートの中心を結ぶ直線の中点を原点とし， Y_F 軸を装置前面方向とする右手座標系である．製作したフォースプレートの概要を図 3.12 に示す．

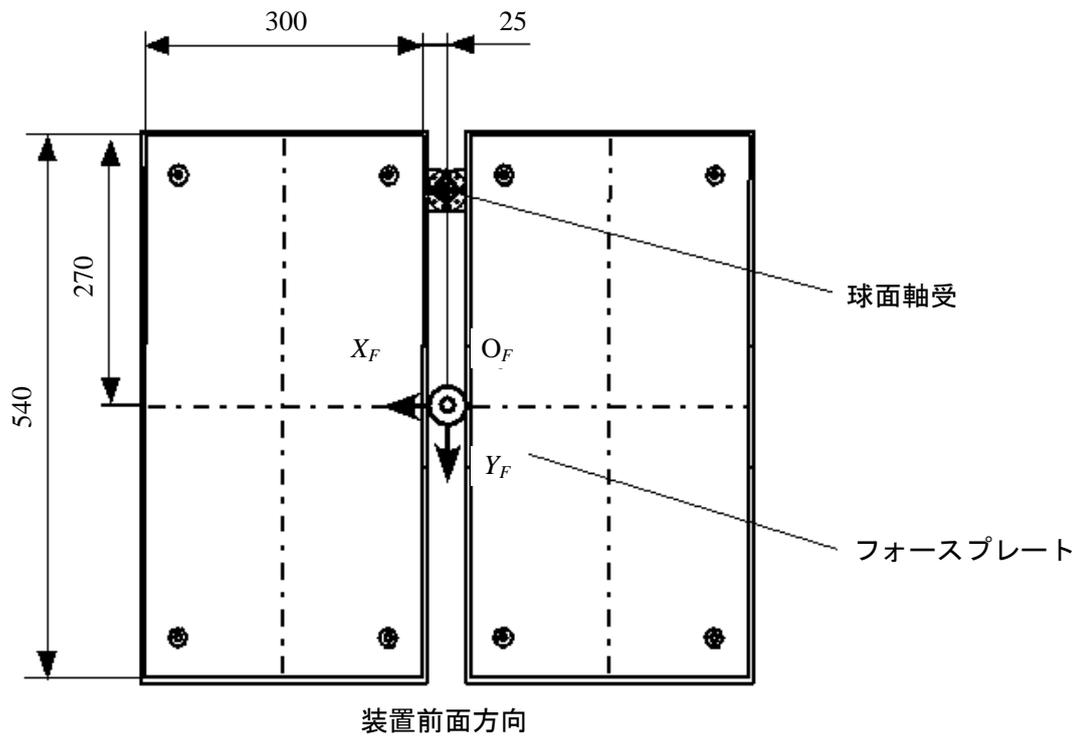


図 3.11 立位バランス能力測定装置における座標系 $O_F-X_F Y_F$

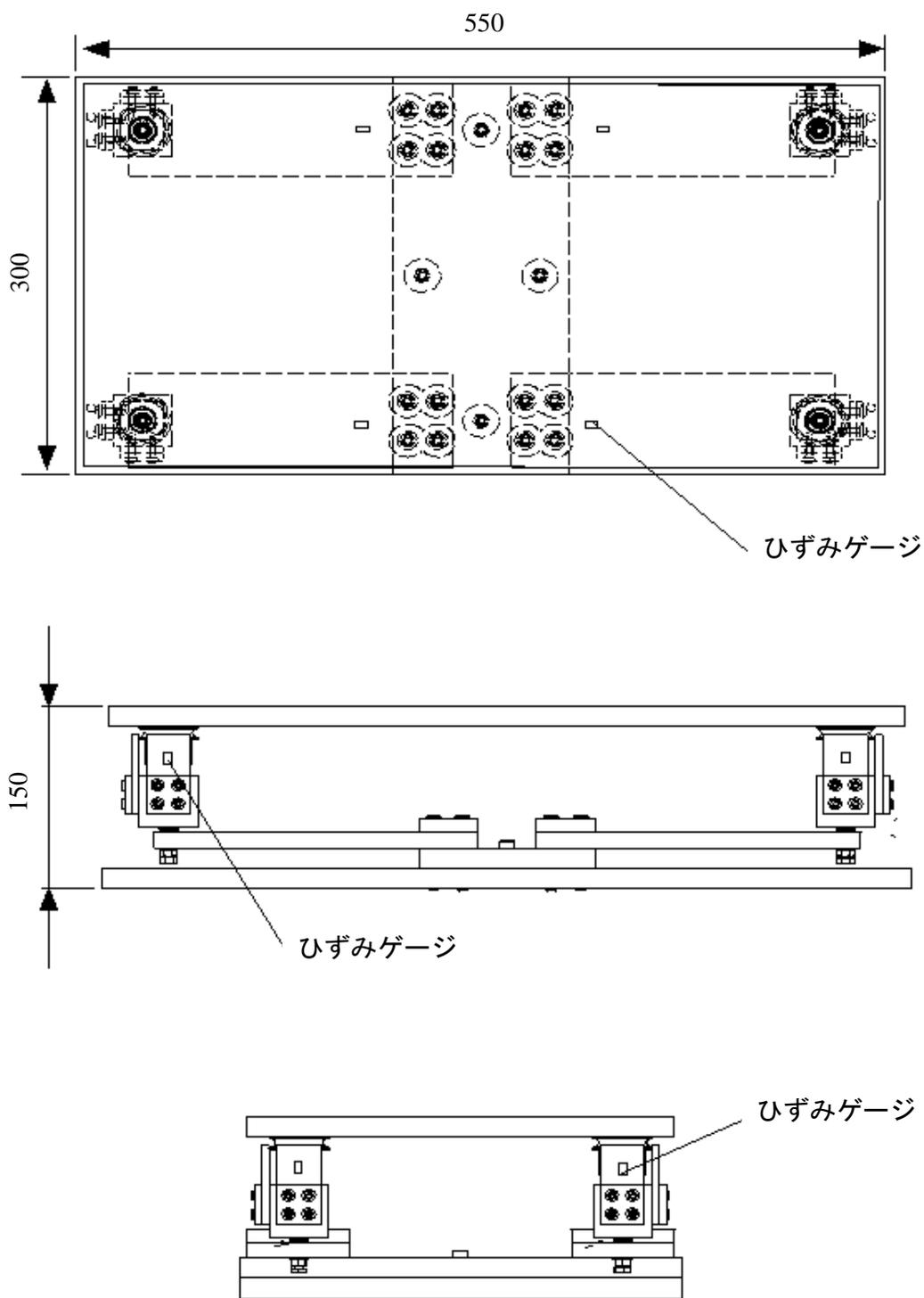


図 3.12 フォースプレートの概略

3.7 結言

本章では、被験者が安全に転倒実験を行えるように、立位バランス能力測定装置の各部の機構寸法を設計・製作した。

第4章 転倒限界での足圧中心位置の測定

4.1 緒言

本論文では、被験者が静止立位状態で身体を傾斜させた場合に、バランスを保つことができなくなる限界を転倒限界と呼ぶ。本章では、被験者の転倒限界での COP を測定し、その結果から実験装置の有用性を述べる。

4.2 転倒限界の測定実験

4.2.1 装置の装着方法

測定装置を装着した被験者の正面および側面からの様子を図 4.1(a)および(b)に示す。サポート部はベルト式である。測定時には図 4.2 に示すように被験者の初期姿勢での立ち位置を指定する。

まず、図 4.2(a)に示すように、被験者の背中および臀部を結ぶ青破線が Z 軸とほぼ平行になるように立位姿勢をとり、被験者の肩峰点、大腿骨の大転子、くるぶしの 20mm 前方の位置を接続した赤破線が Z 軸と平行になるようにする。Z 軸と被験者背面までの距離は約 80mm とする。

次に、足部は図 4.2(b)に示すように、青破線で示す足指の内側の接線をおおよそ Y 軸に平行とし、背中から肩峰点までの距離 L_s [mm] と、くるぶしから足先先端までの距離 L_u [mm] を測定する。これらの値より、くるぶしが前述した位置となるように原点 O から被験者の足先の距離 L_t の値を指示する。

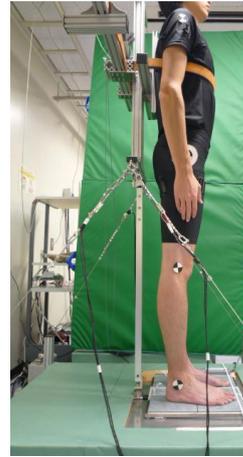
また、図 4.2(b)に示すように、両足支持における被験者の両足間の幅 L_w は被験者の足長 L_f [mm] および足幅 L_b [mm] を考慮し、足型を囲う矩形が正方形となるように次式で算出する。

$$L_w = L_f - 2L_b \quad (4.1)$$

なお、右足と左足の位置は Y 軸に対称とする。さらに、図 4.2(c)に示すように、片足支持における足の接地位置は、第 2 指先端と踵後端を結ぶ直線が Y 軸と重なるように設定する。



(a) 正面



(b) 側面

図 4.1 測定装置を装着した被験者

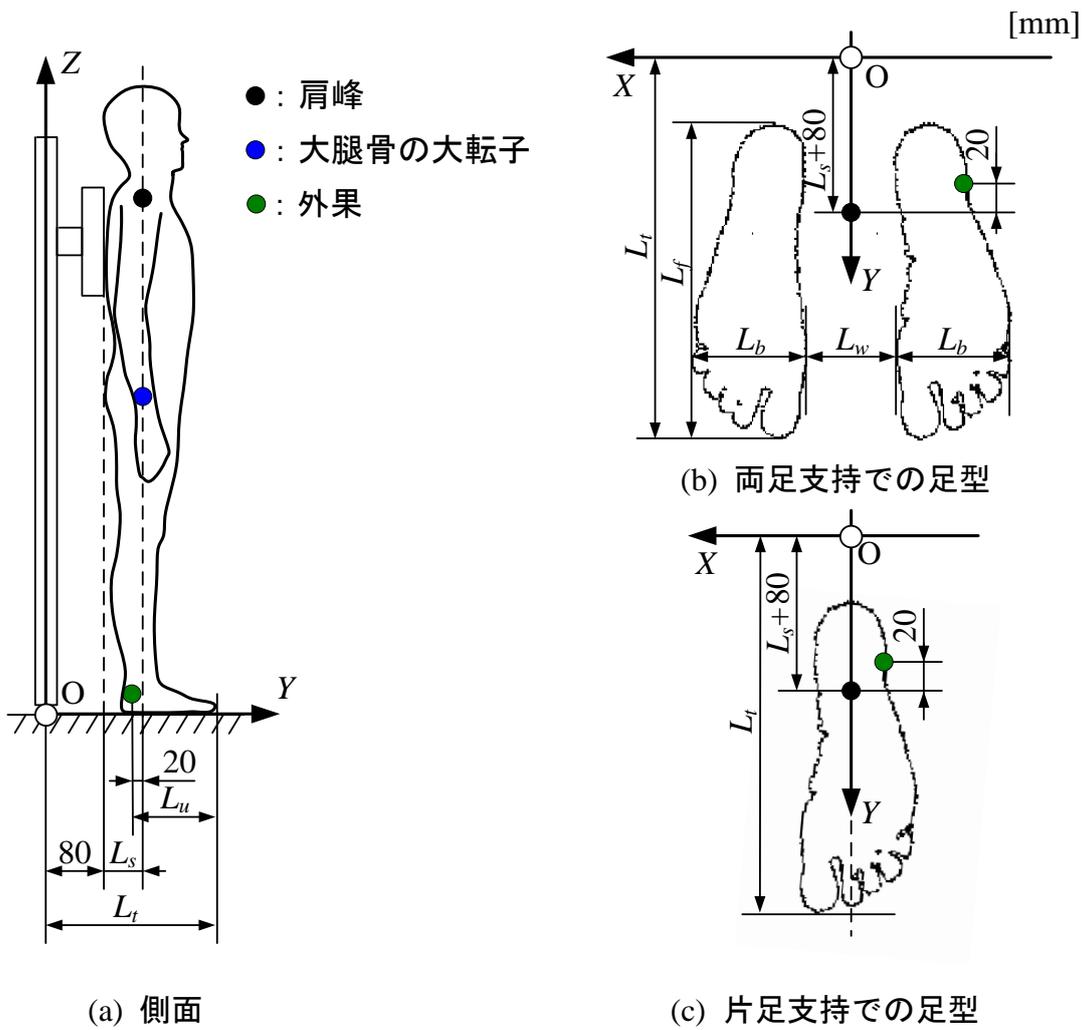


図 4.2 被験者の初期姿勢での立ち位置

4.2.2 測定方法

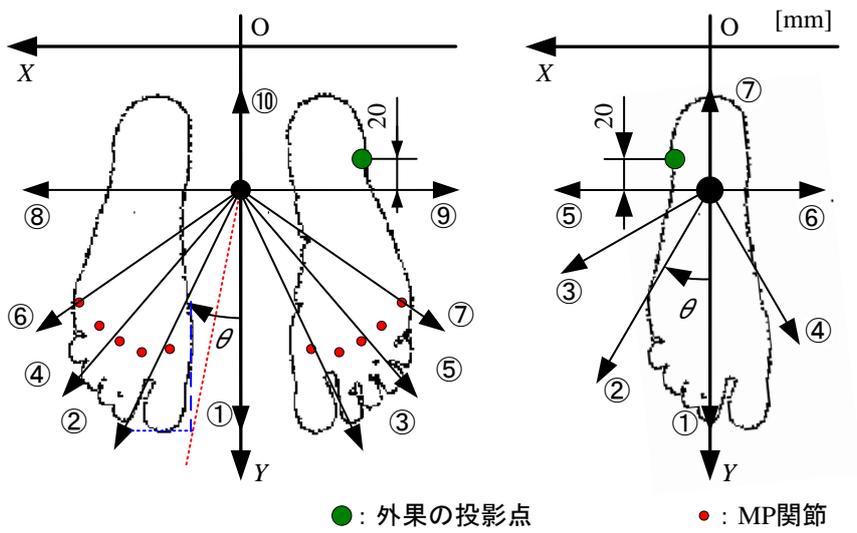
測定は両足および片足支持状態を対象に以下の手順で行った。

- (1) 装置を初期姿勢として被験者の胸部をサポート部のベルトで囲む。被験者は 4.2.1 で述べた直立姿勢とする。
- (2) サポート部の傾斜方向を設定後、装置を動作させて COP の測定を開始する。被験者は、身体がサポート部にふれる程度に装置の動作に追従し、身体を傾斜させていく。ただし、姿勢の変化は足関節の回転で行い、足関節より上部は直立姿勢を保つようにする。
- (3) 被験者は、立位状態を保つことが不可能となりバランスを失った瞬間にサポート部に身体を託す。装置は、被験者がバランスを保てなくなりサポート部に寄りかかったときのワイヤ張力の増加を検知すると同時にサポート部の動作を停止し、初期姿勢に復帰する。

被験者の両足支持の様子は図 4.1 に示すとおりである。また、片足支持では図 4.3 に示すように、支持脚の膝を伸ばし、遊脚の脛側中足点を支持脚の内果に接触させる。サポート部の動作は、被験者が容易に追従できる 1.0deg/s の等速回転運動とした。測定時には COP、ワイヤ張力を 20Hz のサンプリングレートで測定した。両足支持における傾斜方向は図 4.4(a)に示す①～⑩の順に計 10 方向、片足支持は図 4.4(b)に示す①～⑦の順に計 7 方向とした。なお、両足支持における②～⑦の傾斜方向 θ [deg]は、図 4.4(a)に示すように第 1 指内側に接する Y 軸に平行な青破線と、第 1 指の先頭に接する X 軸に平行な青点線との交点を赤点線で示すように原点と結び、赤点線と第 5 指の中足指節関節(MP 関節)を結ぶ角度を 3 等分することで決定する。また、右片足支持における②～⑥は Y 軸から右回りに $\theta=30, 60, -30, 90, -90$ deg, 左片足支持における②～⑥は左回りに $\theta=-30, -60, 30, -90, 90$ deg とする。これらの角度は、被験者がサポート部の傾斜方向と平行に COP を移動させ易いように、バランス維持に重要と指摘されている⁽³⁴⁾足指の関節位置を主に考慮して決定した。測定対象は表 4.1 に示す健常者 12 名(平均年齢 31.7±10.7 歳；男性 8 名、女性 4 名)とする。



図 4.3 片足支持での被験者の姿勢



(a) 両足支持での足型

(b) 片足支持での足型

図 4.4 傾斜方向

表 4.1 転倒限界を測定した被験者の性別, 年齢, 身長および体重

被験者	性別	年齢 [years]	身長 [mm]	体重 [kg]
1	男性	21	1790	60
2	男性	23	1740	64
3	男性	24	1830	65
4	男性	33	1730	70
5	男性	34	1690	66
6	男性	47	1650	61
7	男性	47	1600	57
8	男性	48	1750	82
9	女性	21	1590	48
10	女性	23	1690	67
11	女性	24	1600	45
12	女性	35	1630	45
平均±標準偏差	男性	34.6±11.5	1722.5±74.2	65.6±7.7
	女性	25.8±6.3	1627.5±45.0	51.3±10.6
	計	31.7±10.7	1690.8±79.0	60.8±10.9

4.2.3 転倒瞬間の判別

測定結果の例として以下に身長 1830mm, 体重 65kg の 24 歳成人男性(表 4.1 の被験者 3)と, 身長 1690mm, 体重 66kg の 34 歳成人男性(表 4.1 の被験者 5)の 2 名で行った測定結果を示す. まず, 前節で述べた測定において, 各ワイヤ張力から求められる X , Y および Z 軸周りのモーメントの平方二乗和値である点 O 周りの合モーメントと, フォースプレートで測定する被験者の COP の時間に対する変化から, 転倒瞬間の判別を行う方法について検討する. 図 4.4(a)の方向④へ被験者 3 が姿勢を傾斜した場合の, 装置動作開始時からの合モーメントおよび COP の移動量の時間に対する変化を図 4.5 に示す. 図 4.5 より, 測定開始から約 24s 後に合モーメントおよび COP が急変している. これは, 被験者がバランスを維持できなくなり姿勢を崩して COP が急変し, サポート部に寄りかかったためである. いずれの変化も顕著であるが, 本論文では転倒時の COP, すなわち, 転倒限界での足圧中心位置の測定を目的とするため, COP が急変する時間を転倒瞬間の判別に用いる. ただし, 先述のとおり装置は合モーメントの急変により被験者の転倒を判断し停止する.

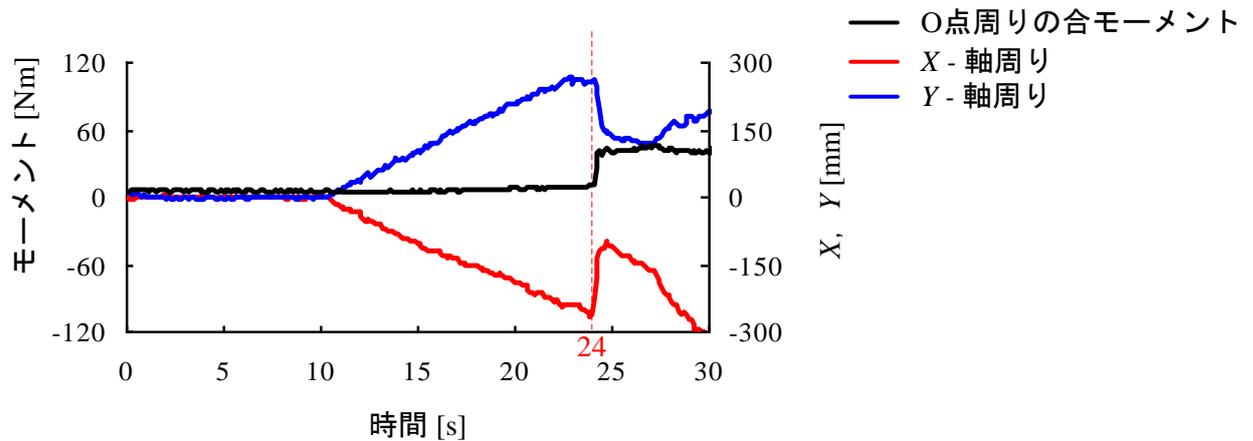


図 4.5 合モーメントおよび COP の変化

4.3 転倒限界の測定結果

4.3.1 両足支持での測定結果

各被験者の両足支持および片足支持での実験結果を付録 A に示す。ここでは例として差が見られやすい被験者 3 および被験者 5 の両足支持における COP の変化および転倒限界での COP をそれぞれ赤小丸および青四角で、測定時の各被験者の足部接地状態の足型とともに図 4.6 に示す。片足支持状態での結果を図 4.7 に示す。なお、座標系には図 3.11 に示したフォースプレートの中心を原点とする $O_F-X_FY_F$ を用いている。

図 4.6 より、いずれの被験者においても設定した傾斜方向にほぼ追従できている。また、転倒限界の COP は、いずれの場合も足のふちの内側であることが確認される。これは、被験者の COP は静力学的な釣り合い条件より足の支持基底面を超えられないためである。

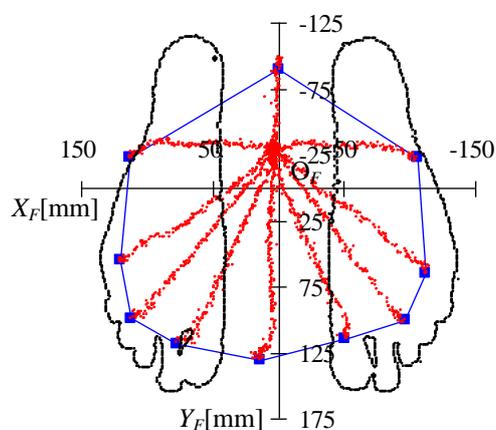
ただし、両足支持状態において、被験者 3 では足先への傾斜である方向①～⑦で、被験者 5 では全方向において転倒限界が足のふちに達していない。また、図 4.7 より片足支持状態において、いずれの被験者も方向①の転倒限界は両足支持の場合とほぼ同様であるが、横方向および斜め前方向では足のふちより明らかに内側となっている。

COP が足のふちに達する前にバランスを失う原因として、前方向の傾斜に関しては、図 4.8 に示すようにつま先立ち状態となり足指に大きな力が作用し、指による支持力が限界に達することが考えられる。また、後方に関しては、足関節に作用するモーメントが関節の発生力の限界に達するためと考えられる。さらに、片足支持状態では、接地していない足を図 4.3 に示すように支持脚に密着しているため、身体の左右のバランスをとりにくく、また、大きなモーメントが足関節に作用することなどが原因と考えられる。ただし、詳細な考察は、立

位バランス能力の評価の観点のみからでなく、足関節の発生力、可動域、足圧分布などを測定した上で、バイオメカニク的な検討が必要であり、将来的な課題の一つである。

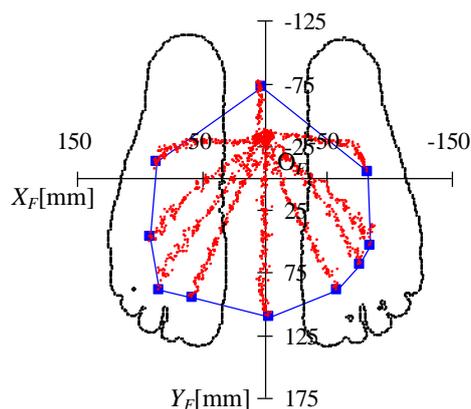
なお、図 4.6(a)における被験者 3 の方向⑧での転倒限界は足のふちを超えており、支持基底面の外に COP が存在している。これは図 4.9 に示すように、身体側面方向への身体傾斜角度が大きくなると足関節を内転し、測定開始時には接していなかった足の横ふちで身体を支えるためである。

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



$$A = 62086\text{mm}^2 \quad T = 39458\text{mm}^2 \quad T_A = 0.636$$

(a) 被験者 3



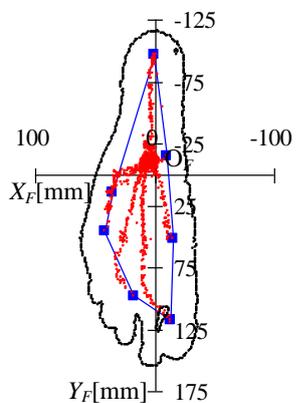
$$A = 53695\text{mm}^2 \quad T = 23404\text{mm}^2 \quad T_A = 0.436$$

(b) 被験者 5

図 4.6 両足支持における COP の変化および転倒限界での COP

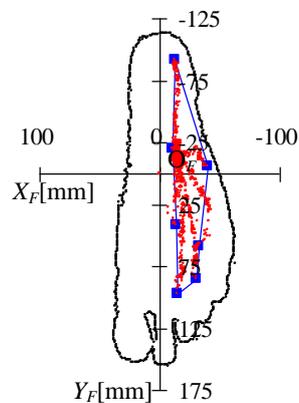
4.3.2 片足支持での測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



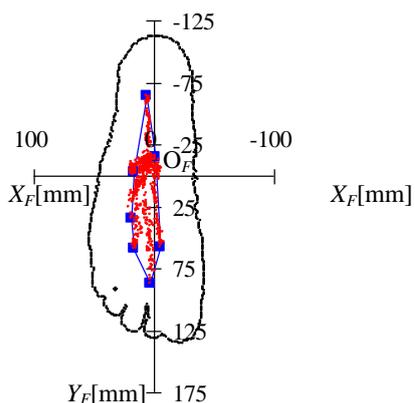
$A = 19047[\text{mm}^2]$ $T = 7035[\text{mm}^2]$ $T_A = 0.369$

(a) 被験者 3(右片足支持)



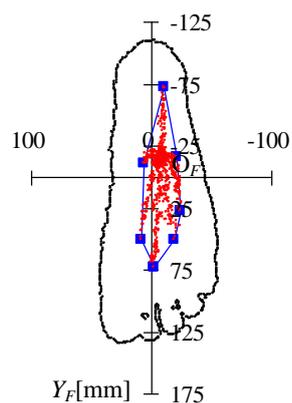
$A = 19789[\text{mm}^2]$ $T = 3200[\text{mm}^2]$ $T_A = 0.162$

(b) 被験者 3(左片足支持)



$A = 18795[\text{mm}^2]$ $T = 2236[\text{mm}^2]$ $T_A = 0.119$

(c) 被験者 5(右片足支持)



$A = 18500[\text{mm}^2]$ $T = 2999[\text{mm}^2]$ $T_A = 0.162$

(d) 被験者 5(左片足支持)

図 4.7 片足支持における COP の変化および転倒限界での COP



図 4.8 前方傾斜時の右足(被験者 3)



図 4.9 側方傾斜時の右足(被験者 3)

4.3.3 転倒限界評価値の算出

測定した転倒限界により、立位バランス能力を評価する方法として、図 4.6(a) に示すように■を直線で接続した領域の面積を用いることを検討する。本論文では、同領域を COP 可動域と呼ぶ。さらに、身体寸法の異なる被験者の COP 可動域を比較するために、幾何学的に COP が存在可能な支持基底面に対する COP 可動域の割合を用いる。支持基底面は、図 4.10 に示すように、両足支持の場合、赤実線で両足の足型の外側を囲む面、また、片足支持の場合は右片足支持での例を示す、青実線で各足の足型の外側を囲む面とし、支持基底面の面積 $A[\text{mm}^2]$ により COP 可動域の面積 $T[\text{mm}^2]$ を除した面積比 T_A を評価に用いる。

以上のようにして求めた、 A 、 T および T_A をそれぞれの測定結果に対して図 4.6、4.7 中に記す。被験者 3 と 5 の T_A を比較すれば、被験者 3 は、両足、片足支持のいずれにおいても大きな数値を示し、被験者 5 に比べ立位を保ちながら姿勢を大きく傾斜できることが把握される。図 4.11 には全被験者の両足支持、右片足支持、左片足支持それぞれの T_A の値を示す。被験者数が少ないため、おおよその傾向であるが、被験者全体の T_A の平均値に着目すると、両足支持で 0.47、右片足支持で 0.22、左片足支持で 0.19 であった。これより、両足支持では T_A の値が片足支持の 2 倍以上であり、安定している。また、両足支持での T_A の値を同年代で比較すると、男性に比べ女性は減少する傾向にあり、20 代では 0.07、30 代では 0.09 減少する。また、 T_A の値を同性別で比較すると、年齢が上がるにつれて減少する傾向にあり、男性では年代が上がるにつれて約 0.08 ずつ減少、女性では 0.10 減少している。片足支持においても同様の傾向が見られるが、 T_A の値が全体的に両足支持に比べ半分以下となっており、年齢や性別間の差の値も小さい。

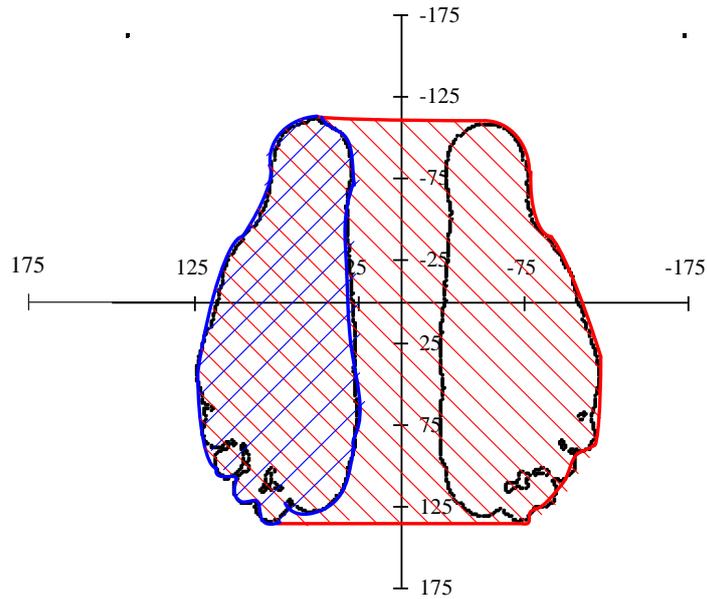


図 4.10 支持起底面の定義

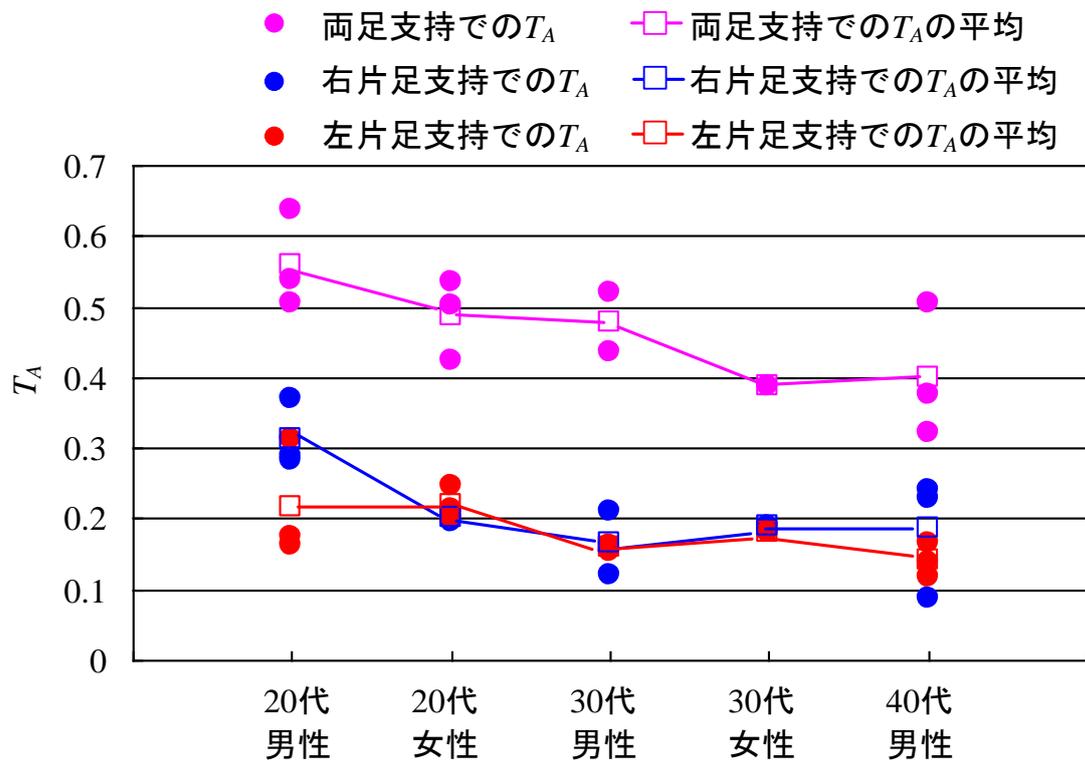


図 4.11 全被験者の両足支持，右片足支持，左片足支持それぞれの T_A の値

4.4 測定結果の統計処理

4.4.1 平均値間の差の検定

測定結果に関して、被験者数は12名と少ないが参考までに、年齢、性別などによる差の有意性について検討するため、平均値間の差の検定(以下、 t 検定とする。)を用い統計処理を行う。 t 検定には、対応のある場合と対応のない場合があるため、以下に、有意水準を5%とした場合での両者の手順について説明する。

(1) 対応のある t 検定の手順

対応のある t 検定は、同じ被験者に対し2つの条件下で測定した値を比較する場合に用いられる。同検定では、被験者数を k 、各条件下で測定した値の平均値を \bar{X}_1 、 \bar{X}_2 、標準偏差を S_1 、 S_2 、相関係数を r とし、統計量 t_0 の値を次式で算出する。

$$t_0 = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{(S_1^2 + S_2^2 - 2rS_1S_2)/(k-1)}} \quad (4.2)$$

有意差検定では、有意水準を5%とする場合、 t 分布表から自由度 $df=k-1$ 、 $0.05/2=0.025$ に対応する t の値を求め、 $|t_0| \geq t(df, 0.025)$ のときは有意差あり、 $|t_0| < t(df, 0.025)$ のときは有意差なしと判定する。

(2) 対応のない t 検定の手順

対応のない t 検定は、2つの被験者群に対し測定した値を比較する場合に用いられる。同検定では、各被験者群における被験者数を k_1 、 k_2 、平均値を \bar{X}_1 、 \bar{X}_2 、標準偏差を S_1 、 S_2 とする。結合不偏分散 U^2 および統計量 t_0 の値を次式で算出する。

$$U^2 = (k_1S_1^2 + k_2S_2^2)/(k_1 + k_2 - 2) \quad (4.3)$$

$$t_0 = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{U^2(1/k_1 + 1/k_2)}} \quad (4.4)$$

有意差検定では、有意水準を5%とする場合、 t 分布表から自由度 $df=k_1+k_2-2$ 、 $0.05/2=0.025$ に対応する t の値を求め、 $|t_0| \geq t(df, 0.025)$ のときは有意差あり、 $|t_0| < t(df, 0.025)$ のときは有意差なしと判定する。

4.4.2 青年群と中年群の比較

図4.12に示すように、被験者を6名ずつ20代の青年群と30~40代の中年群に分け、両群間の T_A の値を対応のない t 検定により有意水準を5%として確率 p 値を求め判定した。さらに、同図中には、両群内で右片足支持と左片足支持における T_A の値を対応のある t 検定により、有意水準を5%として確率 p 値を求め判定した結果を示す。なお、 T_A の平均±標準偏差は青年群において、両足支持で 0.52 ± 0.063 、右片足支持で 0.26 ± 0.062 、左片足支持で 0.22 ± 0.050 であった。

一方、中年群では両足支持で 0.42 ± 0.071 、右片足支持で 0.18 ± 0.057 、左片足支持で 0.15 ± 0.020 であった。

図 4.12 より T_A の平均値は、両足支持($t_0=2.322$, $p<0.05$)および左片足支持($t_0=2.750$, $p<0.05$)において、中年群では青年群に比べて有意に小さい値となり、右片足支持($t_0=2.078$)においても、有意な差ではないが中年群では青年群に比べて有意に小さい値となった。これより、転倒限界は加齢による筋力やバランス能力の低下にともない減少すると推測できる。

また、青年群と中年群それぞれで、右片足支持と左片足支持における T_A の平均値を比較した結果、青年群($t_0=1.289$)および中年群($t_0=1.543$)のいずれにおいても有意な差は認められなかった。したがって、右片足支持と左片足支持における転倒限界の差異は小さいと考えられる。

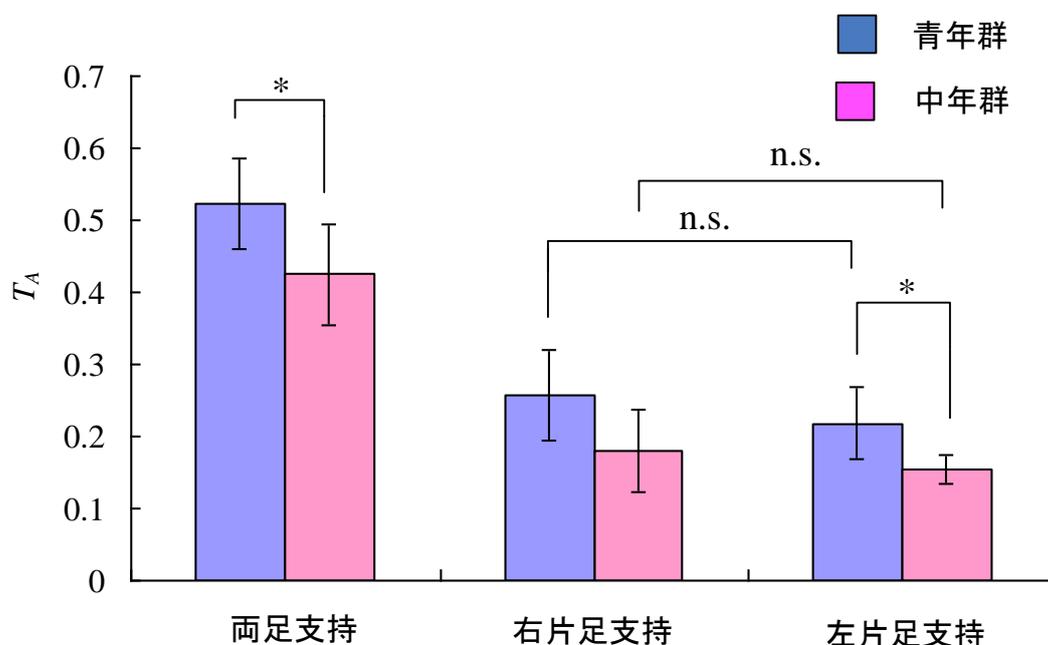


図 4.12 青年群と中年群の T_A の平均値および標準偏差
(* $p<0.05$, n. s. 有意差なし)

4.4.3 男性群と女性群の比較

図 4.13 に示すように、 T_A の性別差について、男性群 8 名と女性群 4 名それぞれ T_A の平均値を求め対応のない t 検定を行った。 T_A の平均±標準偏差は、男性群では両足支持で 0.48 ± 0.092 、右片足支持で 0.23 ± 0.086 、左片足支持で 0.17 ± 0.055 であった。一方、女性群では両足支持で 0.46 ± 0.059 、右片足支持で 0.20 ± 0.008 、左片足支持で 0.21 ± 0.024 であった。 T_A の平均値には両足支持($t_0=0.322$),

右片足支持($t_0=0.621$)および左片足支持($t_0=1.177$)のいずれにおいても、男女間に有意な差は認められなかった。ただし、今回は男性群と女性群の人数差が大きく、また、女性群の年齢の平均±標準偏差 25.8 ± 6.3 歳が、男性群の 34.6 ± 11.5 歳に比べかなり若いことなどから、性別に関する差に関しては、さらに、測定と検討が必要である。

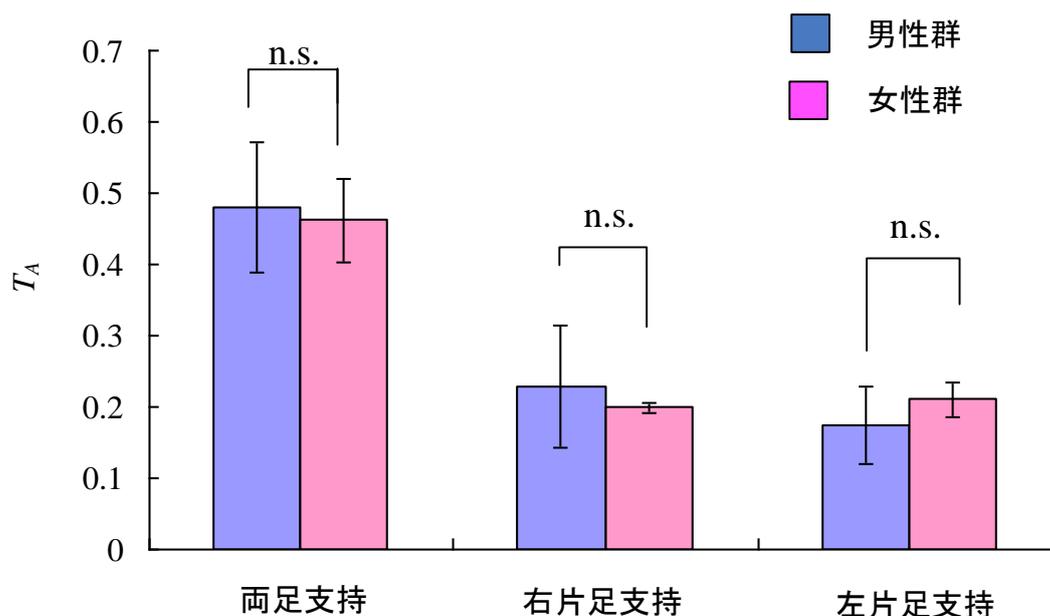


図 4.13 男性群と女性群の T_A の平均値および標準偏差(n. s. 有意差なし)

4.5 結言

本章では、本研究で実施する転倒限界の測定方法を説明した後、転倒瞬間の判別方法を検討した。また、両足支持・右片足支持・左片足支持で転倒限界の測定実験を実施し、それぞれの転倒限界での COP を求めた。同結果では、各被験者で両足支持・右片足支持・左片足支持における特徴がみられ、本装置を利用した転倒に対するバランス能力の評価が可能である。

また、支持基底面に対する COP 可動域の測定結果より、立位状態でのバランス能力の特徴を数値で表し比較することが可能であり、また、個人差が表れやすいことが確認できた。さらに、測定結果の統計処理を行った結果より、転倒限界が加齢にともなう筋力やバランス能力の低下により減少する可能性について言及した。

第 5 章 傾斜姿勢時の重心動揺

5.1 緒言

第 1 章で述べたように、現在の転倒回避能力測定の基準として、直立姿勢時の重心動揺の測定を行い、バランス維持能力による評価が行われている。本章では身体姿勢を傾斜した状態での重心動揺を測定する実験を提案し、既存の重心動揺測定より転倒リスクを高めた実験を行うことで、より検出力の高い転倒回避能力の評価が可能であることを示す。

5.2 傾斜姿勢時の重心動揺の測定実験

5.2.1 測定方法

身体姿勢を傾斜した状態での重心動揺を測定する実験を行うため、被験者にはサポート部を装着させ、設定した姿勢・COP で身体姿勢を維持させる実験を行う。測定の手順を(1)~(3)に示す。

- (1) 第 4 章の第 4.2.1 項で述べた直立姿勢となるように立ち位置などを調整する。ただし、被験者に図 5.1 に示すように、ハーネス式サポート部を胸部および大腿部に装着する。
- (2) 姿勢の傾斜は COP の位置で規定することとし、サポート部を動作させ、被験者の COP が目標位置に達するまで身体を足関節まわりに傾斜させる。
- (3) サポート部を停止し、被験者には姿勢を傾斜させたままで静止立位状態を続けさせる。この時の重心動揺を 20s 間測定する。

被験者は表 5.1 に示す健常者 10 名(平均年齢±標準偏差 22.9±0.7 歳；男性 10 名)とし、両足支持と右片足支持それぞれで測定を行った。



図 5.1 ハーネス式サポート部を装着した被験者

表 5.1 重心動揺を測定した被験者の性別, 年齢, 身長および体重

被験者	性別	年齢 [years]	身長 [mm]	体重 [kg]
1	男性	22	1790	60
2	男性	23	1740	64
3	男性	23	1690	58
4	男性	23	1770	60
5	男性	23	1730	68
6	男性	23	1770	61
7	男性	24	1600	57
8	男性	22	1750	65
9	男性	22	1640	52
10	男性	24	1660	56
平均±標準偏差		22.9±0.7	1714.0±61.1	60.1±5.0

5.2.2 測定中の視覚条件の設定

測定時の被験者の視覚条件は, 表 5.2 に示す条件 A, B, C の 3 通りとした. 同表より, まず, 条件 A では被験者の前方に, COP とその目標位置が $O_F-X_FY_F$ 上に表示されるディスプレイを配置し, 被験者には COP と目標位置が一致するように姿勢を保持するよう努めてもらう. 次に, 条件 B では, 被験者の COP が目標位値に達した後は COP をディスプレイから非表示とし目標位置のみを表示する. さらに条件 C では, 被験者の COP が目標位値に達した後は, 被験者には眼を閉じるように指示する.

表 5.2 被験者の視覚条件

条件 A	被験者の COP が目標位置に達した後もディスプレイによる教示を継続させる.
条件 B	被験者の COP が目標位置に達した後は COP を非表示とし, 動作を教示しない.
条件 C	被験者の COP が目標位置に達した後は被験者に眼を閉じるように指示する.

5.2.3 COP の目標位置の設定

ディスプレイによって被験者に教示する COP の目標位置は, 図 5.2 に示すように, 被験者の足長に対する踵からの距離の割合 C_r [%] で指定する. 測定は, 直立姿勢, C_r の目標値を 60%, 70% に設定した 2 箇所および各被験者で指定する

最大傾斜姿勢の計 4 箇所で行う。最大傾斜姿勢は、被験者ごとに C_r を 90% から 5% ずつ変化させ、立位姿勢を 20s 間以上維持可能であった最大の C_r での姿勢とする。なお、測定は各条件で 2 回ずつ行うが、 S の値は COP が一瞬であっても大きく変位した場合に値が急増するため、今回は、測定時間全体の傾向をより表す結果として、 S が小さいほうの結果を用いた。

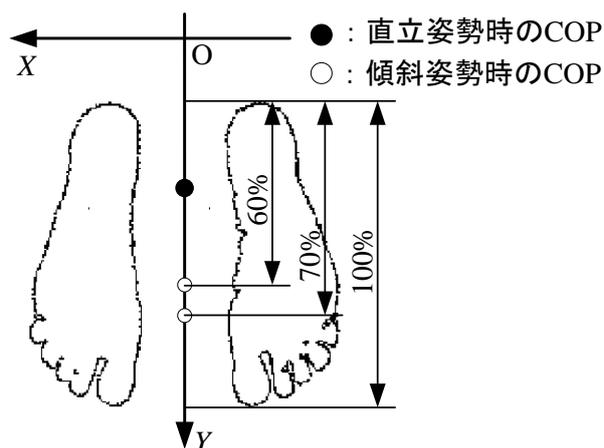


図 5.2 COP の目標位置

5.2.4 重心動揺評価値の算出

重心動揺の評価値として、サンプリング周波数を 20Hz として得られた測定時間 20s 中の 5~15s における 10s 間の結果より、COP の総移動距離 L [mm] およびその移動範囲である外周面積 S [mm²] を算出する。さらに、被験者の足部面積の差を考慮するため、 S の値を被験者の直立姿勢時の支持基底面の面積 A [mm²] で除した面積比 S_A を算出する。なお、 L の値はサンプリング数が n である $O_F-X_FY_F$ 上における COP の座標 (x_i, y_i) [$i=1 \sim n$] から次式で算出する。

$$L = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_{i+1})^2 + (y_i - y_{i+1})^2} \quad (5.1)$$

また、 S の値は図 5.3(a) に例を示すように、COP の移動軌跡の測定結果において、軌跡の最外郭で囲まれる図 5.3(b) に例を示す黒塗り部分の面積として求める。



(a) COP の移動軌跡

(b) COP の外周面積

図 5.3 外周面積の定義

5.3 統計処理の方法

COP の目標位置間および視覚条件間における測定結果の有意差について検討するために、二元配置分散分析および Tukey の HSD 法による多重比較検定を用いて、評価値の統計処理を行う。以下に、有意水準を 5% とした場合の分散分析および多重比較検定の方法を示す。

5.3.1 分散分析

分散分析は 3 つ以上の平均値間の差の検定に用いられ、測定値に影響する因子の数により、一元配置法、二元配置法、三元配置法、多次元配置法などに分類される⁽³⁵⁾。姿勢保持実験の評価では、測定値が被験者の個人差および測定条件によって変動すると考えられるため、因子の数が 2 つである二元配置法の分散分析を用いる。

被験者の個人差を因子 A、測定条件を因子 B として、二元配置法における測定値の配列を表 5.3 に示す。ここで、被験者数を k 、測定条件の数を l_m 、測定値を X_{ij} とし、因子 A と B の各水準および全体の平均値を式(5.2)～式(5.4)で算出する。また、分析に利用する統計量をまとめた分散分析表を表 5.4 に示す。

有意差検定は有意水準を 5% とする場合、 F 分布表より自由度 df_a , df_e , あるいは df_b , df_e のときの F 値を求め、 $F_a \geq F(df_a, df_e, 0.05)$ のとき因子 A の水準間に有意差ありと判定し、 $F_a < F(df_a, df_e, 0.05)$ のとき有意差なしと判定する。また、 $F_b \geq F(df_b, df_e, 0.05)$ のとき因子 B の水準間に有意差ありと判定し、 $F_b < F(df_b, df_e, 0.05)$ のとき有意差なしと判定する。

$$\text{因子 A の水準の平均値} \quad \bar{X}_{.i} = \sum X_{ij} / l_m \quad (5.2)$$

$$\text{因子 B の水準の平均値} \quad \bar{X}_{.j} = \sum X_{ij} / k \quad (5.3)$$

$$\text{全体の平均値} \quad \bar{X}_{..} = \sum \sum X_{ij} / kl_m \quad (5.4)$$

表 5.3 二元配置法における測定値の配列

因子	B					
	A	B_1	B_2	B_3	...	B_{l_m}
	A_1	X_{11}	X_{12}	X_{13}	...	X_{1l_m}
	A_2	X_{21}	X_{22}	X_{23}	...	X_{2l_m}

	A_k	X_{k1}	X_{k2}	X_{k3}	...	X_{kl_m}

表 5.4 分散分析表

要因	変動	自由度	分散(平均変動)	分散比(F 値)
A	$SS_a = l_m \sum \bar{X}_{i.}^2 - N\bar{X}_{..}^2$	$df_a = k - 1$	$MS_a = SS_a / df_a$	$F_a = MS_a / MS_e$
B	$SS_b = k \sum \bar{X}_{.j}^2 - N\bar{X}_{..}^2$	$df_b = l_m - 1$	$MS_b = SS_b / df_b$	$F_b = MS_b / MS_e$
誤差	$SS_e = SS_t - SS_a - SS_b$	$df_e = (k-1)(l_m - 1)$	$MS_e = SS_e / df_e$	
全体	$SS_t = \sum \sum X_{ij}^2 - N\bar{X}_{..}^2$	$df_t = kl_m - 1$		

5.3.2 多重比較検定

分散分析において、 F 検定により有意差が認められた場合でも、全ての平均値間に差があるとはかぎらない。そこで、多重比較検定を用いてどの水準の平均値間に有意差があるかを調べる必要がある。

多重比較検定の手順は、 $q(l_m, df_e, 0.05)$ の値を q 分布表から求め、統計量 HSD を式(5.5)で算出する。比較する測定値における平均値の差($|\bar{X}_i - \bar{X}_j|$)と HSD を比較し、前者が大きければ有意差ありと判定する。

$$HSD = q(l_m, df_e, 0.05) \sqrt{MS_e / k} \quad (5.5)$$

5.4 重心動揺の測定結果

5.4.1 両足支持での測定結果

図 5.4 に各被験者のそれぞれの C_r において測定値から算出した L , S および S_A の平均値と標準偏差を示す。また、各視覚条件における全被験者の C_r , L , S および S_A の値とその平均値を付録 B に示す。

統計処理を行った結果として、 C_r の目標位置間での有意差について表 5.5 に示す。また、視覚条件間での有意差について表 5.6 に示す。なお、表 5.5 および表 5.6 では、被験者が静止立位状態を維持する姿勢を以下に示す P1~P4 により表している。

P1 : 直立姿勢

P2 : C_r の目標値を 60%とした傾斜姿勢

P3 : C_r の目標値を 70%とした傾斜姿勢

P4 : 最大傾斜姿勢

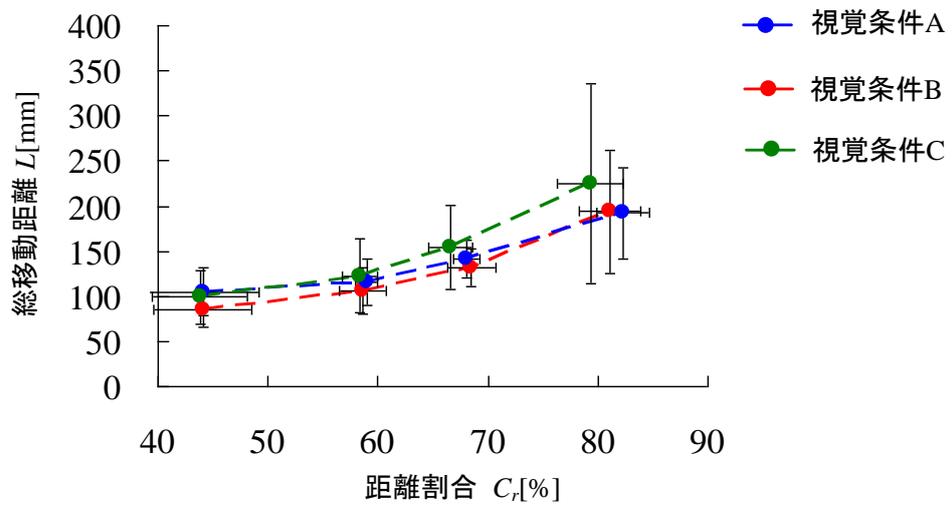
図 5.5 に測定結果の例として、視覚条件 A でのそれぞれの C_r における 2 名の 20 代男性(表 5.1 の被験者 2, 3)の COP の軌跡を示す。なお、同図中では測定時間内の COP の座標の平均値として求めた重心動揺の中心を原点 O_S とし、各軸が X_F , Y_F 軸と平行な座標系 $O_S-X_S Y_S$ で COP の変化を表している。

図 5.4 よりいずれの視覚条件においても、 C_r の増加にともない重心動揺の L , S および S_A の平均値は増加する傾向を示した。これらの結果において、分散分析および多重比較検定を行い、 C_r の目標位置間での有意差を求めた。その結果、表 5.5 に示すように、 L は姿勢の傾斜とともに C_r に対する有意差が全ての視覚条件で確認された。 S および S_A においても最大傾斜姿勢において他の姿勢と比較し有意な増加を示すことが全ての視覚条件で確認された。

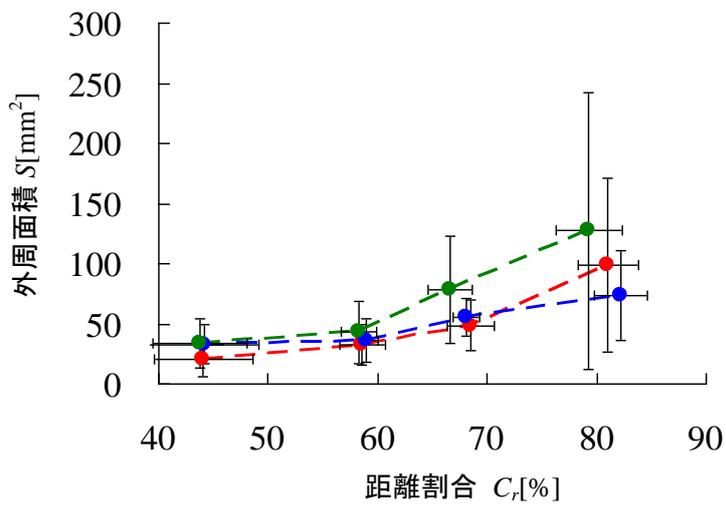
視覚条件間で C_r の値を比較すると、図 5.4 より、視覚条件 C では最大傾斜姿勢での C_r の値が減少する傾向を示した。分散分析および多重比較検定の結果、表 5.6 に示すように、視覚条件 C では条件 A に比べ、最大傾斜姿勢における C_r の値に有意な減少が認められた。 L , S および S_A の値については、図 5.4 より、視覚条件 C では他の視覚条件と比べ増加する傾向を示した。また、最大傾斜姿勢において、視覚条件 B では条件 A に比べ増加する傾向を示した。分散分析および多重比較検定の結果、表 5.6 に示すように、視覚条件間での有意差が直立姿勢または C_r の目標値を 60%とした傾斜姿勢では確認されたが、 C_r の目標値を 70%とした傾斜姿勢および最大傾斜姿勢では確認されなかった。これは、図 5.4 からわかるように、 L , S および S_A の標準偏差、すなわち重心動揺の個人差が C_r の増加にともない増加したためと考えられる。

重心動揺の個人差は、図 5.5(a)に示す 2 名の被験者の COP の軌跡においても確認できる。同図(a)より被験者 2 の重心動揺は、 C_r が 80%の最大傾斜姿勢において最も大きい。最大傾斜姿勢における L , S および S_A の値は直立姿勢に比べ、それぞれ 2.8 倍、7.8 倍、7.7 倍となっており、 S および S_A の値が顕著に増加している。一方、図 5.5(b)より被験者 3 の重心動揺は、 C_r の増加にともなう L , S および S_A の値の増加傾向が比較的小さい。

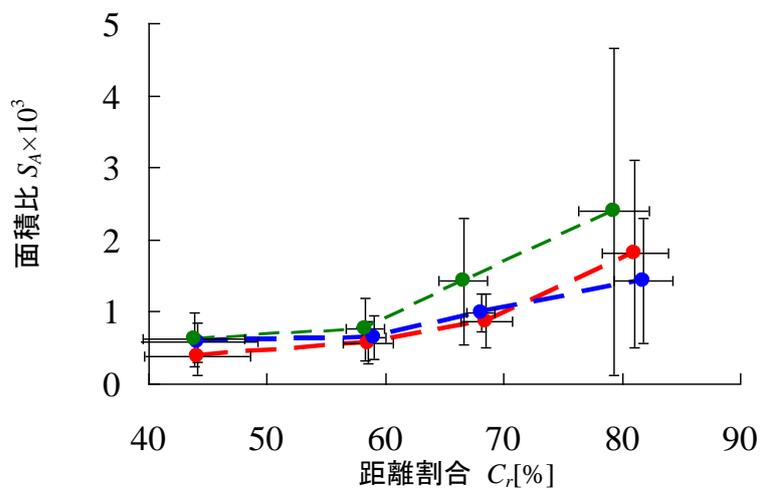
これらの結果から、 C_r の増加による影響を受けやすい被験者と受けにくい被験者が存在し、身体を傾斜させることで重心動揺に個人差が生じやすいと考えられる。最大傾斜姿勢では視覚の影響を受けやすく、重心動揺は COP の位置が教示される条件(条件 A)において減少傾向を示したが、閉眼条件(条件 C)では増加した。一方、直立状態においてはそれぞれの被験者に L , S および S_A の差はあまり見られない。すなわち、両足支持における重心動揺の測定結果は直立姿勢では表れにくく、姿勢を傾斜するにつれて個人差が顕著となることが推測される。重心動揺の測定は主に直立状態で行われているが、以上のように姿勢を傾斜するにつれて個人差が顕著となることから、本装置による測定結果でバランス能力の優劣の評価がより適切に行える。



(a) 総移動距離



(b) 外周面積



(c) 面積比

図 5.4 両足支持における各視覚条件での L , S , S_A の平均値および標準偏差

表5.5 両足支持における L , S , S_{A0} の平均値±標準偏差および C_r の目標位置間での有意差(** $p<0.01$, * $p<0.05$)

被験者の 視覚条件	総移動距離 L [mm]		外周面積 S [mm ²]		面積比 $S_{A0} \times 1000$	
	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差
条件A	P1-P3*	P1 105±26.0		P1 33±15.9		P1 0.74±0.355
	P1-P4**	P2 116±25.4	P1-P4**	P2 36±18.4	P1-P4**	P2 0.81±0.399
	P2-P4**	P3 141±21.5	P2-P4**	P3 55±15.6	P2-P4**	P3 1.24±0.363
	P3-P4**	P4 192±53.0		P4 78±43.8		P4 1.78±1.03
条件B	P1-P3*	P1 86±19.4	P1-P4**	P1 21±14.7	P1-P4**	P1 0.47±0.33
	P1-P4**	P2 106±25.5	P2-P4**	P2 32±17.2	P2-P4**	P2 0.72±0.395
	P2-P4**	P3 132±20.9	P3-P4*	P3 49±20.9	P3-P4*	P3 1.09±0.478
	P3-P4**	P4 194±67.9		P4 99±72.5		P4 2.21±1.617
条件C	P1-P4**	P1 99±29.2		P1 34±20.3		P1 0.78±0.505
	P2-P4**	P2 123±41.4	P1-P4**	P2 43±25.8	P1-P4*	P2 0.97±0.582
	P3-P4*	P3 155±46.6	P2-P4*	P3 78±44.5	P2-P4*	P3 1.78±1.069
		P4 225±111.4		P4 127±115.0		P4 2.99±2.88

P4:最大傾斜姿勢

P3: C_r の目標値を70%とした傾斜姿勢

P2: C_r の目標値を60%とした傾斜姿勢

P1:直立姿勢

表5.6 両足支持における C_r , L , S , S_{A0} の平均値±標準偏差および視覚条件間での有意差 (** $p<0.01$, * $p<0.05$)

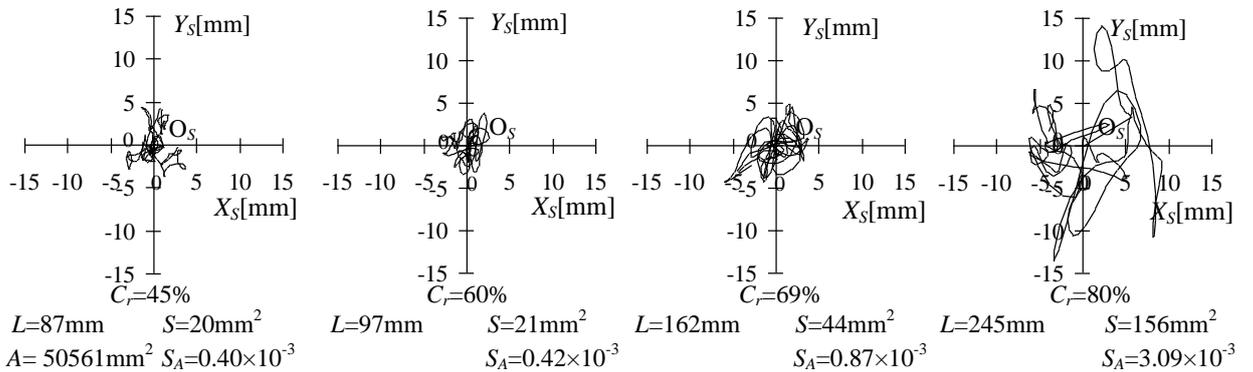
被験者の姿勢	距離割合 C_r [%]		総移動距離 L [mm]		外周面積 S [mm ²]		面積比 $S_{A0} \times 1000$	
	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差
P1		A 44±5.3		A 105±26.0		A 33±15.9		A 0.74±0.355
		B 44±4.6	A-B*	B 86±19.4		B 21±14.7	B-C*	B 0.47±0.33
		C 44±4.3		C 99±29.2		C 34±20.3		C 0.78±0.505
P2		A 59±1.0		A 116±25.4		A 36±18.4		A 0.81±0.399
		B 59±2.1	B-C*	B 106±25.5	B-C*	B 32±17.2	B-C*	B 0.72±0.395
		C 58±1.6		C 123±41.4		C 43±25.8		C 0.97±0.582
P3		A 68±1.2		A 141±21.5		A 55±15.6		A 1.24±0.363
		B 69±2.2		B 132±20.9		B 49±20.9		B 1.09±0.478
		C 67±2.0		C 155±46.6		C 78±44.5		C 1.78±1.069
P4	A-C**	A 82±2.5		A 192±53.0		A 78±43.8		A 1.78±1.03
		B 81±2.8		B 194±67.9		B 99±72.5		B 2.21±1.617
		C 79±3.0		C 225±111.4		C 127±115.0		C 2.99±2.88

P4:最大傾斜姿勢

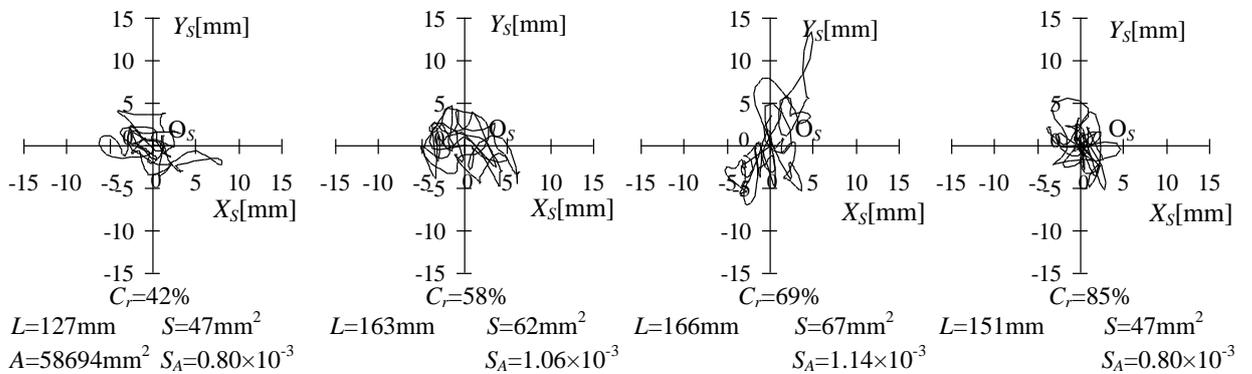
P3: C_r の目標値を70%とした傾斜姿勢

P2: C_r の目標値を60%とした傾斜姿勢

P1:直立姿勢



(a) 被験者 2



(b) 被験者 3

図 5.5 直立姿勢, 傾斜姿勢で測定した COP の軌跡(視覚条件 A, 両足支持)

5.4.2 右片足支持での測定結果

右片足支持での測定において, 視覚条件 C(閉眼条件)では, 静止立位状態を維持する 20s 間に被験者がバランスを崩し, 左足を接地してしまう場面が多く見られたため, 測定を複数回行うことは困難と判断した. したがって, 右片足支持での測定は視覚条件 A, B でのみ行った.

測定結果として, 図 5.6 に各被験者のそれぞれの C_r において測定値から算出した L , S および S_A の平均値と標準偏差を示す. また, 各視覚条件における全被験者の C_r , L , S および S_A の値とその平均値を付録 B に示す. これらの結果において分散分析および多重比較検定を行い, C_r の目標位置間での有意差を求めた結果を表 5.7 に示す. さらに, 第 5.4.1 項で述べた対応のある t 検定を用いて, 視覚条件 A, B 間で比較した結果を表 5.8 に示す. また, 測定結果の例として, 視覚条件 A でのそれぞれの C_r における 2 名の 20 代男性(表 5.1 の被験者 2, 3) の COP の軌跡を図 5.7 に示す.

図 5.6 より視覚条件 A において, 測定時の C_r の平均値 \pm 標準偏差は, 直立姿勢

では $45\pm 4.4\%$ 、傾斜姿勢では $59\pm 0.8\%$ 、 $67\pm 1.7\%$ 、 $75\pm 3.2\%$ であり、最大傾斜姿勢における C_r は両足支持での結果と比べ、約 7% 小さくなった。また、視覚条件 B における C_r の平均値 \pm 標準偏差は、直立姿勢では $48\pm 4.2\%$ 、傾斜姿勢では $59\pm 2.6\%$ 、 $68\pm 1.7\%$ 、 $74\pm 1.9\%$ であり、最大傾斜姿勢における C_r は両足支持での結果と比べ、約 7% 小さくなった。

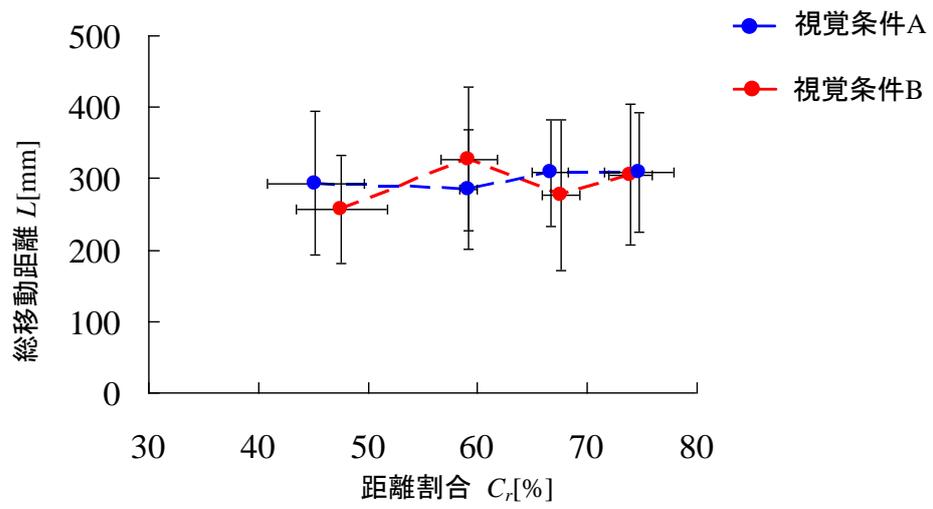
これは、第 4 章で示した図 4.6 と図 4.7 の比較からわかるように、前方方向の転倒限界が、右片足支持では両足支持に比べて後退しているためである。また、 L 、 S および S_A の平均値は両足支持での結果と比べ全体的に大きくなった。

しかし、 L 、 S および S_A の値は、 C_r の増加にともなう変化量が両足支持の場合と比べて小さい。分散分析および多重比較検定の結果、表 5.7 より、 C_r の目標位置間での有意差は、視覚条件 A、B のいずれにおいても認められなかった。この原因として、右片足支持では、 C_r の値にかかわらず L 、 S および S_A の値が両足支持での最大傾斜姿勢時よりも大きく不安定であったため、直立姿勢時でも静止立位状態を維持可能な限界値付近まで達していたことや、個人差による値のばらつきが顕著に現われたことが考えられる。

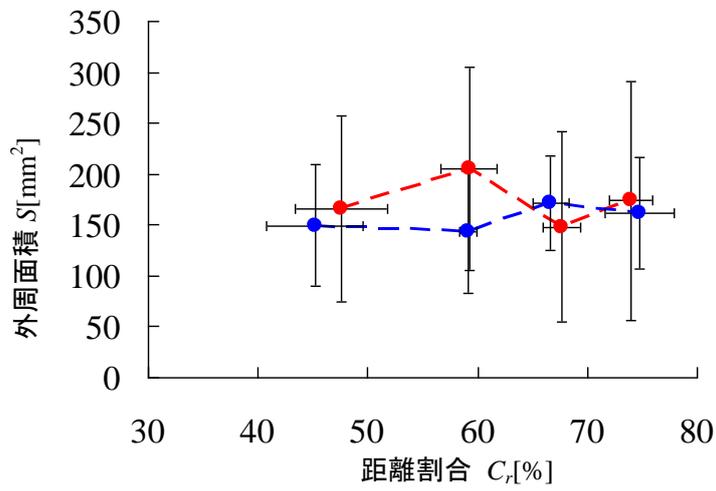
視覚条件 A、B 間の有意差を対応のある t 検定により判定した結果、表 5.8 に示すように、直立姿勢において、 C_r の値が視覚条件 B では視覚条件 A に比べ有意に増加した。しかし、 L 、 S および S_A の値については、いずれの姿勢においても視覚条件間で有意差は認められなかった。これは、上述したように右片足支持は不安定であり、測定値に個人差の影響が大きく現れたためと推測できる。

図 5.7(a)より被験者 2 の重心動揺について検討すると、 L の値はいずれの姿勢においても約 300mm であるのに対し、 S および S_A の値は C_r が約 60%、67% の傾斜姿勢において、直立姿勢、最大傾斜姿勢と比べて小さいことがわかる。一方、同図(b)より被験者 3 では L の値が約 400mm であり、被験者 2 に比べて 100mm 大きい。また、 S および S_A の値は C_r が 60%、68% の傾斜姿勢で比較的大きく、被験者 2 とは異なった変化の傾向を示している。

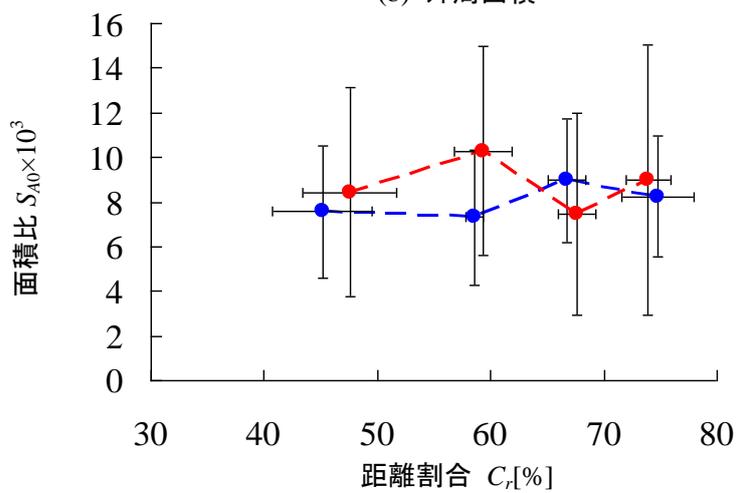
これらの結果より、片足支持においては姿勢を傾斜しない状態においても個人差が顕著となり、立位バランス能力の評価実験に適する。しかし、同状態は不安定な状態であるので、転倒を防ぐために本装置を用いた測定は有用である。



(a) 総移動距離



(b) 外周面積



(c) 面積比

図 5.6 右片足支持における各視覚条件での重心動揺の平均値および標準偏差

表5.7 右片足支持における L , S , S_{A0} の平均値±標準偏差および C_r の目標位置間での有意差(** $p<0.01$)

被験者の 視覚条件	総移動距離 L [mm]		外周面積 S [mm ²]		面積比 $S_{A0} \times 1000$	
	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差
条件A		P1 294±101.1		P1 150±59.9		P1 9.83±3.987
		P2 285±84.5		P2 143±59.9		P2 9.55±4.338
		P3 308±74.6		P3 172±46.8		P3 11.71±4.098
		P4 309±84.0		P4 162±54.9		P4 10.70±3.652
条件B		P1 257±75.1		P1 166±91.1		P1 10.31±5.875
		P2 327±100.2		P2 205±99.8		P2 12.64±5.998
		P3 277±105.8		P3 148±93.6		P3 9.21±5.918
		P4 305±98.4		P4 174±117.1		P4 10.63±6.878
条件C						

P4:最大傾斜姿勢

P3: C_r の目標値を70%とした傾斜姿勢

P2: C_r の目標値を60%とした傾斜姿勢

P1:直立姿勢

表5.8 右片足支持における C_r , L , S , S_{A0} の平均値±標準偏差および視覚条件間での有意差(* $p<0.05$)

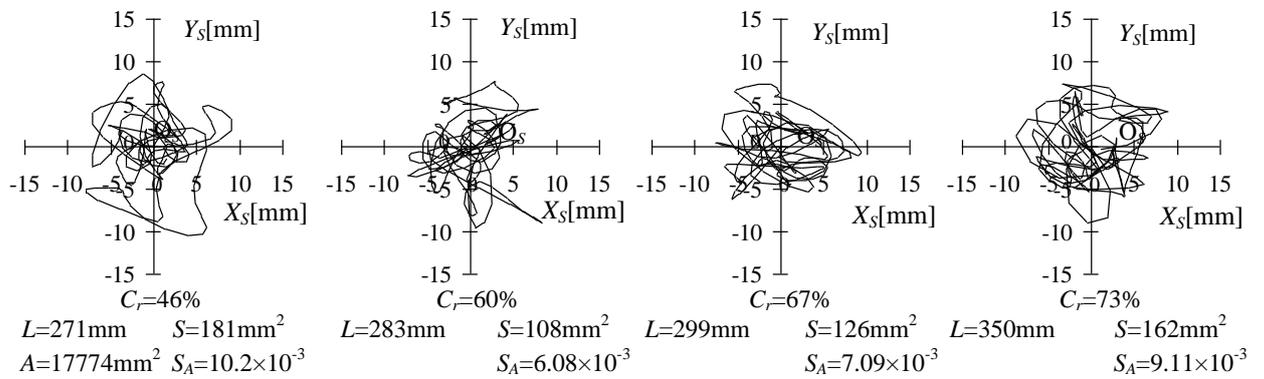
被験者の姿勢	距離割合 C_r [%]		総移動距離 L [mm]		外周面積 S [mm ²]		面積比 $S_{A0} \times 1000$	
	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差	有意差	平均値±標準偏差
P1	A	45±5.4		A 294±101.1		A 150±59.9		A 9.83±3.987
	B	48±4.2		B 257±75.1		B 166±91.1		B 10.31±5.875
	C			C		C		C
P2	A	59±0.8		A 285±84.5		A 143±59.9		A 9.55±4.338
	B	59±2.6		B 327±100.2		B 205±99.8		B 12.64±5.998
	C			C		C		C
P3	A	67±1.7		A 308±74.6		A 172±46.8		A 11.71±4.098
	B	67±1.7		B 277±105.8		B 148±93.6		B 9.21±5.918
	C			C		C		C
P4	A	75±3.2		A 309±84.0		A 162±54.9		A 10.70±3.652
	B	74±1.9		B 305±98.4		B 174±117.1		B 10.63±6.878
	C			C		C		C

P4:最大傾斜姿勢

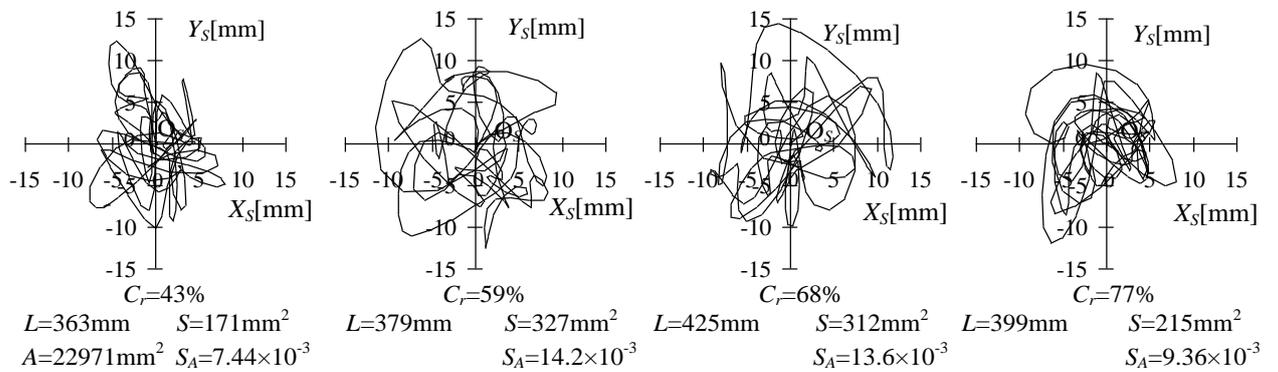
P3: C_r の目標値を70%とした傾斜姿勢

P2: C_r の目標値を60%とした傾斜姿勢

P1:直立姿勢



(a) 被験者 2



(b) 被験者 3

図 5.7 直立姿勢, 傾斜姿勢で測定した COP の軌跡(視覚条件 A, 右片足支持)

5.5 結言

本章では, 身体姿勢を傾斜した状態での重心動揺の測定が可能であることを示し, 転倒リスクの高い姿勢でのバランス維持能力の測定から, より有用な転倒回避能力の評価の可能性について言及した.

第 6 章 ワイヤ駆動を用いたスキルアシスト装置

6.1 緒言

本章では、回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構をスキルアシストによる人体動作補助に応用するため、摩擦を利用したワイヤ巻き取り機構を提案・製作した。また、同機構および同装置を用いた人体動作補助装置試作機を製作し、さらに、その計測・制御系も製作した。

6.2 回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構の解析と設計

6.2.1 機構の構成

人体に装着して動作補助を行うためには、人体とできるだけ干渉しない機構が求められる。したがって本研究では、図 6.1 に示す、回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構を用いる。同機構は中央の支柱以外ワイヤにより構成されるため、人体に装着しやすく、軽量かつ柔軟などの特長を有する。

n 自由度 (n は自然数) のパラレルワイヤ駆動機構は $n+1$ 本以上のワイヤが必要であり⁽³⁶⁾、本機構では 2 自由度とするために必要な最小の 3 本のワイヤを用いている。機構は、ベース部から d の高さに固定した 2 自由度の対偶を介して長さ c の支柱で連結する出力部を、3 本のワイヤの伸縮で任意周りに回転できる。各ワイヤはそれぞれ出力部に Z 軸を中心に半径 b で等間隔に固定し、それらの他端はベース上に Z 軸を中心に半径 a の距離で等間隔に固定する。このときワイヤの両端を結ぶ直線は Z 軸に交わる。

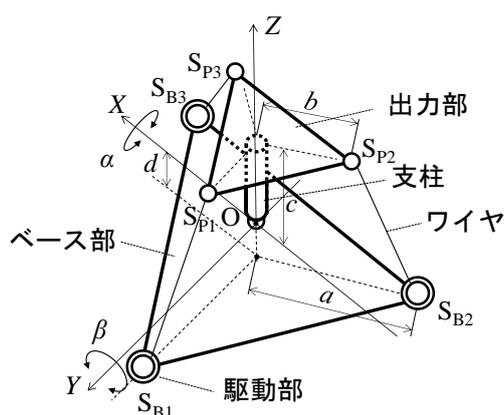


図 6.1 提案する回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構の機構学モデル

6.2.2 機構寸法の決定

本項では，決定した機構寸法を示す．パラレルワイヤ駆動機構では機構の寸法，出力節の姿勢および出力節に発生する力に依存して，ワイヤに発生する張力が変化する．そのため，図 6.1 に示すパラレルワイヤ駆動機構の各寸法 $a\sim d$ を設計変数として定義し，人体動作の補助を想定した中で，張力が抑制されるような設計変数の組み合わせを第 6.3.5 項で示す方法で求めた．また，その寸法で構成された機構の動作範囲が，試作機製作に向けて十分なものかを第 6.3.4 項で示す方法で確認した．決定した機構寸法を表 6.1 に示す．

表 6.1 機構寸法

a [mm]	b [mm]	c [mm]	d [mm]
400	140	350	100

6.2.3 運動学解析

提案する回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構における逆運動学解析について図 6.1 を用いて説明する．出力部対偶点を $S_{Pi}(i=1\sim 3)$ ，ベース部対偶点を $S_{Bi}(i=1\sim 3)$ ，時計回り方向を正とした各軸回りの回転変位を α ， β ， γ ，各軸回りの回転行列を $R_x(\alpha)$ ， $R_y(\beta)$ ， $R_z(\gamma)$ と定義する．ただし，本解析において各ワイヤは剛体リンクとみなす．この時，出力節に回転変位を与えた場合の各軸周りの変換行列 D は次式で表される．

$$D = R_x(\alpha)R_y(\beta)R_z(\gamma)$$

$$= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.1)$$

$$= \begin{pmatrix} \cos\beta\cos\gamma & -\cos\beta\sin\gamma & \sin\beta \\ \cos\alpha\sin\gamma + \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma & \cos\alpha\cos\gamma - \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma & -\sin\alpha\cos\beta \\ \sin\alpha\sin\gamma - \cos\alpha\sin\beta\cos\gamma & \sin\alpha\cos\gamma + \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma & \cos\alpha\cos\beta \end{pmatrix}$$

よって，姿勢変化前の出力対偶点 $S_{Pi}(i=1\sim 3)$ の座標を (X_{Pi}, Y_{Pi}, Z_{Pi}) ，姿勢変化後の各出力対偶点の座標 $(X'_{Pi}, Y'_{Pi}, Z'_{Pi})$ をとすると，姿勢変化後の出力部対偶点の座標は次式で表される．姿勢変化後のワイヤと出力節の座標との連結点の座標は次式で表される．

$$\begin{pmatrix} X'_{Pi} \\ Y'_{Pi} \\ Z'_{Pi} \end{pmatrix} = D \begin{pmatrix} X_{Pi} \\ Y_{Pi} \\ Z_{Pi} \end{pmatrix} \quad (6.2)$$

$$= \begin{pmatrix} X_{Pi} \cos \beta \cos \gamma + Y_{Pi} (-\cos \beta \sin \gamma) + Z_{Pi} \sin \beta \\ X_{Pi} (\cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma) + Y_{Pi} (\cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma) + Z_{Pi} (-\sin \alpha \cos \beta) \\ X_{Pi} (\sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma) + Y_{Pi} (\sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma) + Z_{Pi} \cos \alpha \cos \beta \end{pmatrix}$$

また、ワイヤ並進変位 Δl_i は、姿勢変化前のワイヤ長を l_i 、姿勢変化後のワイヤ長を l'_i 、ベース部対偶点 S_{Bi} の座標を (X_{Bi}, Y_{Bi}, Z_{Bi}) として次式で表される。

$$\begin{aligned} \Delta l_i &= l'_i - l_i \\ &= \sqrt{(X'_{Pi} - X_{Bi})^2 + (Y'_{Pi} - Y_{Bi})^2 + (Z'_{Pi} - Z_{Bi})^2} \\ &\quad - \sqrt{(X_{Pi} - X_{Bi})^2 + (Y_{Pi} - Y_{Bi})^2 + (Z_{Pi} - Z_{Bi})^2} \end{aligned} \quad (6.3)$$

6.2.4 動作範囲の解析

本項では、姿勢変化後の相対座標系における Z 軸方向のモーメントのつり合いが支柱の存在により無視できることを利用し、提案する機構の可動範囲を算出する。

初めに、提案する機構の相対座標系から見た力のつり合い式を解く。出力部に絶対座標系で回転変位 α, β, γ を与えた場合の各軸回りの座標変換を相対座標系で表現するには、その逆変換行列を用いる。

まず、図 6.2 に示すように、絶対座標系での各出力部対偶点までの位置ベクトルを $\mathbf{r}_{Pi}(r_{PXi}, r_{PYi}, r_{PZi}) (i=1\sim 3)$ 、各ベース部対偶点までの位置ベクトルを $\mathbf{r}_{Bi}(r_{BXi}, r_{BYi}, r_{BZi}) (i=1\sim 3)$ 、相対座標系での姿勢変化後の各出力部対偶点までの位置ベクトルを $\mathbf{r}'_{Pi}(r'_{PXi}, r'_{PYi}, r'_{PZi}) (i=1\sim 3)$ 、各ベース部対偶点までの位置ベクトルを $\mathbf{r}'_{Bi}(r'_{BXi}, r'_{BYi}, r'_{BZi}) (i=1\sim 3)$ 、相対座標系での姿勢変化後のワイヤの方向を示す単位ベクトルを \mathbf{p}'_i 、各ワイヤ張力を $T_i (i=1\sim 3)$ と定義する。

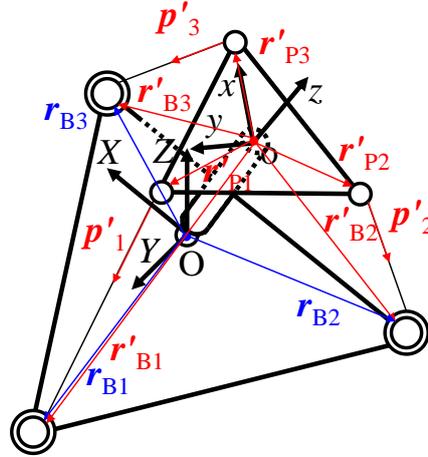


図 6.2 姿勢変化後の各座標系からみた各ベクトル

絶対座標系で出力節に回転変位 α, β, γ を与えた場合の各軸回りの変換行列 \mathbf{D} は式(6.4)で表されるため, 相対座標系から見た姿勢変化後の各ベース部までの位置ベクトル \mathbf{r}'_{Bi} は次式で表される.

$$\begin{pmatrix} r'_{Bxi} \\ r'_{Byi} \\ r'_{Bzi} \end{pmatrix} = \mathbf{D}^{-1} \begin{pmatrix} r_{BXi} \\ r_{BYi} \\ r_{BZi} \end{pmatrix} \quad (6.4)$$

$$= \begin{pmatrix} r_{BXi} \cos \beta \cos \gamma + r_{BYi} (-\cos \beta \sin \gamma) + r_{BZi} \sin \beta \\ r_{BXi} (\cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma) + r_{BYi} (\cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma) + r_{BZi} (-\sin \alpha \cos \beta) \\ r_{BXi} (\sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma) + r_{BYi} (\sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma) + r_{BZi} \cos \alpha \cos \beta \end{pmatrix}$$

相対座標系での姿勢変化後のワイヤの方向を示す単位ベクトル \mathbf{p}'_i は姿勢変化後の各ワイヤ長 l'_i を用いて以下の式で表される.

$$\begin{pmatrix} p'_{xi} \\ p'_{yi} \\ p'_{zi} \end{pmatrix} = \frac{1}{l'_i} \begin{pmatrix} r'_{Bxi} - r'_{Pxi} \\ r'_{Byi} - r'_{Pyi} \\ r'_{Bzi} - r'_{Pzi} \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

このとき相対座標系における, 姿勢変化後の原点 \mathbf{O} 周りのモーメントのつり合いを考えると以下の式が成り立つ.

$$\begin{aligned} & \sum_{i=1}^3 \mathbf{r}'_{Pi} \times \mathbf{T}_i \mathbf{p}'_i \\ &= \begin{bmatrix} T_1(r'_{Py1} p'_{z1} - r'_{z1} p'_{y1}) + T_2(r'_{Py2} p'_{z2} - r'_{z2} p'_{y2}) + T_3(r'_{Py3} p'_{z3} - r'_{z3} p'_{y3}) \\ T_1(r'_{Pz1} p'_{x1} - r'_{x1} p'_{z1}) + T_2(r'_{Pz2} p'_{x2} - r'_{x2} p'_{z2}) + T_3(r'_{Pz3} p'_{x3} - r'_{x3} p'_{z3}) \\ T_1(r'_{Px1} p'_{y1} - r'_{y1} p'_{x1}) + T_2(r'_{Px2} p'_{y2} - r'_{y2} p'_{x2}) + T_3(r'_{Px3} p'_{y3} - r'_{y3} p'_{x3}) \end{bmatrix} = 0 \end{aligned} \quad (6.6)$$

ここで, 相対座標系での Z 軸回りのモーメントのつり合いは無視できるため,

式(6.6)の Z 座標を取り除いた行列成分が 0 になればモーメントがつり合うことになる。

$$\begin{aligned}
 & \left[\begin{array}{l} T_1(r'_{Py1} p'_{z1} - r'_{z1} p'_{y1}) + T_2(r'_{Py2} p'_{z2} - r'_{z2} p'_{y2}) + T_3(r'_{Py3} p'_{z3} - r'_{z3} p'_{y3}) \\ T_1(r'_{Pz1} p'_{x1} - r'_{x1} p'_{z1}) + T_2(r'_{Pz2} p'_{x2} - r'_{x2} p'_{z2}) + T_3(r'_{Pz3} p'_{x3} - r'_{x3} p'_{z3}) \end{array} \right] \\
 & = T_1 \mathbf{w}_1 + T_2 \mathbf{w}_2 + T_3 \mathbf{w}_3 = 0 \quad (\mathbf{w}_i = (\mathbf{r}'_{Pi} \times \mathbf{p}'_i)) \\
 & \left(\frac{T_1}{T_3} \right) \mathbf{w}_1 + \left(\frac{T_2}{T_3} \right) \mathbf{w}_2 + \mathbf{w}_3 = 0 \\
 & \mathbf{w}_3 = - \left(\frac{T_1}{T_3} \right) \mathbf{w}_1 - \left(\frac{T_2}{T_3} \right) \mathbf{w}_2 = -\mathbf{W}_2 \mathbf{T}_2 \tag{6.7}
 \end{aligned}$$

※ただし, $\mathbf{w}_2 = [\mathbf{w}_1, \mathbf{w}_2]$, $\mathbf{T}_2 = \frac{1}{T_3} [T_1, T_2]^T$.

以上の式より次式が成り立つ。

$$\begin{aligned}
 \mathbf{T}_2 & = -\mathbf{W}_2^{-1} \mathbf{w}_3 \\
 \frac{1}{T_3} [T_1, T_2]^T & = -\mathbf{W}_2^{-1} \mathbf{w}_3 \tag{6.8}
 \end{aligned}$$

従って張力成分は次式で成り立つ。

$$\mathbf{T} = [T_1, T_2, T_3]^T = \frac{1}{T_3} [T_1, T_2, 1]^T = (-\mathbf{W}_2^{-1} \mathbf{w}_3, 1)^T \tag{6.9}$$

機構の動作条件は $\mathbf{T} > 0$ であるため、以下を満たせばよい。

$$-\mathbf{W}_2^{-1} \mathbf{w}_3 > 0 \tag{6.10}$$

式(6.10)の α , β にそれぞれ -90deg から 90deg の範囲で 5deg 刻みに代入し、条件を満たす α , β を決定した。この時の γ は 0 とした。

決定した α , β , および各機構寸法を用いて、前項の順運動学解析を行い提案する回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構の動作範囲を算出した。算出した動作範囲を図 6.3 に示す。

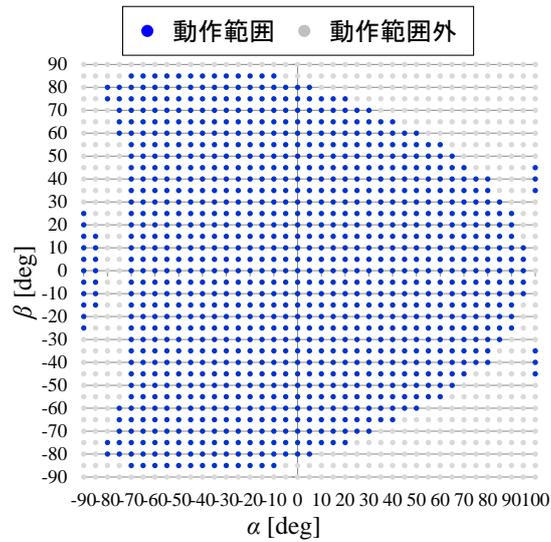


図 6.3 提案する平行ワイヤ駆動機構の動作範囲

図 6.3 の青点が動作可能範囲を示しており，動作範囲はそれぞれ $-80\text{deg} \leq \alpha \leq 95\text{deg}$ ， $-85\text{deg} \leq \beta \leq 85\text{deg}$ であった．

6.2.5 ワイヤ張力の解析

提案する機構の動作範囲内において，姿勢保持のために必要な各ワイヤの張力を算出し，その中で最大のものを必要最大ワイヤ張力とした．図 6.4 に 2.2.4 項で述べた固有値解析を用いて算出した必要ワイヤ張力を示す．ワイヤ張力算出範囲は $-80\text{deg} < \alpha < 95\text{deg}$ ， $0\text{deg} < \beta < 85\text{deg}$ とし， α ， β ともに 5deg ずつそれぞれ変化させた．機構が Y 軸に対して左右対称であることから， β の範囲は $0\text{deg} < \beta < 85\text{deg}$ とした．提案機構の寸法は，第 6.3.2 項で示したものとした．

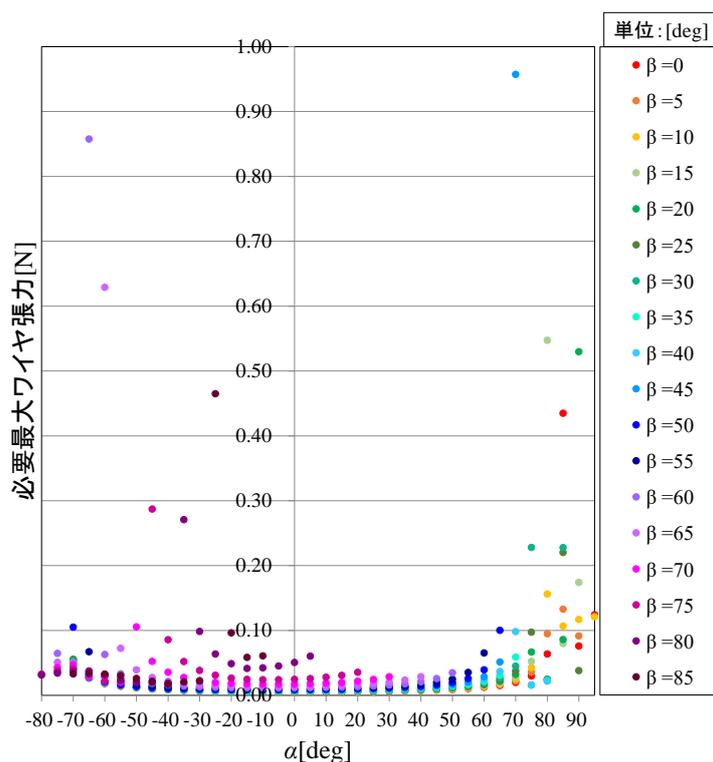


図 6.4 各回転角における必要最大ワイヤ張力

同図より、特異点付近で必要最大ワイヤ張力が大きくなっており、 $\alpha=-70\text{deg}$, $\beta=45\text{deg}$ で最大値 0.96N となっている。

したがって、試作機駆動部には、最低でもこのワイヤ張力を発揮できるアクチュエータを選定する。

6.3 スキルアシストを用いた人体動作補助への応用

6.3.1 人とロボットの特長

人は物体の把持力の調整や手触りでの物体の表面性状の判別を可能にする触覚を持ち、周辺環境の認識を行う視覚・聴覚といったセンサとして優れた能力を持つ。また、それらの情報をもとに柔軟な判断や咄嗟の危険性の認識を行う思考能力を持つ。人はこれらの能力で適宜技術の習得や状況に合わせた適切な作業を行うことができる。しかし、柔軟な判断を行う一方で人のセンサ能力は感覚的なものであり、四肢などの任意の動作に対して長さ・角度といった絶対的な指標をもとにした正確な動作を苦手とし、その動作にはブレが発生し再現性がない。そのため、人は正確な動作を習得するために何度も同じ動作を繰り返し、その技術を感覚的に習得する必要がある。

一方で、ロボットは定められた動作を高い精度・分解能で行える。そのため、生産現場では安定した生産効率を得られることから、多くのロボットを導入し

ている。その反面、人とは異なり周囲の状況に応じた臨機応変な動作を苦手とする。医療現場ではリハビリテーションを患者の病状に応じて行うため、同分野にロボットを導入する場合は患者や周囲の状況に応じて臨機応変な動作をする必要がある。しかし、そのためには多くのセンサと複雑な制御が必要となり、コストの増加が避けられない。

以上より、人とロボットの協調作業によるスキルアシストの実現には人の長所である優れた感覚・柔軟な判断力とロボットの長所である正確な位置決めを組み合わせることが考えられる。そのためには、ロボットの強制的な補助ではなく、人の動作を主体として、その動きに応じた補助を行うことが重要である。

6.3.2 パラレルワイヤ駆動機構を用いたスキルアシスト

図 6.5 に示す、提案する回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構を用いたスキルアシストの簡単な流れを説明する。

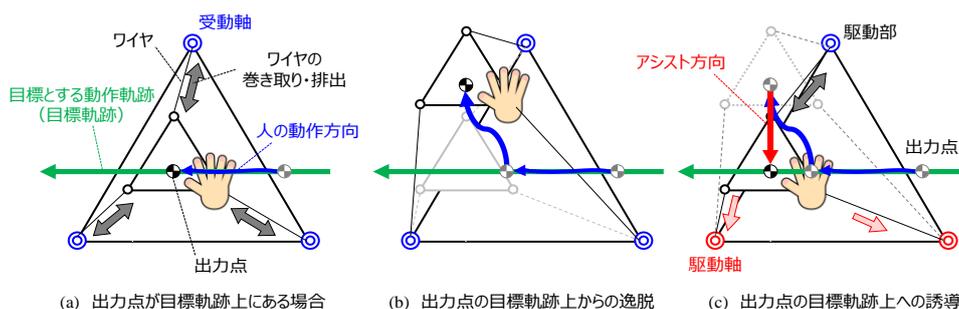


図 6.5 人体動作補助装置の試作機

図 6.5 は、提案する回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構の上面図であり、スキルアシストにおいて必要な目標とする動作軌跡(以下、目標軌跡)を緑色の直線で表している。

まず、図 6.5(a)に示すように、出力部の中心である出力点が目標軌跡上にある場合、出力部を人が主体として自由に動作できるようにする。このとき各駆動部の状態を受動状態と定義する。受動状態では、出力部の姿勢に応じてワイヤの長さを伸縮させることで、人の操作に応じた出力部の動作が可能である。

次に、人が自由に動作を行う中で、図 6.5(b)に示すように、出力点が目標軌跡から逸脱してしまった場合、図 6.5(c)に示すように、ロボットによって出力点を目標軌跡上へと強制的に誘導する。このときの駆動させる駆動部の状態を駆動状態と定義する。駆動状態では、モータの操作によってワイヤの長さを伸縮することで、出力部の姿勢を制御、すなわち人の動作をアシストすることが可能である。

最後に、出力点が目標軌跡上へと復帰した場合、再び機構を受動状態とする。
この流れを適宜繰り返し行うことで、スキルアシストを行う。

また、このように、平行ワイヤ駆動機構をスキルアシストへ応用するためには、普段は被験者の動作を拘束せず、必要なときのみ制御を行えるような駆動部の動作切り替えが必要となる。

6.4 試作機的设计・製作

本章では、第 6.3 節で示した回転 2 自由度平行ワイヤ駆動機構を用いた人体動作補助装置の設計、および製作を行う。

6.4.1 駆動部の概要

本項では、前項で述べたように、普段は被験者の動作を拘束せず、必要なときのみ制御を行えるような、受動状態と駆動状態の切り替え可能な駆動部の設計、および製作を行う。

6.4.1.1 摩擦を利用したワイヤ巻き取り機構

平行ワイヤ駆動機構を用いたスキルアシストを実現するため、駆動部に求められる機能は以下の 3 つであり、(i)を常に満たしながら(ii), (iii)それぞれの状態を作り出し、適宜切り替える必要がある。

- (i) 機構の姿勢保持のため、各ワイヤ張力が常に零以上。
- (ii) 出力部の動作に合わせたワイヤの巻き取り、および排出が可能
- (iii) ワイヤを強制的に巻き取り可能。

そこで、図 6.6 に示す、摩擦を利用したワイヤ巻き取り機構を提案する。

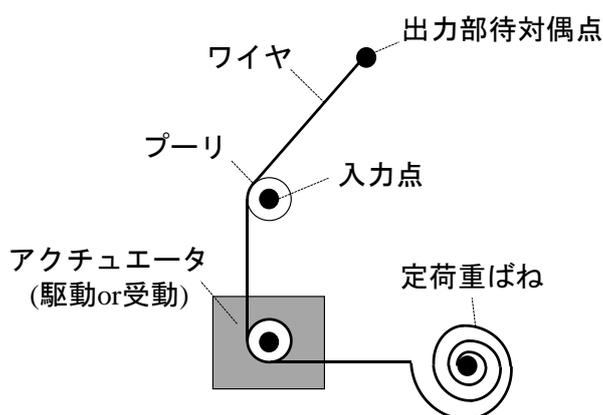


図 6.6 摩擦を利用したワイヤ巻き取り機構

同機構は、定荷重ばねから引き出したワイヤを、モータの出力回転軸に巻きつけてワイヤを引き出す、かつ、巻き取る機構である。

ワイヤ駆動機構では、通常、ワイヤをモータなどで巻き取り、長さを調節する方法が一般的であったが、近年、ばねを用いて張力を発生する方式も利用されており、本機構においても、定荷重ばねによってワイヤ張力を発生する方法を用いる。

ここで、定荷重ばねとは、一定な初期曲率をもった帯鋼を、初期曲率より若干大きな半径を有する回転自由なドラムに巻きつけたもので、この帯鋼の外端を引っ張るとき、図 6.7 に示すように、出力荷重が引出し量(ストローク)によらず一定になることを利用したばねである⁽³⁷⁾。

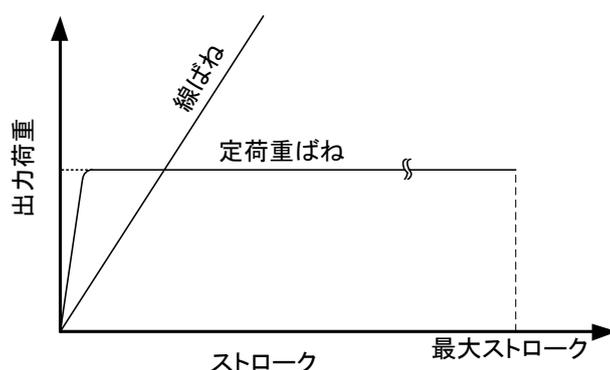


図 6.7 定荷重ばねのストロークと出力荷重の関係

本機構では、定荷重ばねにより常にワイヤに一定の張力を作用させることで、平行ワイヤ駆動機構の動作条件である機能(i)を常に満たす。また、ワイヤのモータ軸への巻き数を変化することで出力部に作用するワイヤ張力の調節が可能である(6.4.1.5 目参照)。さらに、万が一モータが緊急停止してしまった場合においてもワイヤ張力が零未満になることはなく、出力部の姿勢保持が可能であり、安全性の確保も期待できる。

また、モータはトルク制御を行うこととし、常に励磁状態となる。トルク制御ではモータへ電流指令を行うことで、それに比例したトルクを発揮させることが可能である。

以上の機構を利用して本機構は外力に対して受動的にワイヤの長さを変化させる場合と、モータの回転により能動的にワイヤの長さを変化させる場合との切り替えが可能である。すなわち、モータの発揮トルクを ON としてモータを回転自由とした状態では、モータの出力軸はプーリとして働き、外力に対してワイヤ長が受動的に伸長し、出力部の姿勢が変化する。したがって、受動状態の機能(ii)を満たす。また、モータを回転させトルクを発生させた場合には、モータの回転軸に巻きつけたワイヤを、定荷重ばねによって発生しているワイヤとドラム間の押付けによる摩擦を利用して巻き取り、出力部の姿勢を制御できる。

したがって、駆動状態の機能(iii)を満たす。これらを利用して、外力に対して受動的に出力部の姿勢を変化させながらも、目的とする軌道への追従を補助する。

6.4.1.2 定張力保持装置の概要

本駆動部には、定荷重ばねを用いてワイヤに常に一定の張力を与えながらワイヤを巻き取る装置(以下、定荷重保持装置)を用いた。製作した定張力保持機構を図 6.8 に示す。

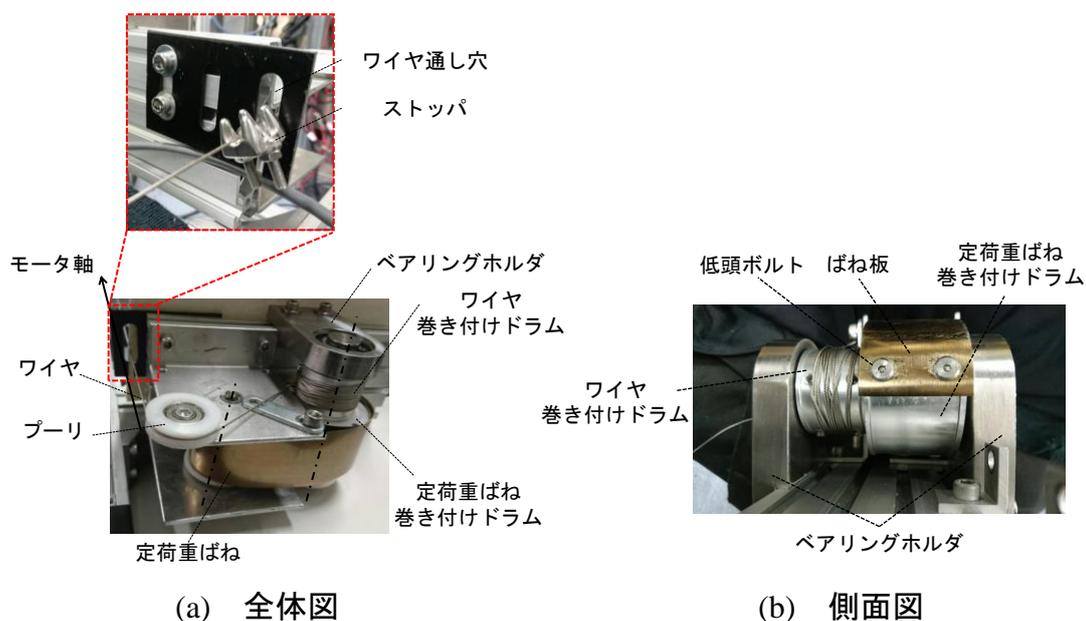


図 6.8 定荷重保持装置

同装置は、ブラケットに固定されたシャフトと、両端ベアリングで支持されたシャフトが平行に固定されている。前者には定荷重ばねを通して回転自由としており、後者にはワイヤ巻き付けドラムと定荷重ばねのばね板巻き付けドラム(以下、定荷重ばね巻き付けドラム)を止めねじで固定した。定荷重ばねは、副板を取り外し、片端を定荷重ばね巻き付けドラムに設けたタップ穴を利用して低頭ボルトで固定した。このとき、ドラムのタップ穴の位置に合わせた副板固定用の穴の拡張と、低頭ボルトの頭部の厚さを極限まで薄くする加工が必要となる。

ワイヤは、図 6.9 に示すように、方端にスリーブを固定しておき、シャフトのキー溝を通してワイヤ巻き付けドラムのタップ穴に引っ掛けることで固定した。組み立ておよび取り付け位置変更を容易にするため、ベースにはアルミフレームを採用した。

また、ワイヤを過剰に巻き取り、定荷重ばねのばね板がすべて巻き取られた

場合、固定部ではね板の変形が発生する。したがって、同問題の予防のため、ワイヤにストッパを取り付け、ワイヤ排出口にストッパより径の小さなワイヤ通し穴をとりつけた。

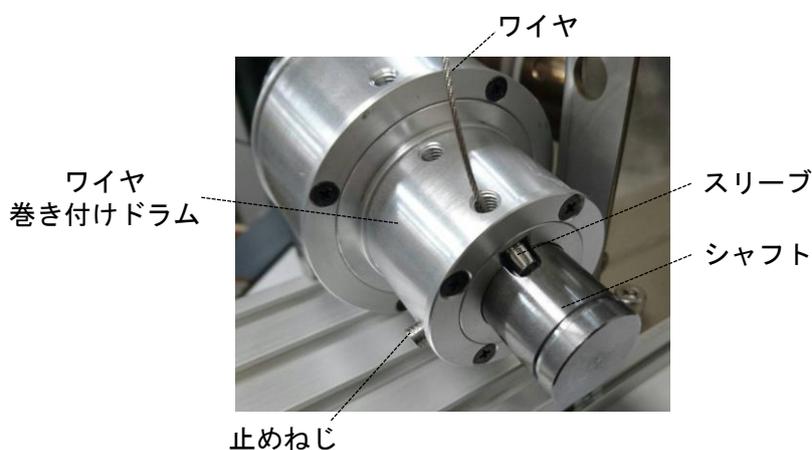


図 6.9 ワイヤ固定方法

同装置は、巻き付けたワイヤを引き出してワイヤ巻き付けドラムを回転させた場合に、同じシャフトに固定された定荷重ばね巻き付けドラムも回転することで、定荷重ばねが引き出されドラムに巻き付けられる構造になっている。それにより、同シャフトにトルクが発生し、ワイヤの引き出し量によらず常に一定のワイヤ張力を発生させることが可能となる。また、ワイヤ巻き付けドラムの径と定荷重ばね巻き付けドラムの径の比率を変更することで、ワイヤに発生する張力を調節可能である。

今回選定した定荷重ばねは、図 6.10 に示す、アキュレイトの CR-14 で、加工の簡便さと出力部姿勢保持に必要なトルクを考慮し、出力荷重は 49N とした。最大ストロークは 1000mm、耐用回数は 10000 回、ばねの材質はばね用ステンレス鋼(SUS301CSP)、ドラムはポリプロピレンである。

また、使用した部品の一覧を表 6.2 に示す。定荷重ばね巻き付けドラムの径は 20mm、ワイヤ巻き付けドラムの径は 10mm とした。

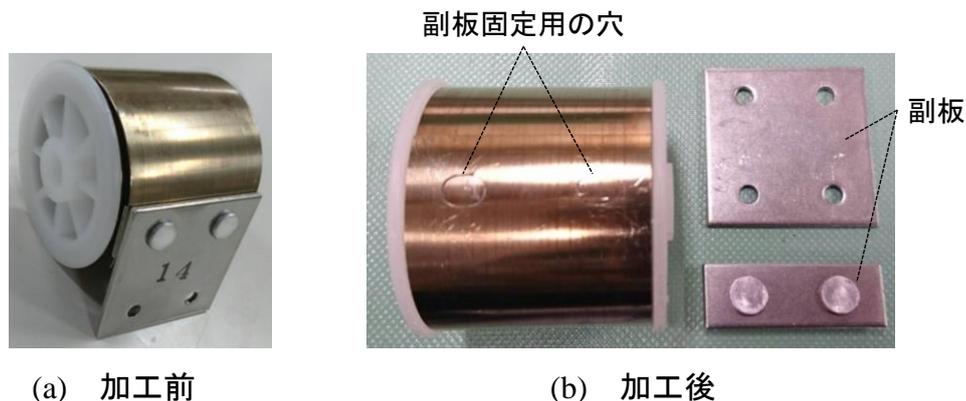


図 6.10 定荷重ばね(CR-14:アキュレイト)

表 6.2 定張力保持機構製作に用いた部品一覧

番号	形式	Description	個数
1	ミスミ:CR-14	定荷重バネ_49[N]	3
2	ミスミ:NSFMRRRA8-62-B3-S3	回転軸_定荷重バネブラケット用	3
3	ミスミ:FAEAS-AM-T3-A87-B40-L86-X43-H45-DA8-Y10-V65-S12.5-W20-NA5	L型ブラケット_定荷重バネブラケット用	4
4	ミスミ:FATBS-AM-T3-A87-B30-L86-X43-F71-H45-G68.5-M6-D8-Y10-V66-S19.5-NA5	L型ブラケット_定荷重バネブラケット用	4
5	NSFMKRRA20-102-F5-S5-KA15-A72	回転軸	3
6	ROBACF60-N20-L32-H0.3	バネ巻き取りドラム	3
7	ROBACF40-N20-L25-H0.3	ワイヤ巻き取りドラム	3
8	FALBS-SUD-T1.5-A20-B20-L80-X23-H9-N8-Y7.5-V68.5-S10-MA6	L型ブラケット_ワイヤストップ用	4
9	SBGNSA6904DD-40	ベアリングホルダ	6
10	EUBH35	ワイヤ排出用プーリ	3
11	SCB5-18	六角穴付ボルト_M5×25	20
12	SCB5-8	六角穴付ボルト_M5×8	20
13	WSX-SUS-M5X14-2	ワッシャ_5.5×14	20
14	KESF6-36	平行キー_バネ巻き取りドラム用	3
15	KESF6-18	平行キー_ワイヤ巻き取りドラム用	3
16	CBSTSR5-10	超極低頭ボルト_六角穴タイプ_M5	12
17	SHRS-05-12	六角穴付き止めねじ_M5	30
18	HBLSS5-SET	薄型ブラケット	24
19	HFS5-2080-200	ベース(アルミフレーム)	3

6.4.1.3 アクチュエータの概要

本研究では、肘関節の動作補助を想定した装置の作成を行う。したがって、まず、肘関節最大発揮トルクの測定を行い、その数値を基に使用するモータに必要なトルクを算出する。

肘関節最大発揮トルク測定実験の様子を図 6.11 に示す。片端にばねばかりを接続した紐を被験者の手首に介し、被験者は肘関節がおおよそ 30, 80, 120deg になる姿勢で上肢を固定する。ただし、被験者は椅子に座り、利き腕の肘を正面の机に乗せ、反対の手は机に触れない姿勢とした。その状態で紐の両端を前腕と垂直方向に徐々に引いていき、被験者が上肢の姿勢を維持出来なくなるときの力 T_f を測定する。手首に加わる力 $2T_f$ と被験者の肘から力点までの距離 L_f から肘関節発揮トルクを算出した。なお、被験者は本研究室の成人男性 5 名とした。

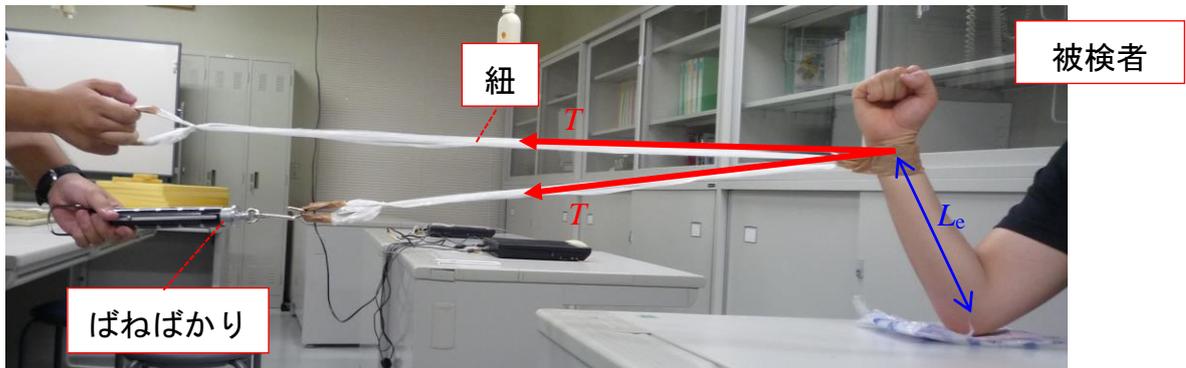


図 6.11 肘関節最大発揮トルク測定実験の様子

算出結果を表 6.3 に示す。

表 6.3 各肘関節角度における肘関節発揮トルク算出結果

関節角度(屈曲)[deg]		30	80	120
関節発揮トルク [Nm]	被験者 1	52.0	98.8	83.2
	被験者 2	47.0	70.5	51.7
	被験者 3	41.4	41.4	41.4
	被験者 4	51.0	96.9	76.5
	被験者 5	36.0	48.0	52.0
平均値[Nm]		45.5	71.1	61.0

表 6.3 より，5 人中肘関節最大発揮トルクは 98.8Nm である．また，肘関節を約 80deg にしたとき，いずれの被験者も最大のトルクを発揮している．

この値を基に駆動部に使用するモータに必要なトルクを算出する．図 6.12 に装置の概略図を示す．同図(a)に示すように，1 本のワイヤ張力 T_i で回転中心周りのトルク T_i を発揮しているとする．回転中心から出力点までの位置ベクトル (b , c) と，その出力点に発生するワイヤ張力のベクトル ($T_i \sin \theta$, $T_i \cos \theta$) との外積から， T_i は次式となる．

$$\begin{aligned}
 T_i &= cT_i \sin \theta + bT_i \cos \theta \\
 &= cT_i \sin \left(\tan^{-1} \left(\frac{c+d}{a-b} \right) \right) + bT_i \cos \left(\tan^{-1} \left(\frac{c+d}{a-b} \right) \right)
 \end{aligned} \tag{6.11}$$

式(3.1)を， T_i について解くと次式となる．

$$T_i = \frac{T_t}{cT_i \sin\left(\tan^{-1}\left(\frac{c+d}{a-b}\right)\right) + bT_i \cos\left(\tan^{-1}\left(\frac{c+d}{a-b}\right)\right)} \quad (6.12)$$

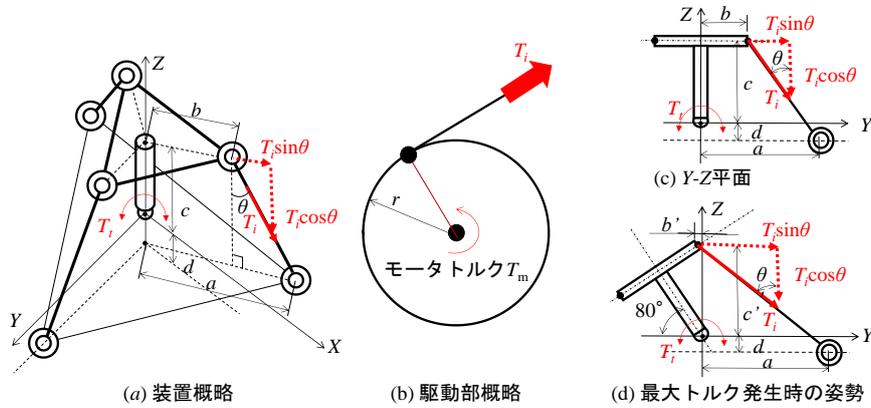


図 6.12 装置の概略

ここで出力部に発生する最大トルク T_{tmax} を実験の結果から 100N とすると、発揮する腕の角度は 80deg であることから、図 6.12(d)に示すように、基本姿勢から 10deg 傾斜した状態が最大トルク発揮時の姿勢である。この姿勢での出力点位置ベクトルを (b',c') として(3.2)式に代入し、各変数に装置の寸法を入力すると、最大ワイヤ張力 $T_{i\text{max}}$ は次式となる。

$$T_{i\text{max}} = \frac{T_{\text{tmax}}}{c'T_i \sin\left(\tan^{-1}\left(\frac{c'+d}{a-b'}\right)\right) + b'T_i \cos\left(\tan^{-1}\left(\frac{c'+d}{a-b'}\right)\right)} \cong 268[\text{N}] \quad (6.13)$$

ただし、 $b'=b\cos(10[\text{deg}]) - c\sin(10[\text{deg}])$ 、 $c'=c\cos(10[\text{deg}]) + b\sin(10[\text{deg}])$ である。

よって、モータの出力回転軸半径を $R(=0.01[\text{m}])$ とし、モータにかかる最大トルク $T_{\text{m,max}}$ は次式となる。

$$T_{\text{m,max}} = RT_{i\text{max}} \cong 2.67[\text{Nm}] \quad (6.14)$$

以上より、定格トルクが 2.67Nm 以上であるモータを選定する必要がある。

しかし、今回は試作機の製作のため、簡便性と迅速さを優先し、既存のモータを使用することとした。

使用するモータは、多摩川精機株式会社製の AC サーボモータ (TS4609N6019E100) であり、取り付けられていた減速機は取り外す。使用するモータの寸法を図 6.13 に、仕様を表 6.4 に示す。

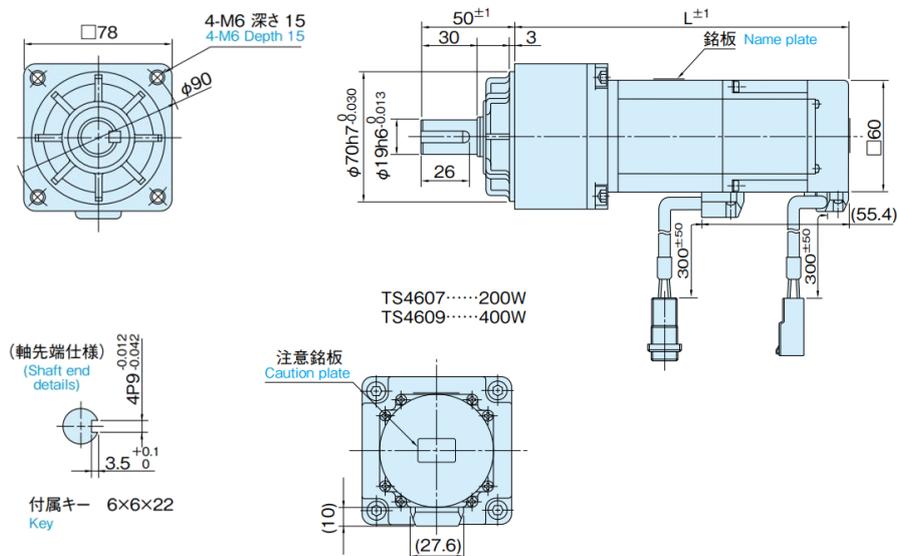


図 6.13 減速機付 AC サーボモータ (TS4609N6019E100) の寸法

表 6.4 減速機付 AC サーボモータ (TS4609N6019E100) の仕様

仕様	TS4609
定格出力[W]	400
定格トルク[Nm]	1.27
瞬間最大トルク[Nm]	3.82
定格回転速度[min^{-1}]	3000
最高回転速度[min^{-1}]	5000
許容ラジアル荷重[N]	196
許容スラスト荷重[N]	68.6
ブレーキ静摩擦トルク[Nm]	1.27
概略質量[kg]	1.8

6.4.1.4 駆動部の製作

製作した駆動部の全体図を図 6.14 に示す。駆動部は、入力点がそれぞれ Z 軸から 400mm の位置に 120deg ずつ等間隔に配置した。このとき、入力点の高さは Z=-100mm とした。

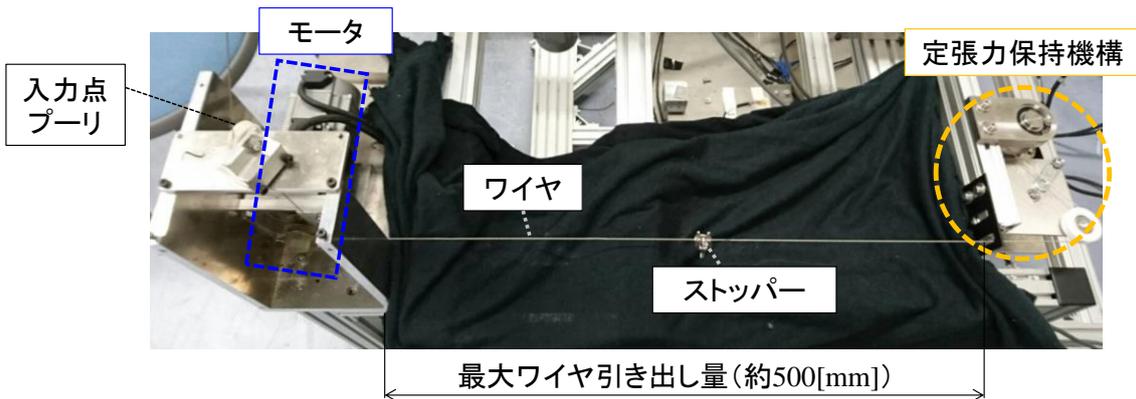


図 6.14 駆動部の全体図

同図に示すように、定張力保持機構から引き出したワイヤを、約 500mm 離れた位置に固定されたモータの出力回転軸に巻き付け、入力点プーリを介して出力部へと排出する構造としている。

定張力保持機構とモータは、ストッパーがモータ軸に巻き込まれることを防止するため、最大ワイヤ引き出し量(約 500mm)分だけ距離をとって固定した。

また、入力点の位置が出力部の姿勢変化に伴い変化することを防ぐため、図 6.15 に示すように、スラスト軸受で固定された入力点プーリを介してワイヤを排出している。プーリを固定している台をスラスト軸受に固定することで、ワイヤの変位に応じたプーリの角度変化を可能にしている。使用したプーリは MISUMI のエンブラベアリング V 溝タイプ(EVBH24)であり、ワイヤが溝から逸脱しないよう、やすりで溝を深くする加工を加えた。

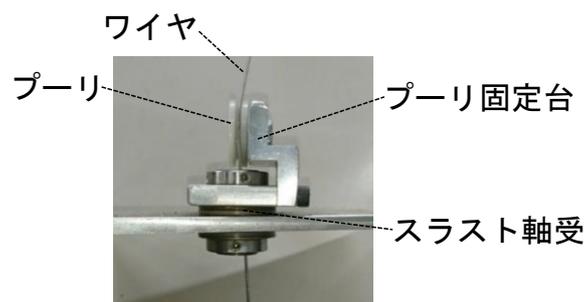


図 6.15 入力点プーリ

モータ出力回転軸へのワイヤ巻き付け部は図 6.16 のような構造になっている。

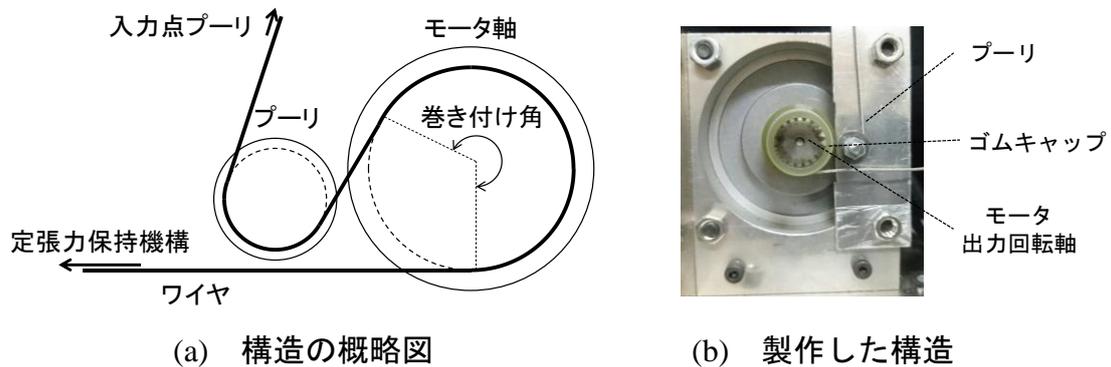


図 6.16 モータ出力回転軸

この構造では、モータ軸の横にプーリを平行に配置する。定荷重機構から引き出したワイヤをモータ軸の下から巻き付け、八の字を書くようにプーリを介して入力点プーリへと送る。これにより、巻き付け開始時のワイヤ中心軸と排出時のワイヤ中心軸を一直線上に配置でき、さらに、巻き付け角を大きくすることができる。

この構造を用いず、モータ出力回転軸にワイヤを1重以上で巻き付けた場合、図 6.17 に示すように、巻き付け開始時のワイヤ中心軸と排出時のワイヤ中心軸に径の分だけ必ずずれが発生する。したがって、巻き付けられたワイヤはモータ軸に対して垂直になることはなく、ワイヤの伸縮時にワイヤ締め付け位置が変位してしまい、いずれワイヤがモータ出力回転軸から外れてしまう。

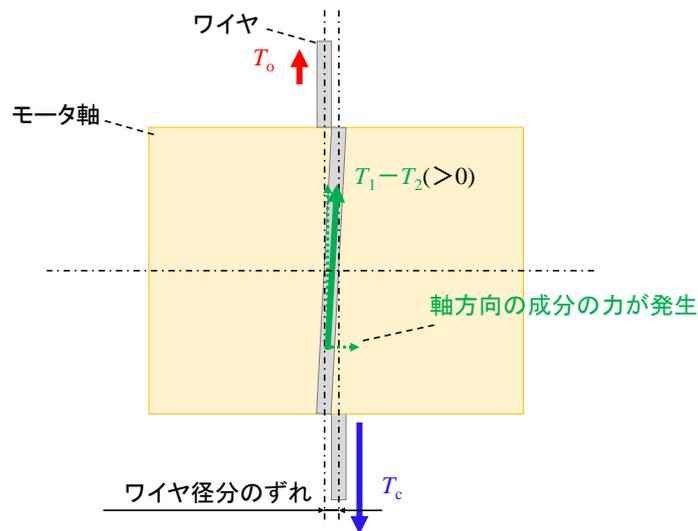


図 6.17 モータ出力回転軸に巻き付けたワイヤの中心軸のずれ

また、回転軸がスクリー上になっていたことから、上からゴムキャップを

取り付けた．それにより，ワイヤ巻き付け面を平坦にするとともに，摩擦力の向上を行った．使用したゴムキャップは，MISUMI の DXFH-D26-V20-T10-L30-C16 であり，材質エーテル系ポリウレタン，硬度はショア A90 である．ウレタンゴムは，機械的強度，耐摩耗性に優れており，ショア A90 は野球の硬球程の硬度である⁽³⁸⁾．

6.4.1.5 モータ出力回転軸とワイヤ間の摩擦力算出

本目では，前目で説明した駆動部の，モータ出力回転軸とワイヤとの摩擦力を算出する．

まず，ワイヤの巻き付け角 θ_w を算出する．図 6.18 に示すように，プーリを中心座標 (x_1, y_1) で半径 R_1 の円，モータ出力回転軸を中心座標 (x_2, y_2) で半径 R_2 の円とし， xy 座標系に配置する．また，2 円の中心間距離を H ，2 円の中心を結んだ直線と x 軸のなす角を θ_1 ，同直線と 2 円の共通接線の交点を G ，なす角を θ_2 ，プーリ中心と H までの距離を I とおく．

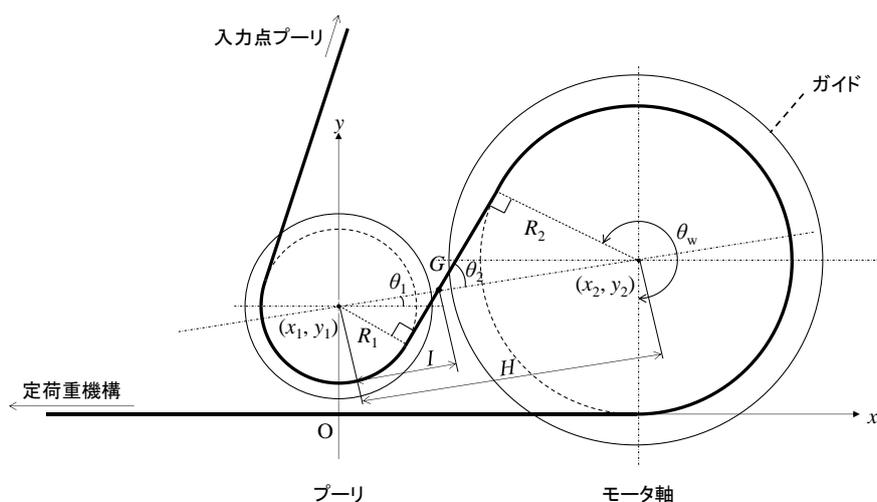


図 6.18 xy 座標上に配置した提案する構造

今回は，プーリの外形を $\phi 12\text{mm}$ ，溝部の径を $\phi 10\text{mm}$ ，モータ軸の外形を $\phi 20\text{mm}$ ，ガイドの外形を $\phi 24\text{mm}$ とし，プーリ中心座標を $(0, 7)$ ，モータ軸中心座標を $(x_2, 10)$ ，2 円の中心間距離 $H=19\text{mm}$ とした．このとき， x_2 は式(6.15)で表され，2 円の中心を結んだ直線と X 軸のなす角 θ_1 は式(6.16)で表される．

$$x_2 = \sqrt{L^2 - (y_2 - y_1)^2} = \sqrt{19^2 - (10 - 7)^2} = 18.76166.. \doteq 18.76 \quad (6.15)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}\left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{10-7}{18.76-0}\right) \doteq 0.158[\text{rad}] = 9.08[\text{deg}] \quad (6.16)$$

ここで、三角形の合同条件よりプーリ中心と G までの距離 I は次式で表される。

$$I = H \times \frac{R_1}{R_1 + R_2} = 19 \times \frac{5}{5+10} = 6.33333 \doteq 6.333 \quad (6.17)$$

よって、2 円の中心を結んだ直線と 2 円の共通接線のなす角を θ_2 は次式で表される。

$$\theta_2 = \sin^{-1}\left(\frac{R_2}{L-S}\right) = \sin^{-1}\left(\frac{10}{19-6.333}\right) \doteq 0.910[\text{rad}] \doteq 52.1[\text{deg}] \quad (6.18)$$

ゆえに、求める巻き付け角 θ_w は次式で表される。

$$\theta_w = 360 - (90 - \beta) + \alpha - 90 = 360 - (90 - 52.1) + 9.08 - 90 \doteq 241[\text{deg}] \quad (6.19)$$

次に、図 6.19 に示す概略図を用いて、モータ出力回転軸とワイヤとの摩擦力を算出する。

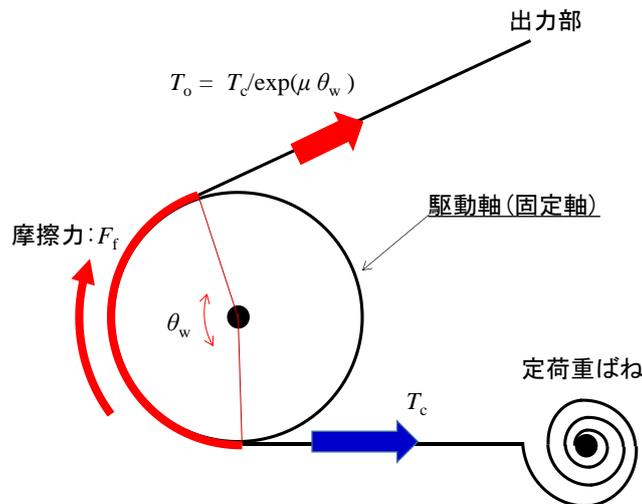


図 6.19 モータ出力回転軸の概略図

まず、定張力保持機構側のワイヤの張力を T_c 、出力部側のワイヤ張力を T_p 、摩擦係数を μ 、摩擦力を F_f とおく。定張力保持機構側のワイヤの張力 T_c 、および摩擦係数 μ の値はそれぞれ実測値を用いる。

出力部側のワイヤ張力 T_p は次式で求まる。

$$T_p = \frac{T_c}{e^{\mu\theta_w}} = 5.662464.. \doteq 5.7[\text{N}] (\theta_w = 241[\text{deg}], T_c = 20[\text{N}], \mu = 0.3) \quad (6.20)$$

したがって、求める摩擦力 F_f は次式で求まる。

$$F_f = T_c - T_o = 14.3[\text{N}] \quad (6.21)$$

6.4.2 回転 2 自由度自在継手の概要

回転 2 自由度を実現するため、試作機の回転中心にユニバーサルジョイントの構造を用いる。設計したユニバーサルジョイント(以下、回転 2 自由度自在継手)の 3D モデルを図 6.20 に示す。

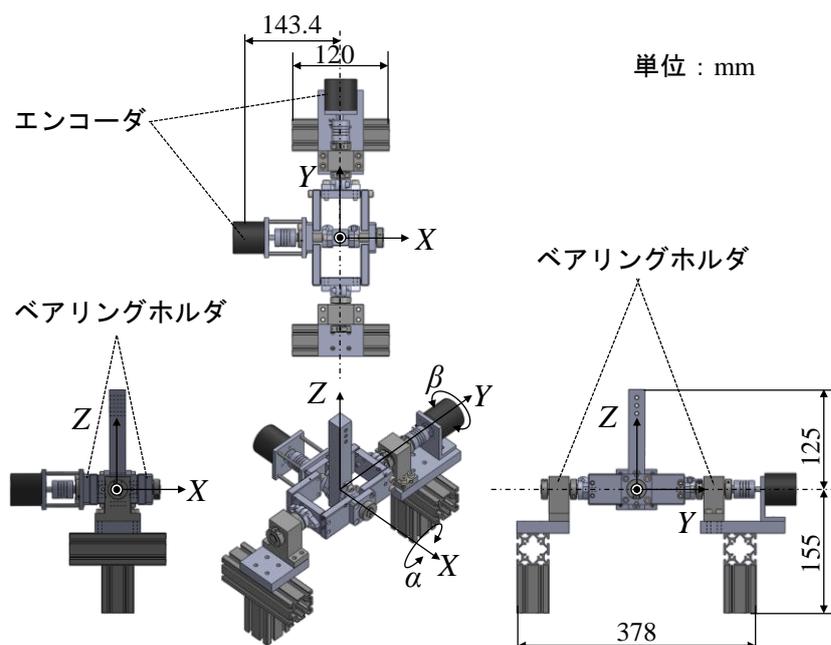


図 6.20 回転 2 自由度自在継手の概略図

各軸の両端はラジアル軸受を搭載したベアリングホルダで支えている。また、軸同士が干渉しないよう、X 軸のシャフトのみを支柱に通し、Y 軸のシャフトはユニット両端に固定した。また、各軸にはエンコーダを搭載し、出力部の回転角度姿勢(α , β)をフィードバック可能とした。

耐荷重は各軸方向 100N とし、出力部非装着時の可動範囲は $-60\text{deg} \leq \alpha \leq 60\text{deg}$, $-180\text{deg} \leq \beta \leq 180\text{deg}$ とした。

製作した回転 2 自由度自在継手を図 6.21 に示す。また、製作に用いた各部品を表 6.5 に示す。

回転 2 自由度自在継手は、回転中心が入力点から 100mm の高さになるよう固定した。また、試作機に腕を装着して行う実験を想定し、回転中心付近に、図 6.21 に示す、肘置きを搭載した。肘置きはアルミプレート、表面にはスポンジを用いており、土台を回転 2 自由度自在継手に六角ボルトで固定した。

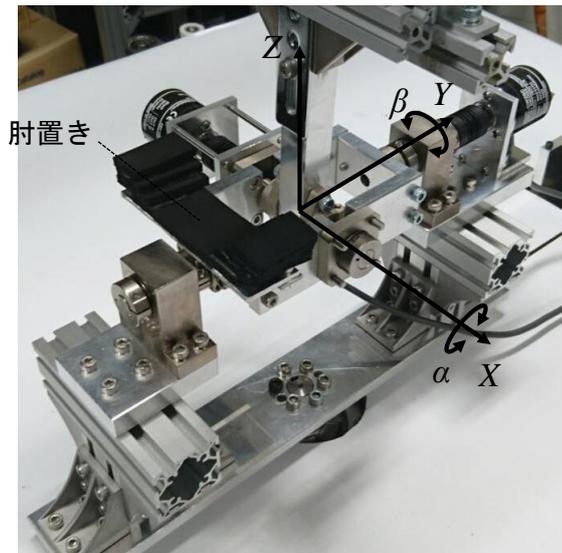


図 6.21 製作した回転 2 自由度自在継手

表 6.5 回転 2 自由度自在継手の製作に用いた部品一覧

番号	形式	Description	個数合計
1	SHFM12	シャフトホルダ フランジ型 (鋳造品) スリット・スタンダードタイプ	4
2	PSCBNJ12-15	セットカラー ベアリング固定用スリットコンパクトタイプ ショートノーズ	6
3	LAFWD-SSM-T5-A56-B30-L40-P5-V20-S15-N5-X20-H40-F26-G15-D20.5-NA3	L型仕上げアングル 取付板・ブラケット ーフリー寸法タイプ	2
4	PSFRHP12-58-F10-P10	回転軸 片端段付タイプ	1
5	PSFRHP12-43-F10-P10	回転軸 片端段付タイプ	1
6	SSFHRW4-42-M2-N2	回転軸 両端めねじタイプ	4
7	PSFHR12-43	回転軸 ストレートタイプ	1
8	PSFHR12-59	回転軸 ストレートタイプ	1
9	PNFQQ-50-36-10-CBC	アルミフリープレート A5052P	2
10	PNFQQ-52-38-10-CBC	アルミフリープレート A5052P	4
11	PNFQQ-65-56-15-CBC	アルミフリープレート A5052P	1
12	PNFQQ-105-56-15-CBC	アルミフリープレート A5052P	1
13	PNFQQ-150-20-20-CBC	アルミフリープレート A5052P	1
14	PNFQQ-158-80-10-CBC	アルミフリープレート A5052P	1
15	BSM-6901ZZ	ベアリングホルダーセット 直接取付タイプ 四角型 BSM	2
16	BGHW6901ZZ-25-40	ベアリングホルダーセット T型ダブル 高さ選択タイプ	2
17	HFS5-4040-120	5シリーズ 正方形 40×40mm 2列溝 4面溝	2
18	HFS5-4040-100	5シリーズ 正方形 40×40mm 2列溝 4面溝	2
19	KKT-HCSNNSZC5-20	ステンレス六角穴付きボルト【1~1,000個入り】	40
20	CBM5-14	アルミフレーム用六角穴付ボルト	4
21	CBM5-18	アルミフレーム用六角穴付ボルト	4
22	CBM5-10	アルミフレーム用六角穴付ボルト	10
23	TRSS3-10	十字穴付トラス小ねじ・ステンレス・単品販売ー	6
24	TRSS2-8	十字穴付トラス小ねじ・ステンレス・単品販売ー	8
25	HBLFSDW5-SST	5シリーズ (溝幅6mm) - 2列溝用 - 突起付反転ブラケット	15
26	HBLTD6	6シリーズ (溝幅8mm) - 2列溝用 - 押出厚型ブラケット	1
27	E6B2-CWZ6C 1800P/R 2M	OMRON ロータリエンコーダ (インクリメンタル形 1800P/R)	2
28	E69-C610B	OMRON カップリング 異口径タイプ (φ6, φ10)	2

6.4.3 出力部の概要

製作した出力部を図 6.22 に示す。出力部はアルミフレームで構成しており、総質量は約 2Kg である。ワイヤ固定点の高さは回転中心から 350mm, Z 軸から出力点までの距離は 140mm とした。

ワイヤは、先端にスリーブで輪を作っておき、L 字ブラケットにスプリングフックと S 字フックを用いて固定した。それにより、ワイヤの取り付け、および取り外しが容易となる。

出力部は、2本のアルミフレームで支え、Z軸上に空間を作ることで、腕を通すスペースを確保した。また、被験者が把持できるよう把持部を設けた。把持部は、被験者の前腕の長さに合わせた高さ調節を行うため、アルミフレーム用のスライダ(ミスミ：HFAFSTB5)で2本のアルミフレームに垂直に取り付けた。高さは、肘置きから最小で125mm、最大で350mmまで変更可能であり、2本のアルミフレームの長さを延長することで調節範囲は拡大可能である。

出力部最上部には赤い球をZ軸上となるように取り付け、試作機を上空からモニタリングした場合に、被験者が出力部の中心位置を容易に観察できるようにした。

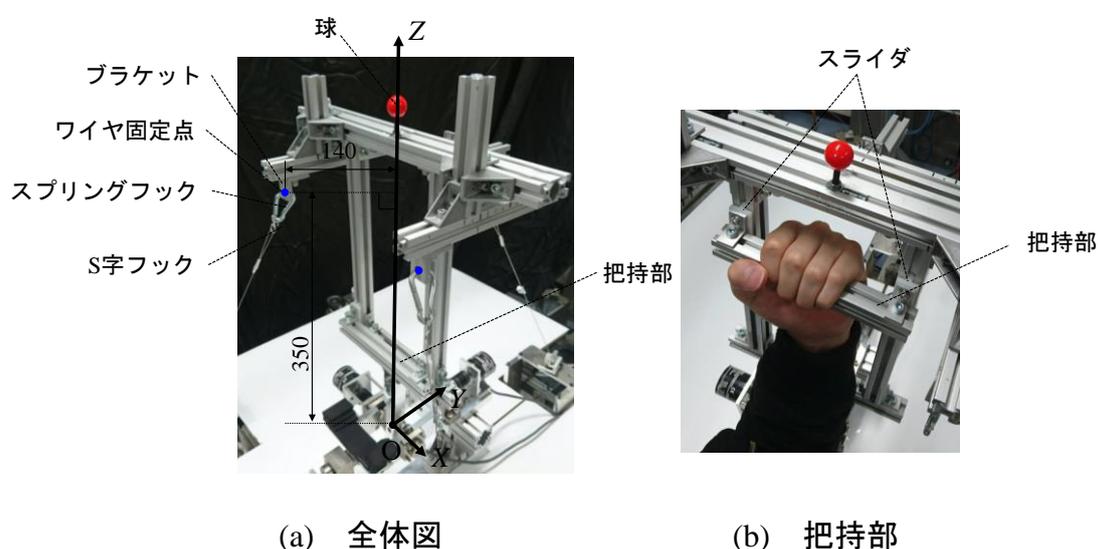


図 6.22 製作した出力部

6.4.4 試作機の概要

前項までに示した駆動部、回転2自由度自在継手および出力部を組み合わせて製作した試作機を図 6.23 に示す。機構の構造、および寸法は、前章で説明した回転2自由度平行ワイヤ駆動機構を採用している。

さらに、本試作機は、座位での出力部動作を行うため、ベース部が地面から約 600mm の高さになるように、アルミフレームで土台を製作した。

試作機出力点の動作範囲は、回転中心に設置したエンコーダを用いた測定と動作範囲解析の結果から、 $-55.8\text{deg} \leq \alpha \leq 58.9\text{deg}$ 、 $-85\text{deg} \leq \beta \leq 85\text{deg}$ であった。

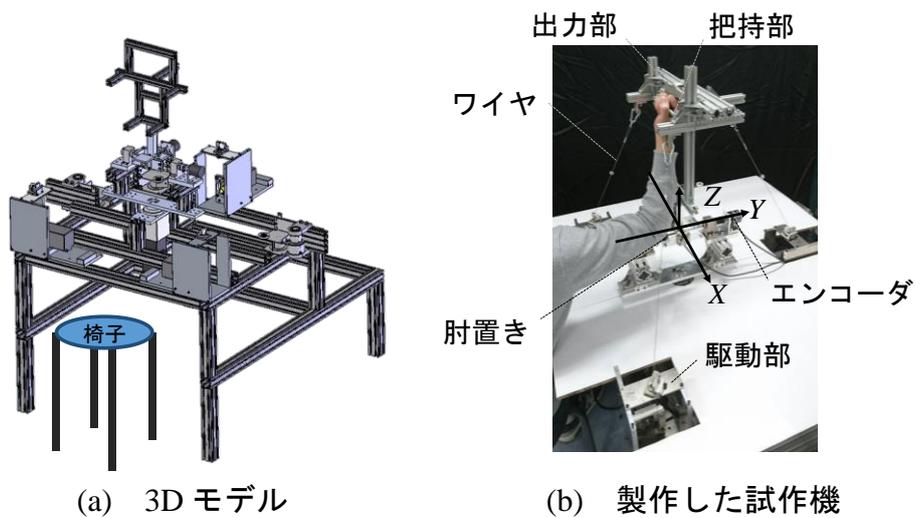


図 6.23 人体動作補助装置の試作機

6.5 計測・制御系

出力点座標を算出するためには、出力部姿勢の角度を計測する必要がある。そこで、第 6.4.3 項で示したように、回転 2 自由度自在継手の X 軸、および Y 軸にロータリエンコーダを設置した。選定したロータリエンコーダ(E6B2-CWZ69C 1800P/R 2M)の仕様を表 6.6、寸法を図 6.24 に示す。

表 6.6 ロータリエンコーダの仕様

仕様	E6B2-CWZ69C 1800P/R
分類	インクリメンタル形 シャフトタイプ
電源電圧	DC5-5%~24+15%V (リップル(p-p)5%以下)
消費電力	80mA以下
分解能[パルス/回転]	1800
出力相	A相, B相, Z相
制御出力(出力形式)	NPNオープンコレクタ
原点位置ポイント	あり
出力位相差	A相、B相の位相差 90± 45°(1/4T±1/8T)
出力立ち上がり、 立ち下がり時間	1μs以下 (コード長2m、制 御出力電圧5V、負荷抵抗 1kΩ)
起動トルク	0.98mN.m以下
慣性モーメント	1×10 ⁻⁶ kg.m ² 以下
軸許容力	ラジアル: 30N スラスト: 20N
許容最高回転数[r/min]	6000
接続方式	コード引き出しタイプ (コード長: 2m)
材質	本体: アルミニウム シャフト: SUS420J2 ケース: ABS
質量[g]	約100

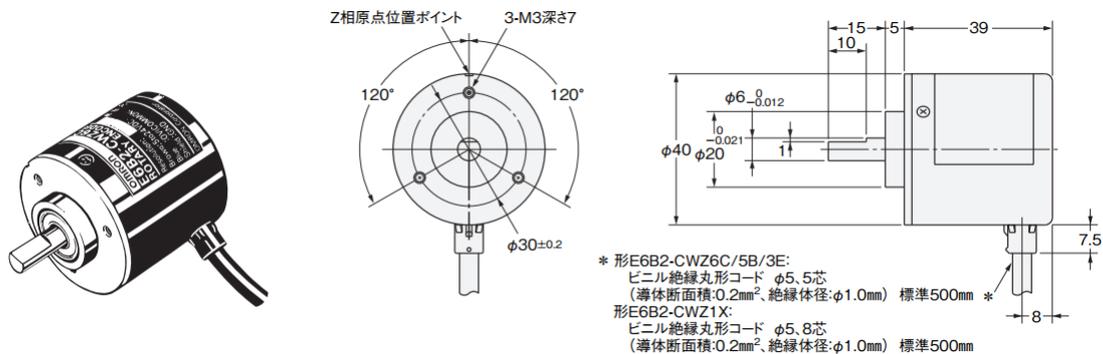


図 6.24 ロータリエンコーダ(E6B2-CWZ69C 1800P/R 2M)の寸法

制御系には、Math Works 社が開発している数値解析ソフトウェアである MATLAB, Simulink を用いる。同ソフトウェアを利用した制御環境を図 3.20 に示す。ホスト PC とターゲット PC を用意し。前者は制御プログラムの作成およびコンパイル、後者はリアルタイム OS による装置の制御に用いる。両者は LAN で接続され、ホスト PC からターゲット PC への制御プログラムの転送およびターゲット PC からホスト PC へ計測したデータの転送を行う。

ターゲット PC には National Instruments 製のアナログ入出力ボード(PCI6229) , およびカウンタ/パルス出力ボード(PCI6601)を接続し、モータドライバ(多摩川精機株式会社 : TA8411N3462E759)への指令値出力やロータリエンコーダからのパルス入力を行っている。

また、各モータのパラメータ変更は、SV-NET コントローラ(TA8440N1060E100) に接続したノート PC を用いて行った。ノート PC には、パラメータ設定用のソフトウェアである Motion Designer のインストールが必要である。

ターゲット PC の仕様を表 6.7 に、アナログ入出力ボードの仕様を表 6.8 に、カウンタ/パルス出力ボードの仕様を表 6.9 に、モータドライバの標準機能を図 6.10 に示す。

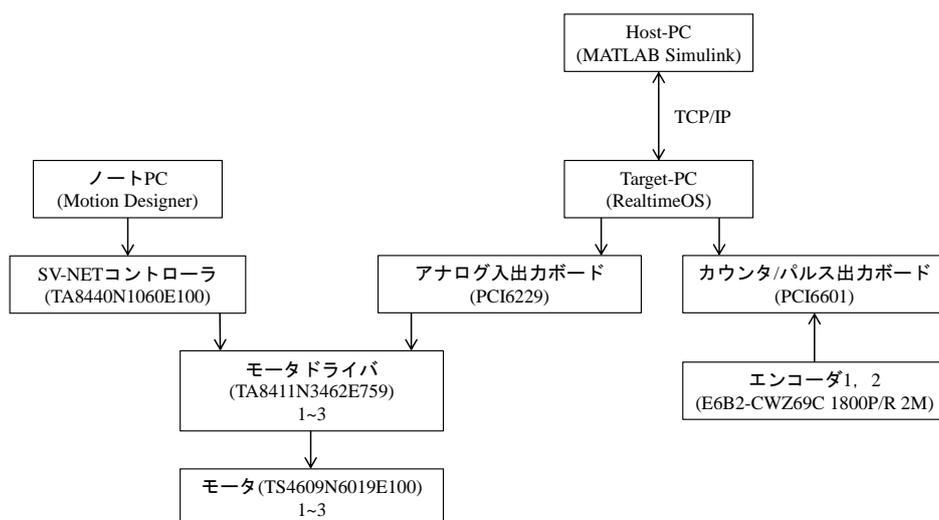


図 3.20 MATLAB/Simulink による制御環境

表 6.7 TargetPC の仕様

構成	形式	メーカー名
CPU	Core i3-6100 3.7GHz	Intel
M/B	PRIME H270-PRO	ASUS
Mem	W4U2133PS-4G (8GB)	CFD
HDD	WD10EZEX (1TB)	WD
DVD/CD	DRW-24D5MT	ASUS
ATXcase	SIL-452-KKN1-JP	CoolerMaster
ATX電源	RA-650S	オウルテック

表 6.8 アナログ入出力ボード(National Instruments:PCI-6229)の仕様

仕様	NI PCI6229
バスコネクタ	PCI
アナログ入力チャンネル数	シングルエンド:32 差動:16
同期サンプリング	なし
最大サンプルレート[kS/s]	1800
アナログ入力分解能[bit]	16
アナログ入力の絶対確度[mV]	3
アナログ出力チャンネル数	4
アナログ出力分解能[bit]	16
最大アップデートレート[Ks/s]	833
出力幅[V]	±10

表 6.9 カウンタ/パルス出力ボード(National Instruments:PCI-6601)の仕様

仕様	NI PCI6601
バスコネクタ	PCI
カウンタ/タイマ数	4
分解能[bit]	32
所要電力	5VDC(±5%)
互換性	TTL/CMOS
プルダウン電流[μA]	10~200
最大ソース周波数[MHz]	80

表 6.10 モータドライバ TA8411 標準機能

制御モード	位置制御 速度制御 電流制御	
位置指令入力	通信指令入力	SV-NET による位置指令
	パルス指令入力	パルス形態はパラメータにより選択(パルス分解能は変更可能) Forward/Reverse パルス・パルス/回転方向
アナログ指令入力	速度指令入力	指令スケール及び極性はパラメータで設定可能
	電流指令入力	〈出荷時設定〉6,000rpm/10V 18Arms/10V
パラメータ設定	SV-NET 通信で設定します。 ・制御モード ・アナログ指令スケール ・位置ループゲイン ・エンコーダ出力分解能設定 ・速度ループゲイン ・電子キア比 ・速度ループ積分時間 ・加速度リミット ・フィードフォワード量 ・共振制御フィルタ 他	
再生機能	回路内蔵(再生抵抗は外付け:80~220W 30 オーム)	
ダイミックスブレーキ機能	回路内蔵(外部にて短絡もしくは抵抗接続が必要)	
ホールドブレーキ駆動出力	DC24-0.4A 以下(無励磁作動型保持ブレーキ用)	
保護機能	ハードエラー	センサ異常、駆動電源異常、EEPROM 異常、加熱異常 他
	ソフトエラー	過速度、過負荷、偏差過大 他
	ワーニング	駆動電源断
状態表示	LED 表示:サーボ ON、サーボ OFF、ワーニング、アラームを LED の色と点灯方法で表示します。	
センサ	ブラシレスレゾルバ(Singlsyn/Smartsyn) エンコーダ 2048C/T 省配線インクリメンタル エンコーダ 17Bit-INC/ABS よりセンサの選択が可能	
センサ信号出力	LEAD , LAG , Z 出力	
モニタ出力	モータ電流、速度フィードバック、等のモニタ出力	
その他	アラーム履歴、ゲイン切換機能、速度制御時の加速度リミット機能	

6.6 結言

本章では、まず人体に装着して動作補助を行うことを目的とした回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構を提案した。同機構は中央の支柱以外ワイヤにより構成されるため、人体に装着しやすく、軽量かつ柔軟などの特長を有する。また、上記で述べた解析法を利用して各寸法を決定し、動作範囲、最大ワイヤ張力の算出を行った。その結果、動作範囲は $-80\text{deg} \leq \alpha \leq 95\text{deg}$ 、 $-85\text{deg} \leq \beta \leq 85\text{deg}$ 、姿勢保持に必要な最大ワイヤ張力は、 $\alpha = -70\text{deg}$ 、 $\beta = 45\text{deg}$ で 0.96N であった。

次に、パラレルワイヤ駆動機構を用いたスキルアシストの概要を説明した後、前章で提案した回転 2 自由度パラレルワイヤ駆動機構を同アシストに応用することを検討した。そのためには、人の動作に応じた受動と駆動の切り替え可能な駆動部装置が必要であることを示した。

次に、肘関節動作アシストを目的とした、簡単な試作機を製作した。駆動部には、AC サーボモータと定荷重保持装置を組み合わせることで受動と駆動の切

り替を可能とする，摩擦を利用したワイヤ巻き取り機構を提案した．また，回転中心の X , Y 軸にはロータリエンコーダを設置し，出力部姿勢の測定を行うこととした．

最後に，同試作機の姿勢測定，および駆動部制御に必要な測定・制御系の製作を行った．

第7章 ワイヤ駆動を利用したスキルアシスト制御

7.1 緒言

本章では、前章で製作した試作機を用いたスキルアシストの方法として、連続軌跡動作と不連続軌跡動作のスキルアシスト方法を示す。連続軌跡動作アシストでは、直線、円、および楕円動作を、不連続連続軌跡動作では四角形、および自由曲線を扱うこととし、それぞれについて目標点の算出方法を示す。

7.2 スキルアシスト方法

7.2.1 連続軌跡動作のアシスト方法

提案する機構は原点を中心に姿勢 2 自由度を補助するため、原点を中心とした球面上を出力点が動作するよう補助を行う。ただ、説明および後述の軌跡などの評価を容易にするため、目標軌跡や出力点位置は XY 平面上で表現されたものを用いる。以上の前提のもと、まず本項では目標軌跡を連続的な関数で表現できる軌跡とし、例として位置 (X_0, Y_0) を通り、傾き s である以下の直線が、目標軌跡の場合の制御手法を説明する。

$$Y = s(X - X_0) + Y_0 \quad (7.1)$$

一般に、 $n+1$ 本のワイヤを有する平行ワイヤ駆動機構は、1 本でワイヤ張力を制御しながら、すべてのワイヤを駆動させて出力点位置を制御するが、その一方で出力点が高剛性に位置決めされ、機構へ人が入力できない。よって、本研究では、図 7.1(a) に示すように出力点が目標軌跡上にある場合は、すべてのワイヤ駆動装置のアクチュエータを受動状態とし、人が出力点を操作できる状態とする。

次に、人の操作により図 7.1(b) に示すように出力点が偏差を生じながら変位したとする。このとき検出した各受動関節角を α_1, β_1 として、式(6.1)の回転行列 D に同角度を代入して求めた出力点位置を $\mathbf{P}_1 = (X_1, Y_1, Z_1)^T$ とする。さらに、 XY 平面に投影した出力点位置を $\mathbf{P}_1' = (X_1, Y_1)^T$ とすると、同位置と最短距離にある目標軌跡上の点は、図 7.1(c) のように \mathbf{P}_1' を通って目標軌跡と直交する位置 $\mathbf{P}_2' = (X_2, Y_2)^T$ として、以下のように求まる。

$$\mathbf{P}_2' = \frac{1}{s^2 + 1} \begin{bmatrix} s^2 X_0 + s(Y_1 - Y_0) + X_1 \\ s^2 Y_1 + s(X_1 - X_0) + Y_0 \end{bmatrix} \quad (7.2)$$

これを XY 平面上の目標位置とし、同方向に移動するようにワイヤ 2 本を選択のうえ、ワイヤ駆動装置のアクチュエータの駆動量を決定して制御する

最後に、出力点位置が目標軌跡上に復帰した場合、再びすべてのワイヤ駆動装置を受動状態とする。これら一連の動作を適宜繰り返すことでスキルアシストを行う。同手法では、駆動装置の受動と駆動状態を高速に切り替える必要があるが、提案したワイヤ駆動装置が摩擦力を用いてワイヤを牽引するため、切り替えによる振動や断続感を吸収し、安定かつ滑らかな制御を可能にする。さらに、ワイヤに生じる張力の最小値と最大値が構造的に決定されており、アクチュエータが不測の動作をした場合でも、ワイヤが弛んでガイドプーリから外れることや出力点やワイヤに過大な力が加わってワイヤが切れることもなく比較的安全である。

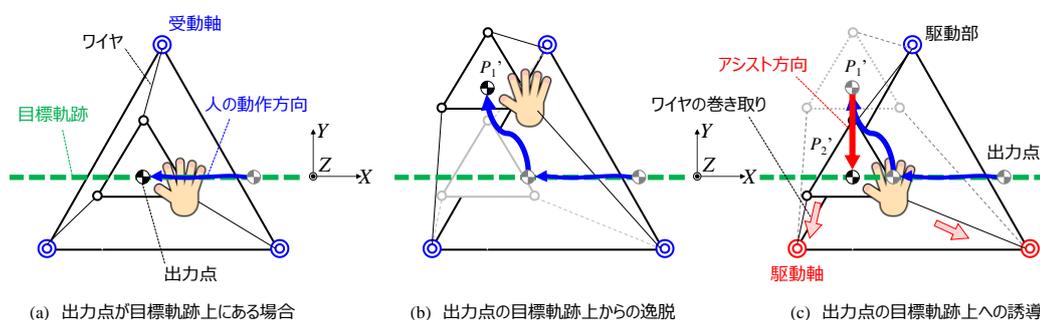


図 7.1 連続軌跡動作のアシスト方法

7.2.2 駆動ワイヤの決定方法

提案する機構では、ワイヤ駆動装置の定荷重ばねにより、張力の最小値が受動的に決定されているため、出力点の制御に必要なワイヤ 2 本を駆動すればよく、残りのワイヤ 1 本は受動のままにする。すなわち、同機構の制御では張力調整が不要であり、単に出力点位置の偏差に応じた駆動ワイヤのアクチュエータ制御量を決めるだけでよい。

同駆動ワイヤと制御量の決定方法は次のとおりである。まず、偏差を生じたときの各受動関節角 α_1, β_1 を用いて式(6.3)で求めたワイヤ長を $\mathbf{l}_1 = (l_{1,1}, l_{1,2}, l_{1,3})^T$ とする。さらに、支柱長さ L を半径、原点を中心とした出力点在实际に動作する球の方程式と \mathbf{P}_2' から目標出力点位置 \mathbf{P}_2 を次のように決定できる。

$$\mathbf{P}_2 = \begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ \sqrt{L^2 - X_2^2 - Y_2^2} \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

このとき、以下の式の各成分を用いて連立方程式を立てて解くことで、目標の回転変位 α_2, β_2 を得る。なお、 $\mathbf{e}_z = (0, 0, 1)^T$ である。

$$\mathbf{L}\mathbf{e}_z = \mathbf{D}(\alpha_2, \beta_2) \cdot \mathbf{P}_2 \quad (7.4)$$

次に、 α_2, β_2 より式(7.3)を用いて得られるワイヤ長を l_2 とする。このとき、以下の式で求まるワイヤ牽引量 $dl = (dl_1, dl_2, dl_3)$ の各値のうち、 $dl_i > 0$ となるワイヤを駆動ワイヤ j, k ($j=1\sim 3, k=1\sim 3, j \neq k$) と選択する。

$$dl = l_1 - l_2 \quad (7.5)$$

以上より選択したワイヤのアクチュエータ駆動量 $u = (u_j, u_k)^T$ は、各ワイヤの牽引量 $dl' = (dl_j, dl_k)^T$ 、出力軸半径 R および予備実験により決定される比例定数 K_P を用いて次のように求まる。

$$u = \frac{K_P}{R} dl \quad (7.6)$$

なお、目標軌跡が曲線の場合は、出力点の現在位置 P_1 と同曲線の最短距離にある同曲線上の位置を、曲線の関数および P_1 を用いて目標位置 P_2 として計算し、同様の制御を行うことで動作補助が実現できる。

7.2.3 不連続軌跡動作のアシスト方法

本項では、目標軌跡を連続的な関数で表現できない軌跡とした場合の制御手法を説明する。

7.2.3.1 アシスト方法

本研究では、目標軌跡が連続的な関数で表現できない場合、その軌跡上に任意数の離散点を配置し、それらを直線で結ぶことで不連続な軌跡として近似的に表現する方法を用いることにした。

同方法では、まず、出力点位置 P_1 と最短距離の直線を選択し、同直線をその瞬間の目標軌跡(以下、目標直線軌跡)として選択する。ただし、離散点を結ぶすべての直線と出力点の距離を算出する方法では、離散点が多数存在する軌跡の場合計算量が多大になり、アシストに影響を及ぼすことが危惧される。したがって、本研究では、図 7.2 に示すように、直前までの目標直線軌跡、および同直線に隣接する 2 直線との最短距離のみを算出し、その中で最短距離にある直線を目標軌跡として選択する。

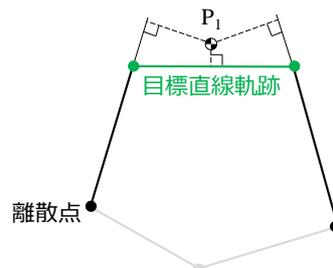


図 7.2 目標直線軌跡の選択

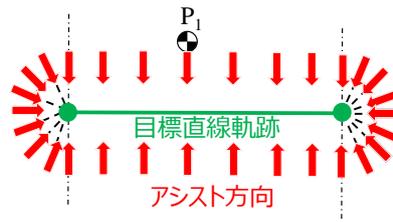
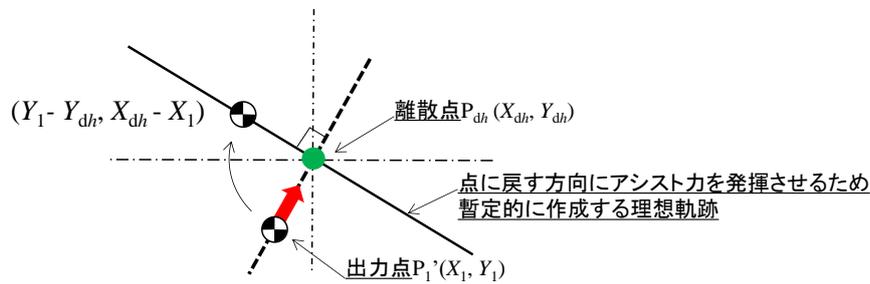
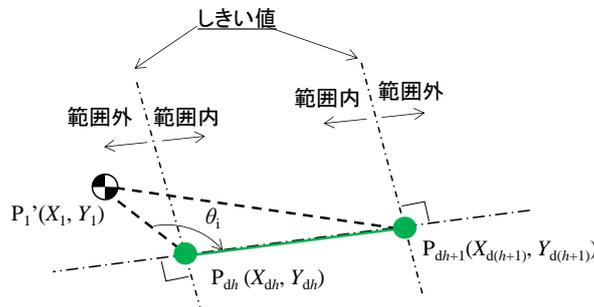


図 7.4 離散点間の直線に対するアシスト方向

離散点方向に補正力を発生させるプログラムに適応するアルゴリズムについて、図 7.5 に示す。



(a) 指定した点に向かって補正力を発生させる場合



(b) 2点間から外れたかを判定する方法について

図 7.5 離散点方向へ補正力を発生させるためのアルゴリズム

目標の補正正方向をプログラムで実現するには「目標の補正方向と垂直な理想軌跡」を暫定的に作成すればよい。そのため、離散点方向に補正力を発生させるには、図 7.5(a)に示すように「出力点と目標補正方向と垂直方向、かつ離散点を通る理想軌跡」を設定すればよい。この理想軌跡を作成するための2点は、離散点 $P_{Eh}'(X_{Eh}, Y_{Eh})(h=1,2,3,\dots)$ と、離散点周りに出力点 $P_1'(X_1, Y_1)$ を $90[\text{deg}]$ 回転させた点 $(Y_1 - Y_{Eh}, X_{Eh} - X_1)$ を選択する。

また、出力点が離散点を通る目標軌跡との垂線より外へ変位したことを判別するには、図 7.5(d)に示すように出力点と2つの離散点 $P_{Eh}'(X_{Eh}, Y_{Eh})$, $P_{E(h+1)}'(X_{E(h+1)}, Y_{E(h+1)})$ がなす角 θ_i を用いる。離散点を通る2つの垂線は、目標直

線軌跡から外れたかを判別するしきい値となる．そのため，出力点がしきい値を超えた場合， θ_i は必ず鈍角となる．したがって，出力点位置と2つの離散点の座標から内積の式を用いて $\cos\theta_i$ を計算する公式を応用し，次式にて2点間から外れたかを判別することができる．

まず，点 $P_{Eh}(X_{Eh}, Y_{Eh})$ から外れた場合は

$$(X_1 - X_{Eh})(X_{E(h+1)} - X_{Eh}) - (Y_1 - Y_{Eh})(Y_{E(h+1)} - Y_{Eh}) < 0 \quad (7.9)$$

次に，点 $P_{E(h+1)}(X_{E(h+1)}, Y_{E(h+1)})$ から外れた場合は

$$(X_1 - X_{E(h+1)})(X_{Eh} - X_{E(h+1)}) - (Y_1 - Y_{E(h+1)})(Y_{Eh} - Y_{E(h+1)}) < 0 \quad (7.10)$$

これらを実装することで，2点間の直線を理想軌跡とすることを可能にする．

最後に，出力点が移動した場合，再び最短距離にある直線を選択し，目標軌跡を切り替え，同様のアシストを行う．これら一連の動作を出力点位置に合わせて適宜繰り返し行うことで，不連続軌跡動作のアシストを可能にする．

ここで，出力点が離散点付近で目標軌跡が頻繁に切り替わるような動作した場合，装置の応答性により切り替えが追い付かず，試作機の誤動作，および操作性の低下が危惧される．

したがって，本研究では，出力点が離散点付近に存在する場合，目標軌跡の切り替えが連続して行われないう対策する．同対策の概要を図7.6に示す．

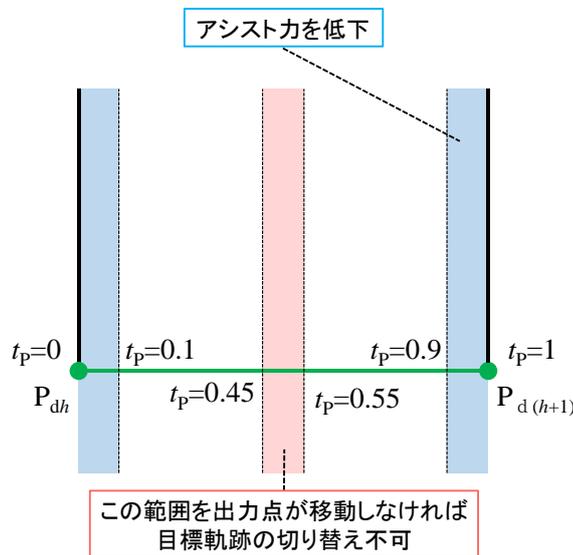


図 7.6 目標軌跡切り替え時の操作性低下への対策

同対策では，出力点から目標軌跡に下した垂線の足 t_p の位置を利用する．現在の目標軌跡に対して， $0.45 \leq t_p \leq 0.55$ の範囲を出力点が移動しない限り，

目標軌跡の切り替えを不可能とした。つまり目標軌跡を切り替える場合は、現在の目標軌跡の中央付近まで出力点を移動させる必要がある。

また、 $0 \leq t_p \leq 0.1$ または $0.9 \leq t_p \leq 1$ の範囲ではアシスト力を低下させ、目標軌跡切り替え時の操作性の低下を防ぐ。

7.2.3.1 鋭角における目標軌跡切り替え方法

本目では、隣接する 2 直線のなす角が小さい場合における目標軌跡の切り替え方法について述べる

まず、図 7.7 に示すように、隣接する線分のなす角が大きい場合と小さい場合を比較して考える。同図の領域 A は、目標軌跡が r 番目または $r+1$ 番目の線分である場合、 t_p がそれぞれ $t_p > 1$, $0 < t_p$ となる領域を示す。

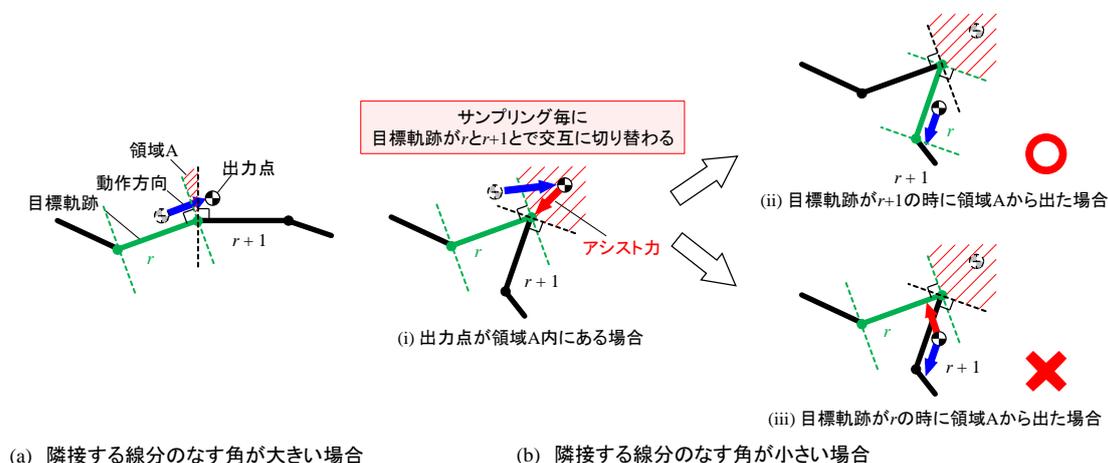


図 7.7 離散点付近での目標軌跡の切り替わりについて

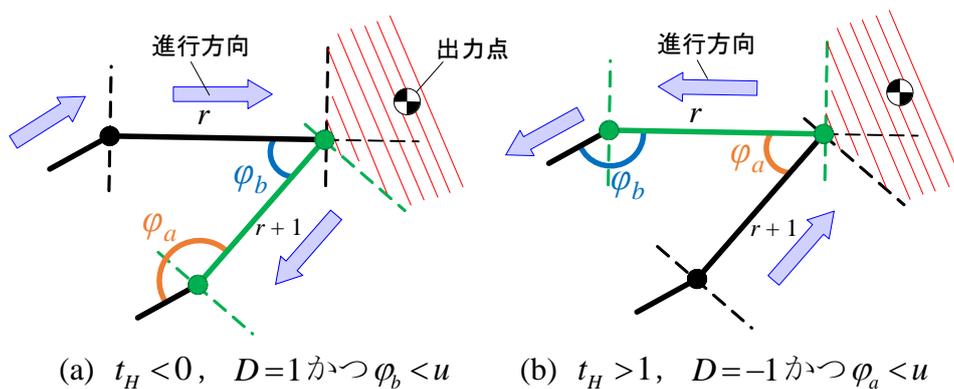
隣接する線分のなす角が小さい場合、出力点が領域 A 内に位置するとき、前目で述べた目標軌跡切り替え条件より、サンプリング毎にそれが前後交互に切り替わることとなる。ここで、出力点と同領域内に滞在する時間を比較すると、領域範囲や動作方向の変更の有無などから、高確率で領域 A が大きい方が長くなることが推測される。したがって、目標軌跡が r 番目の線分のまま領域 A 内から $r+1$ 番目の線分の方へ動作してしまい、操作者の動作を妨害する場合がある。

そこで本研究では、隣接する線分のなす角が小さい場合、領域 A 内における連続した目標軌跡の切り替えを防止することで滑らかな目標軌跡の切り替えを可能とする手法を用いる。

まず、出力点の進行方向を示す指標を D 、目標軌跡とその前後の線分とのなす角をそれぞれ φ_b 、 φ_a とする。なお進行方向について、 $D=1$ は離散点番号が増加する方向、 $D=-1$ は離散点番号が減少する方向を表し、同値は直前の目標軌跡において出力点が $0.45 \leq t_p \leq 0.55$ の領域を通過した時の方向で決定する。

次に、閾値 u を設定する。この閾値を用いて、図 7.8 に示すように、“ $t_p < 0$ のとき $D=1$ かつ $\varphi_b < u$ ” または “ $t_p > 1$ のとき $D=-1$ かつ $\varphi_a < u$ ” の場合、すなわち、閾値より小さな角において出力点が直前までは逆方向に進もうとした場合に目標軌跡を切り替えなければよい。

以上のことからスキルアシストプログラムの目標軌跡切り替えの条件を、“ $t_H < 0$ かつ $D=-1$ または $\varphi_b \geq u$ ” または “ $t_H > 1$ かつ $D=1$ または $\varphi_a \geq u$ ” とおく。これにより、隣接する線分のなす角が小さい場合においても滑らかな目標軌跡の切り替えを可能とする。



(a) $t_H < 0$, $D=1$ かつ $\varphi_b < u$ (b) $t_H > 1$, $D=-1$ かつ $\varphi_a < u$

図 7.8 目標軌跡を切り替えない場合

7.3 スキルアシスト例

7.3.1 円動作アシスト

本項では、連続軌跡動作アシストの一例として、円動作アシストの説明を行う。

提案機構を用いて円動作を行う場合、出力点が原点を中心とした球面上を動作することから、図 7.9 に示すように、 XY 平面となす角 φ で出力点を通る等高線为目标軌跡とすればよい。

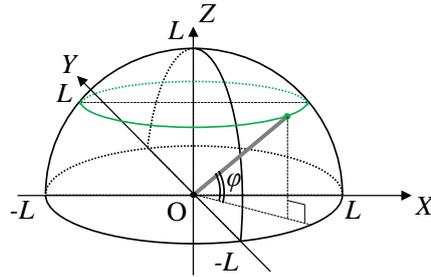


図 7.9 目標軌跡が円の場合

この場合，目標軌跡は媒介変数 t を用いて次式で表される．なお， L を支柱長さとする．

$$\begin{aligned} x &= t \\ y &= \pm \sqrt{L^2 \cos^2 \varphi - t^2} \\ z &= L \sin \varphi \end{aligned} \quad (7.11)$$

本研究では，出力点に対して最短距離である目標軌跡上の点を目標点とする．以下に目標点位置の算出方法を示す．

出力点 $P_1=(X_1, Y_1, Z_1)$ と目標軌跡との距離 d_m について，以下の関係式が成り立つ．

$$\begin{aligned} d_m^2 &= (t - X_1)^2 + (\sqrt{L^2 \cos^2 \varphi - t^2} - |Y_1|)^2 + (L \sin \varphi - Z_1)^2 \\ &= -2tX_1 - 2|Y_1|\sqrt{L^2 \cos^2 \varphi - t^2} + E \end{aligned} \quad (7.12)$$

E は定数を表す．上式を t について微分すると，

$$(d_m^2)' = -2X_1 + \frac{2|Y_1|}{\sqrt{L^2 \cos^2 \varphi - t^2}} t \quad (7.13)$$

となる．

$(d_m^2)' = 0$ を満たす t の値を t_m とすると，同値は次式で表される．

$$t_m = \frac{X_1 L \cos \varphi}{\sqrt{X_1^2 - Y_1^2}} \quad (7.14)$$

以上より目標点 $P_2=(X_2, Y_2, Z_2)$ の座標は次式となる．

$$\begin{cases} X_2 = t_p \\ Y_2 = \pm \sqrt{L^2 \cos^2 \varphi - t_p^2} \\ Z_2 = L \sin \varphi \end{cases} \quad (7.15)$$

Y_2 の符号は Y_1 と一致する．

7.3.2 楕円動作アシスト

本項では、連続軌跡動作アシストの一例として、楕円動作アシストの説明を行う。

目標軌跡を、図 7.10 に示すように、 XY 平面へ投影した場合に長軸 $2a_e$ 、短軸 $2b_e$ 、中心が原点の楕円とする。

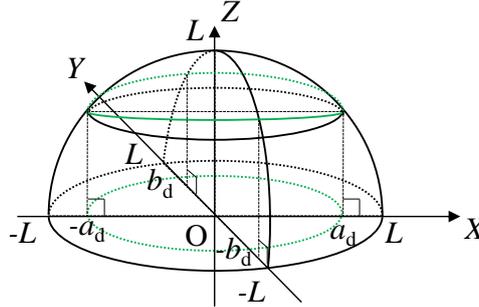


図 7.10 目標軌跡が楕円の場合

支柱長さを L とすると、同軌跡は媒介変数 t を用いて次式で表される。

$$\begin{aligned} x &= t \\ y &= \pm \frac{b_e}{a_e} \sqrt{a_d^2 - t^2} \\ z &= \sqrt{L^2 - X^2 - Y^2} = \sqrt{L^2 - b_e^2 - \left(1 - \frac{b_e^2}{a_e^2}\right) t^2} \end{aligned} \quad (7.16)$$

ここで出力点 $P_1(X_1, Y_1, Z_1)$ と目標直線軌跡との距離を d_m とすると、 d_m^2 を t について微分した結果が次式となる。

$$\begin{aligned} (d_m^2)' &= -2X_1 + \frac{2|A|}{\sqrt{a_e^2 - t^2}} t + \frac{2Z_1 C}{\sqrt{B - Ct^2}} \\ A &= \frac{b_e}{a_e} Y_1, \quad B = L^2 - b_e^2, \quad C = 1 - \frac{b_e^2}{a_e^2}, \end{aligned} \quad (7.17)$$

したがって、 $(d_m^2)' = 0$ を満たす t の値 t_m を式(4.16)に代入することで目標点が求まる。

t_m の算出にはニュートン法を用いることとし、 $f(t) = (d_m^2)'$ とおくと、以下の式を繰り返し計算することで同値が求まる。なお、初期値 t_0 は X_1 を用いる。

$$t_{g+1} = t_g - \frac{f(t)}{f'(t)} \quad (g=1,2,3,\dots) \quad (7.18)$$

$X_p \geq a_e$ または t_g が発散する場合、式(4.16)のルート内の値が 0 および負となるため t_m を得られない。このような場合には目標軌跡を次式で表し、同様の解法を用いる。

$$\begin{aligned} x &= \pm \frac{a_e}{b_e} \sqrt{b_e - t^2} \\ y &= t \\ z &= \sqrt{L^2 - X^2 - Y^2} = \sqrt{L^2 - a_e^2 - \left(1 - \frac{a_e^2}{d_e^2}\right) t^2} \end{aligned} \quad (7.19)$$

7.3.3 四角形動作アシスト

本項では、不連続軌跡動作アシストの一例として、四角形動作アシストの説明を行う。

不連続動作アシストでは、第 4.2.3 項で示したように、目標軌跡は任意数の離散点を直線で結んだ軌跡とする。したがって、四角形動作を行う場合、離散点を 4 つ指定し、それらを順に結ぶ軌跡を作成すればよい。ただし、ここでいう四角形動作は、図 7.11 に示すように、 XY 平面に投影した時の四角形である。

その後、第 4.2.3 項で示した方法を用いてアシストを行う。

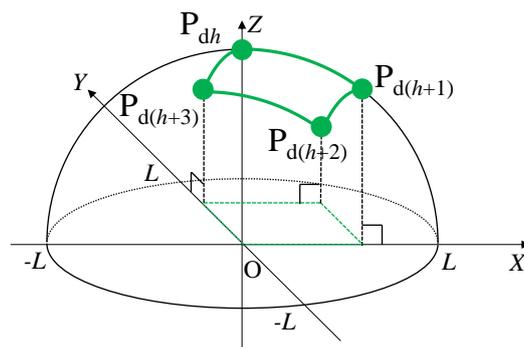


図 7.12 目標軌跡が四角形の場合

7.4 結言

本章では、まず、前章で製作した試作機を用いたスキルアシストの方法として、連続軌跡動作と不連続軌跡動作のスキルアシスト方法を示した。

目標軌跡を連続的な関数で表現できる連続軌跡の動作アシスト方法では、直線動作軌跡を例として、出力点から最短距離にある目標点の算出方法、アシスト時に駆動させる 2 本のワイヤの決定方法、およびアクチュエータの駆動量算出方法を示した。

目標軌跡を連続的な関数で表現できない不連続動作のアシストでは、その軌跡上に任意数の離散点を配置し、それらを直線で結ぶことで不連続な軌跡として近似的に表現する方法を提案した。また、同方法を用いたスキルアシストの方法を示し、連続軌跡動作アシストの例として、円、および楕円動作を取り上げ、それぞれについて目標点の算出方法を示した。

第 8 章 試作機を用いたスキルアシスト実験

8.1 緒言

本章では、試作機と前章で述べた制御手法を用いて行った直線、円、楕円、正方形動作スキルアシスト実験についてそれぞれ結果を示し、追従および繰り返し位置決め精度評価を行う。

8.2 実験方法および評価方法

第 7 章までの方法に基づく制御プログラムを作成し、試作機を用いてスキルアシスト実験を行った。連続軌跡動作アシスト実験では、 X 軸となす角が $0, 45, 90, 135 \text{ deg}$ の直線、出力部と XY 平面とがなす角が常に 70 deg となる円、長軸 320 mm 、短軸 160 mm の楕円を目標軌跡とした。不連続軌跡動作アシストでは一辺 150 mm の正方形と自由曲線(星形)を目標軌跡とした。ただし、それぞれ XY 平面上への投影した場合の形を示す。

実験では、右利きの成人男性 3 人を対象とし、まず被験者が右の前腕を装置に装着した状態で出力部を初期位置($\alpha=\beta=0\text{deg}$)で静止させ、動作を開始する。被験者はスキルアシストの補助に従って目標軌跡と出力点位置を一致させるよう動作する。各軌跡において操作は 5 往復もしくは 5 周行い、各動作での追従および繰り返し位置決め精度を評価する。また、比較のため、すべてのワイヤ駆動装置を受動状態にしてアシストを行わない場合の動作実験も行う。この場合、図 8.1 に示すように、 Z 軸負方向に向いたビデオカメラ(EX-F1:CASIO)を試作機の上方約 700mm に設置し、目標軌跡を表示したモニタ(ProLite B2280HS:iiyama)に同時に出力点を表示させる。そのうえで、被験者はモニタを見て目標軌跡と出力点を一致させるよう努めながら操作する。目標軌跡は、モニタ表面に透明なフィルムを貼付し、そこに水性マジックで描画することで被験者に表示する。

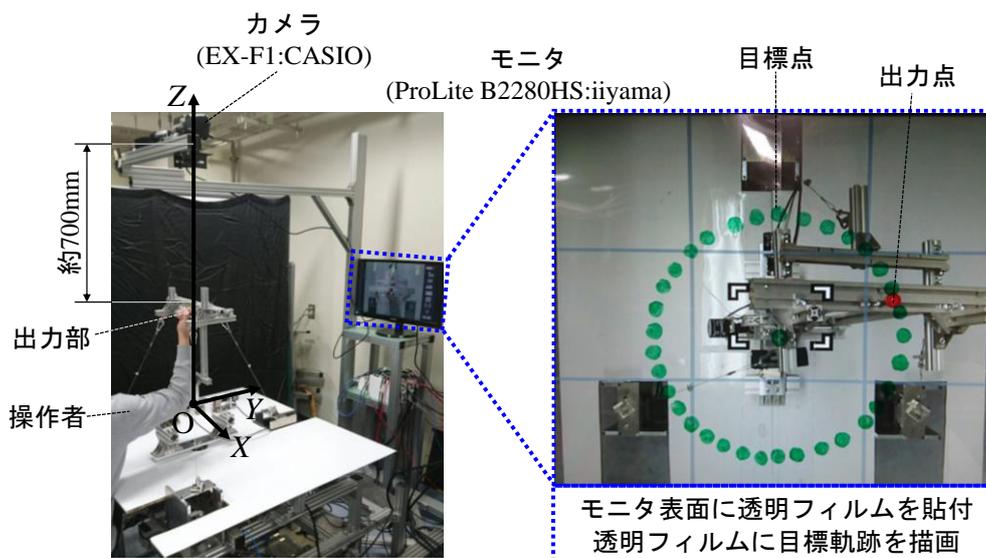


図 8.1 実験の様子

また、スキルアシストを行う場合と行わない場合で操作速度をある程度統一するため、実験中被験者は一定間隔のビート音を聞き、その音に合わせて操作する。その音のテンポ、動作 1 往復もしくは 1 周中の音の回数、および音が鳴った時の目安の位置を表 8.1 に示す。

表 8.1 実験中に鳴らす音のテンポおよび 1 動作中のその回数

アシスト動作	テンポ[BPM]	動作1往復もしくは1周中の音の回数[回]	目安の位置
直線	70	2	端点
円	55	2	X軸との交点
楕円	45	2	X軸との交点
四角	50	4	四隅
自由軌跡(星形)	45	5	頂点

前章で説明したアクチュエータの駆動量を決定する比例係数 K_P は 4.5、制御および計測周波数は 100Hz とする。

ここで、予備実験を行ったとき、出力部の動作速度が速く、唐突にワイヤが緩む方向に変位した場合、ワイヤの巻取りが追い付かずアシスト精度が悪化する問題が発生した。したがって、同問題の対策として、スキルアシストを行う場合、モータ回転軸に常に一定トルクを発揮させることで定常的なワイヤ張力の向上を行う。各モータへの MTLAB からの指令値は実験的に 0.2[V] と決定した。

評価は各動作での追従および繰り返し位置決め精度で行う。追従位置決め精度評価には、出力点位置と最短距離にある目標軌跡上の点における目標回転変位とエンコーダによって計測した出力点における回転変位との差を誤差 $\Delta\theta_e$ と

し、その最大、平均および標準偏差を用いる。また、人が不得意と推測される動作の繰り返し位置決め精度の評価として、各 1 往復もしくは 1 周ごとにばらつきの評価値を算出し、その平均および標準偏差を用いる。ばらつきの評価値 s_e は誤差の二乗和を測定値の数で除し、平方根をとった値である。

$$\Delta\theta_e = \sqrt{(\alpha_2 - \alpha_1)^2 + (\beta_2 - \beta_1)^2} \quad (8.1)$$

$$s_e = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{(\alpha_{2,i} - \alpha_{1,i})^2 + (\beta_{2,i} - \beta_{1,i})^2}} \quad (8.2)$$

ただし、 n : データ数、 (α_1, β_1) : 出力姿勢、 (α_2, β_2) : 目標姿勢である。

また、エンコーダから計測した回転変位を用いて算出した XY 平面上の出力点軌跡も算出した。

8.3 実験結果および評価結果

8.3.1 直線動作スキルアシスト実験

本項では、 XY 平面への投影図が X 軸となす角 $0, 45, 90, 135 \text{ deg}$ の直線を目標軌跡とするスキルアシスト実験の結果およびその評価結果を示す。

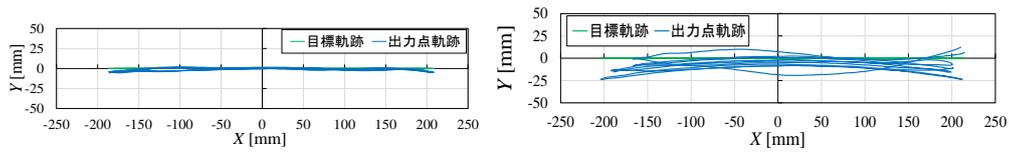
本実験では、各被験者で操作量をおおよそ統一するため、スキルアシストを行う場合は直線の端点のみを、スキルアシストを行わない場合は目標直線に加えて端点もモニターで示した。 X 軸となす角 θ_s の各目標軌跡における端点(動作開始点と折り返し点)を表 8.2 に示す。被験者は動作開始点、折り返し点、動作開始点の順に各点を通るように出力部を 5 往復動作させる。

表 8.2 X 軸となす角 θ_s の各目標軌跡における動作開始点と折り返し点の座標

$\theta_s[\text{deg}]$	0	45	90	135
動作開始点座標[mm]	(190, 0)	(-85, -85)	(0, -120)	(85, -85)
折り返し点座標[mm]	(-190, 0)	(135, 135)	(0, 190)	(-135, 135)

実験結果として、被験者 3 人の各直線動作における出力点軌跡、動作全体での誤差の最大、平均および標準偏差、動作 1 往復ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差、および出力点動作速度を測定した。

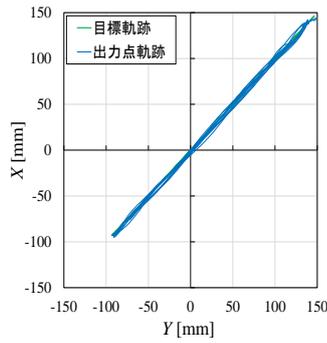
ここでは例として、まず被験者 2 の出力点軌跡を図 8.2 から図 8.5 に示す。同図の(a)はスキルアシストを行った場合の、同図(b)はスキルアシストをとまなわれない場合の軌跡である。



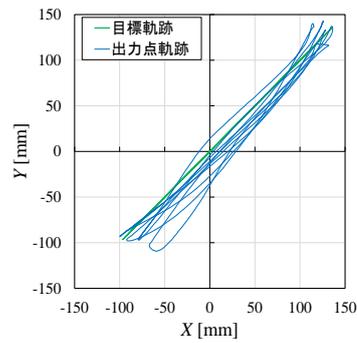
(a) スキルアシスト有

(b) スキルアシスト無

図 8.2 被験者 2 の直線($\theta_s=0\text{deg}$)動作実験時の出力点軌跡

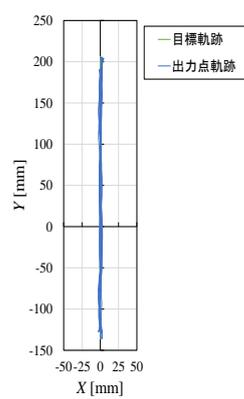


(a) スキルアシスト有

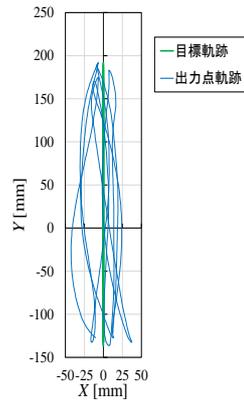


(b) スキルアシスト無

図 8.3 被験者 2 の直線($\theta_s=45\text{deg}$)動作実験時の出力点軌跡

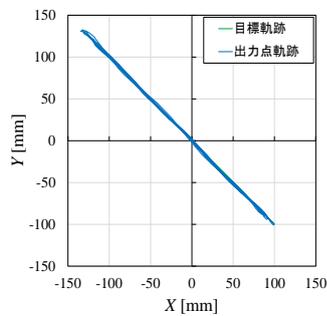


(a) スキルアシスト有

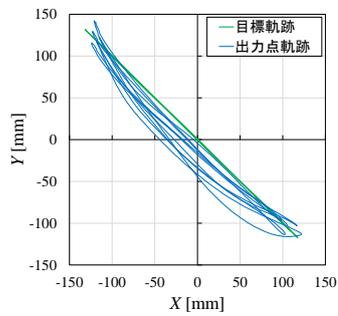


(b) スキルアシスト無

図 8.4 直線($\theta_s=90\text{deg}$)動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 8.5 被験者 2 の直線($\theta_s=135\text{deg}$)動作実験時の出力点軌跡

図 8.2 から図 8.5 の(b)より，目標軌跡が $\theta_s=0$ deg および $\theta_s=45$ deg の直線の場合，スキルアシスト無しの場合出力点軌跡はおおよそ目標軌跡方向に動いているが，1 往復ごとに軌跡が並行移動するようにばらつき，動作の繰り返し性が低い．目標軌跡が $\theta_s=90$ deg の直線の場合，スキルアシスト無しの場合出力点軌跡は左右に膨らんでおり，前腕の屈曲と伸展運動の繰り返し動作は不安定であることが推測される．さらに，1 往復ごとのばらつきも大きく，動作の繰り返し性が低い．目標軌跡が $\theta_s=135$ deg の直線の場合，スキルアシスト無しの場合出力点軌跡は Y 軸負方向に膨らんでおり，前腕の屈曲運動の力が強く影響していることが推測される．さらに，1 往復ごとのばらつきも大きく，動作の繰り返し性が低い．

それに対し，図 8.2 から図 8.5 の(a)より，スキルアシストを行った場合では，いずれの目標軌跡に対しても正確に一致しながら動作していると同時に，各往復動作で軌跡はばらつかず，繰り返し性も高いことが分かる．

次に，動作全体での誤差の最大，平均および標準偏差について被験者 3 人で平均した値を図 8.6 および表 8.3 に示す．

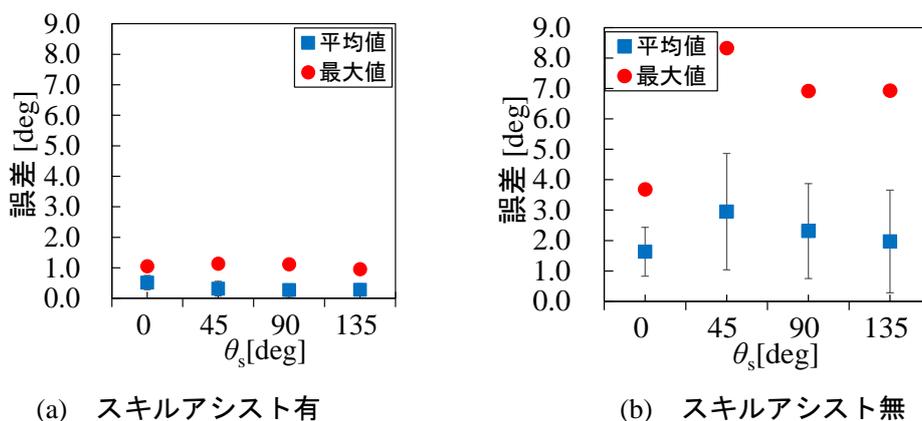


図 8.6 直線動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値

表 8.3 直線動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値

		θ_s [deg]			
		0	45	90	135
アシスト有	平均値[deg]	0.52	0.32	0.27	0.28
	標準偏差[deg]	0.23	0.24	0.20	0.19
	最大値[deg]	1.05	1.13	1.12	0.95
アシスト無	平均値[deg]	1.63	2.95	2.31	1.97
	標準偏差[deg]	0.80	1.91	1.56	1.69
	最大値[deg]	3.68	8.33	6.92	6.92

同図および同表より、スキルアシストを行ったほうがすべての値において小さくなっており、誤差の平均値は最大でも 0.52 deg, 標準偏差は最大でも 0.23 deg, 最大値は最大でも 1.13 deg と非常に小さな値である。また、最もスキルアシストの効果大きい $\theta_s=45$ deg の直線軌跡動作では、平均値で 9.4 倍、標準偏差で 7.9 倍、最大値で 7.4 倍程度、最もスキルアシストの効果小さい $\theta_s=0$ deg の直線軌跡動作でも、平均値で 3.2 倍、標準偏差で 3.4 倍、最大値で 3.5 倍程度精度が向上していることから、高い追従位置決め精度を有することを確認した。

なお、スキルアシストを行った場合では動作方向によらずいずれの評価値も同程度であったため、追従位置決め精度の異方性は小さいことも分かるが、0deg 方向の直線のみ平均誤差が大きい。これは、同方向の軌跡においては、特に人が Y 軸方向の位置を保持するために肘の屈曲力を用いるが、同屈曲力が腕のその他の動作力より大きいためにアシストによる補正が足りなかったためと推測される。

最後に、繰り返し位置決め精度の評価結果として、動作 1 往復ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差を被験者 3 人で平均した値を表 8.4 に示す。

表 8.4 直線動作における被験者 3 人の繰り返し位置決め精度評価値の平均値

		θ_s [deg]			
		0	45	90	135
アシスト有	平均値[deg]	0.71	0.56	0.51	0.53
	標準偏差[deg]	0.03	0.06	0.04	0.04
アシスト無	平均値[deg]	1.3	1.7	1.5	1.4
	標準偏差[deg]	0.13	0.15	0.21	0.17

同表より、スキルアシストを行った方がすべての動作方向において平均値、標準偏差ともに小さくなっており、各 1 往復動作でばらつき小さい同様な動作を行えていることがわかる。標準偏差に着目すると $\theta_s=0$ deg の直線では 4.3 倍、 $\theta_s=45$ deg の直線では 2.5 倍、 $\theta_s=90$ deg の直線では 5.0 倍、 $\theta_s=135$ deg の直線では 4.4 倍程度の繰り返し位置決め精度の向上がみられ、さらに、スキルアシストを行った場合では動作方向によらず各値同程度であったため、繰り返し位置決め精度の異方性も小さい。

したがって、連続軌跡である様々な方向の直線を目標軌跡とした場合、提案機構およびその制御手法を用いて高い追従および繰り返し位置決め精度を有するスキルアシストを行えることがわかり、その有用性を確認できた。

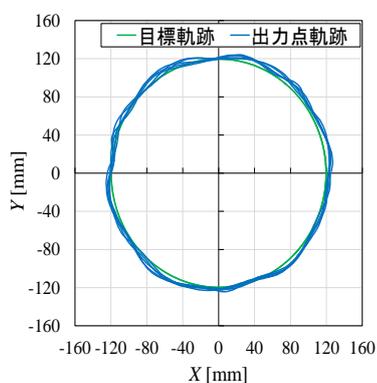
8.3.2 円動作スキルアシスト実験

本項では、 XY 平面となす角 $\phi=70 \text{ deg}$ で出力点を通る等高線を目標軌跡とするスキルアシスト実験の結果およびその評価結果を示す。

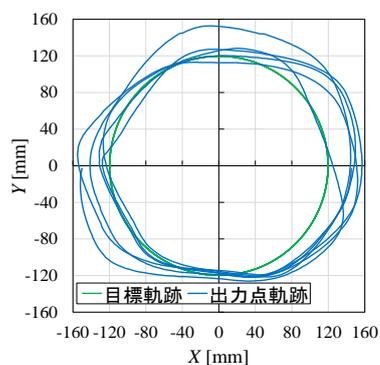
実験は、 XY 平面への投影位置が X 軸との正の交点を動作開始点とし、時計および反時計回り(以下、CW および CCW)にそれぞれ 5 周動作させた。

実験結果として、被験者 3 人の円動作(CW, CCW)における出力点軌跡，動作全体での誤差の最大，平均および標準偏差，動作 1 周ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差，および出力点動作速度をを測定した。

ここでは例として，まず被験者 2 の出力点軌跡を図 8.7 から図 8.8 に示す。同図の(a)はスキルアシストを行った場合の，同図(b)はスキルアシストを行わない場合の軌跡である。

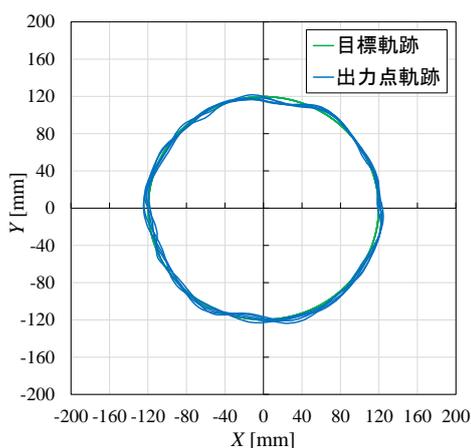


(a) スキルアシスト有

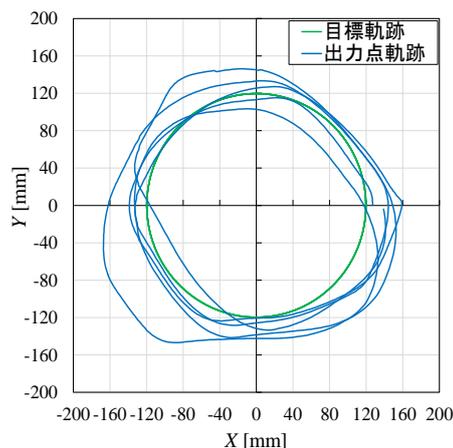


(b) スキルアシスト無

図 8.7 被験者 2 の CW 方向円動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 8.8 被験者 2 の CCW 方向円動作実験時の出力点軌跡

図 8.7 および図 8.8 の(b)より，いずれの動作方向においてもスキルアシストをともなわない場合では，円運動による遠心力により目標軌跡に対し外側に大きく誤差が生じているとともに，周回ごとに異なる軌跡をなしている．それに対し，図 8.7 および図 8.8 の(a)より，スキルアシストを行った場合では，ともなわない場合と同様の理由で誤差が円の外側に生じている部分もあるものの，安定しかつ比較的精度よく目標軌跡上へ補正されていることが分かる．

次に，動作全体での誤差の最大，平均および標準偏差について被験者 3 人で平均した値を図 8.9 および表 8.5 に示す．

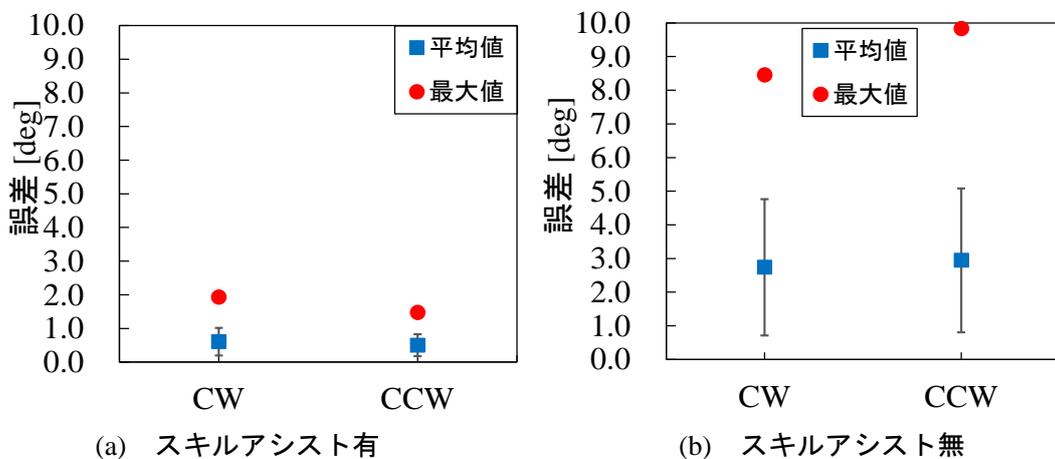


図 8.9 円動作における被験者 3 人の各動作追従位置決め精度評価値の平均値

表 8.5 円動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.61	0.50
	標準偏差[deg]	0.41	0.33
	最大値[deg]	1.94	1.48
アシスト無	平均値[deg]	2.74	2.95
	標準偏差[deg]	2.03	2.14
	最大値[deg]	8.46	9.84

同図および同表より，スキルアシストを行った方がいずれの動作方向においてもすべての値が小さくなっている．誤差の平均値は最大でも 0.61 deg，標準偏差は最大でも 0.41 deg，最大値は最大でも 1.94 deg と非常に小さな値である．また，すべての評価値において CW 方向動作では 4.4 倍以上，CCW 方向動作では 5.8 倍以上減少していることから，高い追従位置決め精度を有することを確認した．

また、スキルアシストを行わなかった場合の結果において、直線軌跡の結果と比較して円軌跡動作の誤差が大きく、人は前腕を同じ円軌跡上に繰り返し動作させるのが苦手であることが分かった。それに対しスキルアシストにより、円軌跡の場合においても、直線軌跡の場合と同程度の繰り返し位置決め精度で補助が行われていることが分かる。なお、いずれの精度も、多少の差があるものの、運動方向および回転変位に関係なく同程度であることもわかった。

最後に、繰り返し位置決め精度評価結果として、動作 1 周ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差を被験者 3 人分で平均した値を表 8.6 に示す。

表 8.6 円動作における被験者 3 人の各繰り返し位置決め精度評価値の平均値

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.77	0.71
	標準偏差[deg]	0.025	0.033
アシスト無	平均値[deg]	1.6	1.7
	標準偏差[deg]	0.16	0.30

同表より、スキルアシストを行った方がいずれの動作方向においても平均値、標準偏差ともに小さくなっており、各 1 周動作でばらつきの小さい同様な動作を行えていることがわかる。標準偏差に着目すると CW 方向では 6.4 倍、CCW 方向では 9.0 倍程度の繰り返し位置決め精度の向上がみられ、さらに、スキルアシストを行った場合では動作方向によらず各値同程度であったため、繰り返し位置決め精度の異方性も小さい。

したがって、連続軌跡である円を目標軌跡とした場合、提案機構およびその制御手法を用いて高い追従および繰り返し位置決め精度を有するスキルアシストを行えることがわかり、その有用性を確認できた。

8.3.3 楕円動作スキルアシスト実験

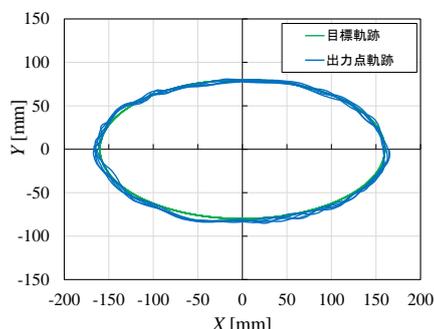
本項では、XY 平面への投影図が長軸 320mm、短軸 160mm の楕円を目標軌跡とするスキルアシスト実験の結果およびその評価結果を示す。

実験は、XY 平面への投影位置が X 軸との正の交点を動作開始点とし、時計および反時計回り(以下、CW および CCW)にそれぞれ 5 周動作させた。

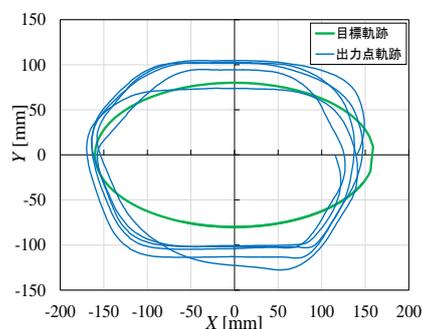
実験結果として、被験者 3 人の各楕円動作(CW、CCW)における出力点軌跡、動作全体での誤差の最大、平均および標準偏差、動作 1 周ごとのばらつきの評価値の標準偏差、および出力点動作速度を測定した。

ここでは例として、まず被験者 1 の出力点軌跡を図 8.10 および図 8.11 に示す。

同図の(a)はスキルアシストを行った場合の、同図(b)はスキルアシストを行わない場合の軌跡である。

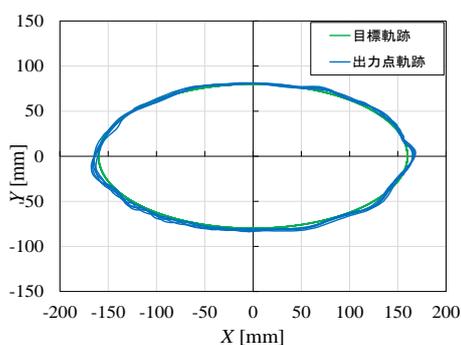


(a) スキルアシスト有

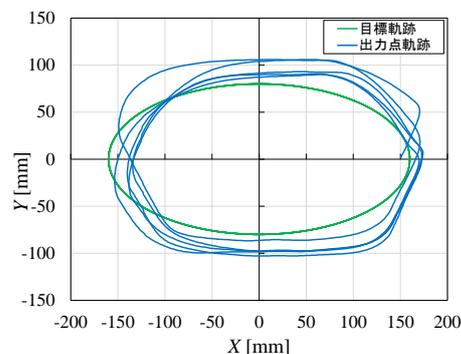


(b) スキルアシスト無

図 8.10 被験者 1 の CW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 8.11 被験者 1 の CCW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡

図 8.10 および図 8.11 の(b)より、いずれの動作方向においてもスキルアシストを行わない場合では、楕円運動による遠心力により目標軌跡に対し外側に大きく誤差が生じているとともに、軌跡が六角形のような形になっている。これは、自在継手などの機構的要因によると考えられる。また、周回ごとに異なる軌跡をなしており、繰り返し性も低い。それに対し、図 8.10 および図 8.11 の(a)より、スキルアシストを行った場合では、ともなわない場合と同様の理由で誤差が円の外側に生じている部分もあるものの、安定しかつ比較的精度よく目標軌跡上へ補正されていることが分かる。

次に、動作全体での誤差の最大、平均および標準偏差について被験者 3 人で平均した値を図 8.12 および表 8.7 に示す。

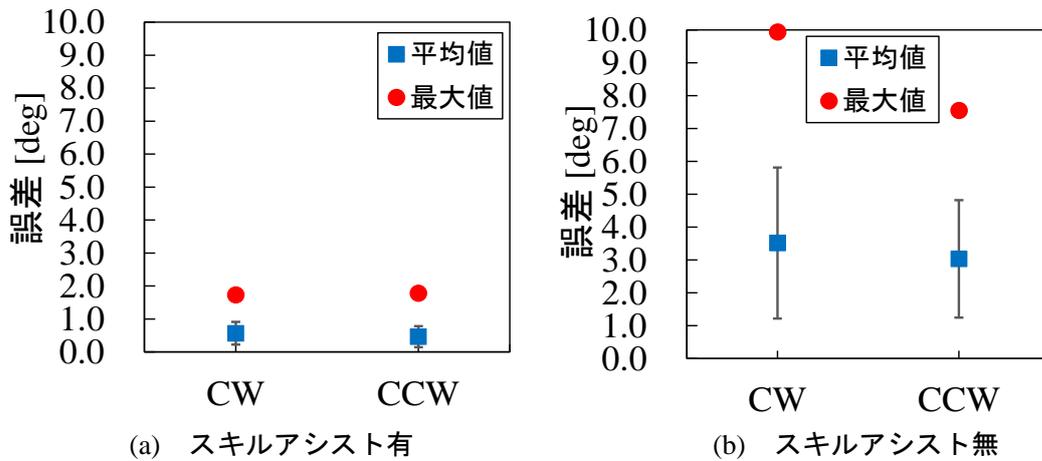


図 8.12 楕円動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値

表 8.7 楕円動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.57	0.46
	標準偏差[deg]	0.35	0.32
	最大値[deg]	1.73	1.78
アシスト無	平均値[deg]	3.51	3.03
	標準偏差[deg]	2.30	1.79
	最大値[deg]	9.94	7.55

同図および同表より，スキルアシストを行った方がいずれの動作方向においてもすべての評価値が小さくなっており，誤差の平均値は最大でも 0.57deg，標準偏差は最大でも 0.35deg，最大値は最大でも 1.78deg と非常に小さな値である．また，スキルアシストを行わない場合では動作方向によって各評価値に差があるが，スキルアシストを行った場合では同程度であることから追従位置決め精度の異方性は小さいことも分かる．

最後に，繰り返し位置決め精度評価結果として，動作 1 周ごとのばらつきの評価値の平均値および標準偏差を被験者 3 人分で平均した値を表 8.8 に示す．

表 8.8 楕円動作における被験者 3 人の各繰り返し位置決め精度評価値の平均値

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.75	0.68
	標準偏差[deg]	0.034	0.036
アシスト無	平均値[deg]	1.9	1.7
	標準偏差[deg]	0.11	0.14

同表より，スキルアシストを行った方がいずれの動作方向においても各評価値が小さくなっており，各 1 周動作でばらつきの小さい同様な動作を行えていることがわかる．標準偏差に着目すると CW 方向では 3.2 倍，CCW 方向では 4.0 倍程度の繰り返し位置決め精度の向上がみられ，さらに，スキルアシストを行った場合では動作方向によらず各値同程度であったため，繰り返し位置決め精度の異方性も小さい．

したがって，連続軌跡である楕円軌跡動作に対して，提案機構およびその制御手法を用いて高い追従および繰り返し位置決め精度を有するスキルアシストを行えることがわかり，その有用性を確認できた．

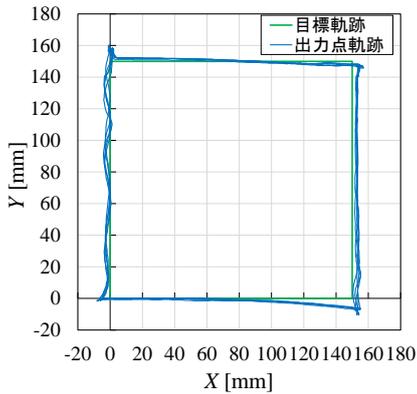
8.3.3 正方形動作スキルアシスト実験

本項では，XY 平面への投影図が一边 150mm の正方形を目標軌跡とするスキルアシスト実験の結果およびその評価結果を示す．

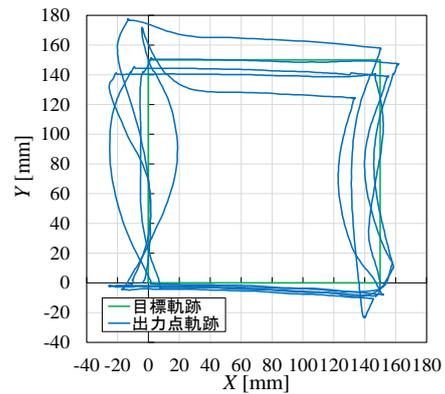
離散点は(0, 0), (150, 0), (150, 150), (0, 150)[mm]の 4 点とし，原点から CW および CCW 方向にそれぞれ 5 周動作させた．

実験結果として，被験者 3 人の各正方形動作(CW, CCW)における出力点軌跡，動作全体での誤差の最大，平均および標準偏差，動作 1 往復ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差，および出力点動作速度を測定した．

ここでは例として，まず，被験者 1 の出力点軌跡を図 8.13 および図 8.14 に示す．同図の(a)はスキルアシストを行った場合の，同図(b)はスキルアシストを行わない場合の軌跡である．

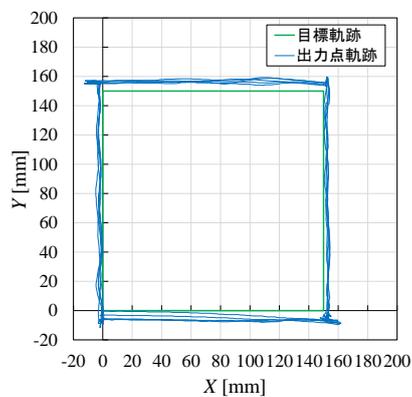


(a) スキルアシスト有

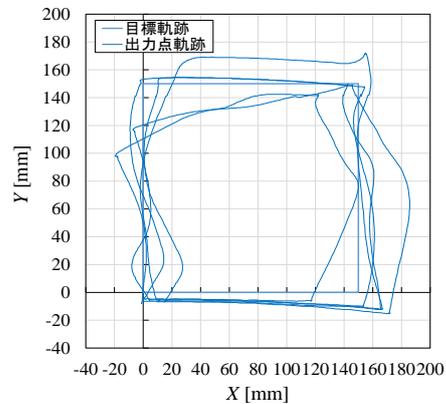


(b) スキルアシスト無

図 8.13 被験者 1 の CW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 8.14 被験者 1 の CCW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡

図 8.13 および図 8.14 の(b)より、スキルアシストを行わない場合には、 Y 軸方向に動作するとき、おもに上腕のねじり回転により固定される X 軸方向位置の誤差が大きく、繰り返し性も低い。また、逆に肘の屈曲により Y 軸方向を固定して X 軸方向に動作するとき、操作者に近い X 軸付近では比較的繰り返し性が高いが、肘が伸展している対辺側では誤差が大きく、繰り返し性も低い。

これに対し、図 8.13 および図 8.14 の(a)より、スキルアシストを行った場合には、行わない場合に比べ誤差は小さく、繰り返し性も高い。しかし、角部において、人がそれまでの直線動作を続けようとして軌跡の行き過ぎが生じている。また、CCW 方向動作では X 軸上の辺およびその対辺で、目標軌跡の外側に誤差が大きくなっている。これは、 X 軸上の辺では、アシスト方向への補正力に対して腕を屈曲させる力が強いことが、その対辺では、アシスト方向への補正力に対して腕を伸展させる力に加え出力部の自重による力が発生したことが原因であると考えられる。

次に、動作全体での誤差の最大、平均および標準偏差について被験者 3 人で平均した値を図 8.15 および表 8.9 に示す。

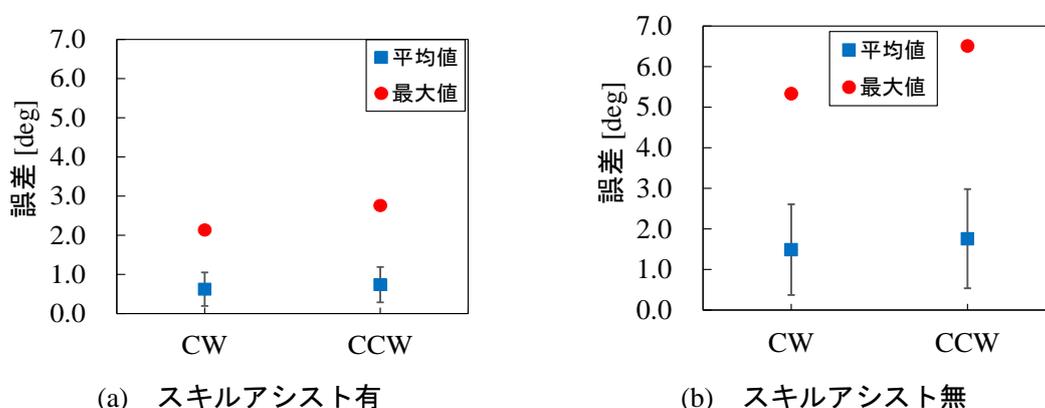


図 8.15 正方形動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値

表 8.9 正方形動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.63	0.74
	標準偏差[deg]	0.43	0.45
	最大値[deg]	2.14	2.77
アシスト無	平均値[deg]	1.49	1.76
	標準偏差[deg]	1.12	1.22
	最大値[deg]	5.34	6.51

同図および同表より、スキルアシストを行った方がいずれの動作方向においても各評価値が小さくなっており、誤差の平均値は最大で 0.74deg、標準偏差は最大で 0.45deg、最大値は最大で 2.77deg である。しかし、これらの値は他の動作軌跡のスキルアシスト実験結果に比べ大きな値である。

最後に、繰り返し位置決め精度評価結果として、1 周ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差を被験者 3 人分で平均した値を表 8.10 に示す。

表 8.10 楕円動作における被験者 3 人の各繰り返し位置決め精度評価値の平均値

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.79	0.86
	標準偏差[deg]	0.034	0.029
アシスト無	平均値[deg]	1.2	1.3
	標準偏差[deg]	0.15	0.13

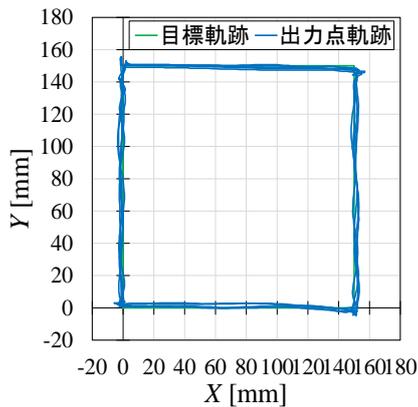
同表より、スキルアシストを行った方がいずれの動作方向においても各評価値が小さくなっており、各 1 周動作でばらつきの小さい同様な動作を行えていることがわかる。

ここまで各評価を行ってきたが、現状の実験条件ではスキルアシストを行った場合において他の軌跡の結果に比べ誤差が非常に大きい。その原因は、離散点での軌跡の行き過ぎによる誤差が考えられ、さらに、同誤差はスキルアシスト装置の位置決め誤差ではなく、操作者が動作方向を判断できないことによる誤差の割合がかなり高い。したがって、正確な位置決め評価を行えていないことも危惧される。

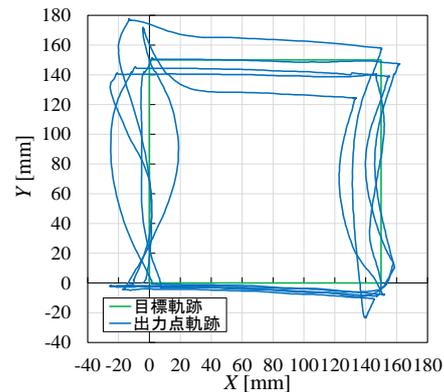
以上より、X 軸上およびその対辺で出力点軌跡の誤差小さくするため、アクチュエータの駆動量を決定する比例係数 K_P の値を 4.5 から 5.5 に増加し、さらに、離散点での軌跡の行き過ぎを防ぐためスキルアシスト実験中に操作者が離散点の位置のみ観察できるようにして再びスキルアシストを伴う実験を行った。

この実験結果も、被験者 3 人の各正方形動作(CW, CCW)における出力点軌跡、動作全体での誤差の最大、平均および標準偏差、動作 1 往復ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差、および出力点動作速度を測定した。

ここでは例として、まず被験者 1 の出力点軌跡を図 8.16 および図 8.17 に示す。同図(a)はスキルアシストを行った場合の、同図(b)には比較のためスキルアシストを行わない場合の軌跡を示す。

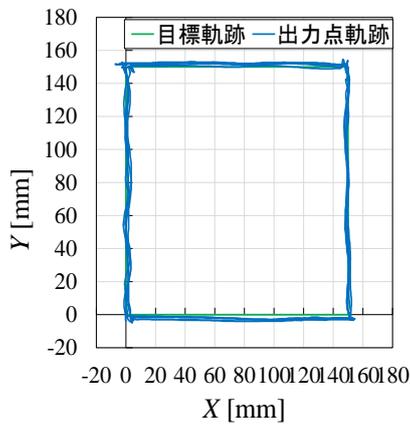


(a) スキルアシスト有

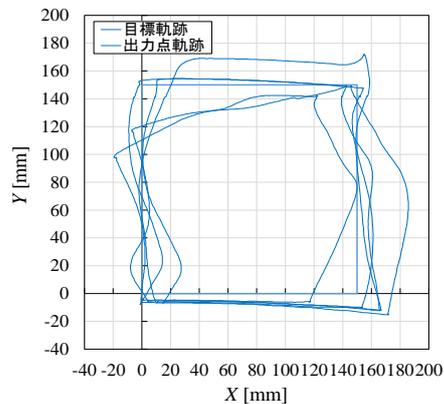


(b) スキルアシスト無

図 8.16 被験者 1 の CW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡(実験条件変更後)



(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 8.17 被験者 1 の CCW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡
(実験条件変更後)

図 8.16 および図 8.17 の(a)より、実験条件変更前と比較して誤差は非常に小さく、角部での行き過ぎもかなり小さくなっている。また、スキルアシストを行わない場合に比べ、正方形のどの線分でも正確に一致しながら動作しており、繰り返し性も高い。なお、同行き過ぎ量は、制御的な問題だけでなく、ワイヤの柔軟性やワイヤ駆動装置における滑りにより生じていることも考えられるために、今後詳細に原因を検討すべきであるが、精度よりも安定性やロバスト性が重要なリハビリなどの人体補助においては許容されるものと考えている。

次に、動作全体での誤差の最大、平均および標準偏差について被験者 3 人で平均した値を図 8.18 および表 8.11 に示す。

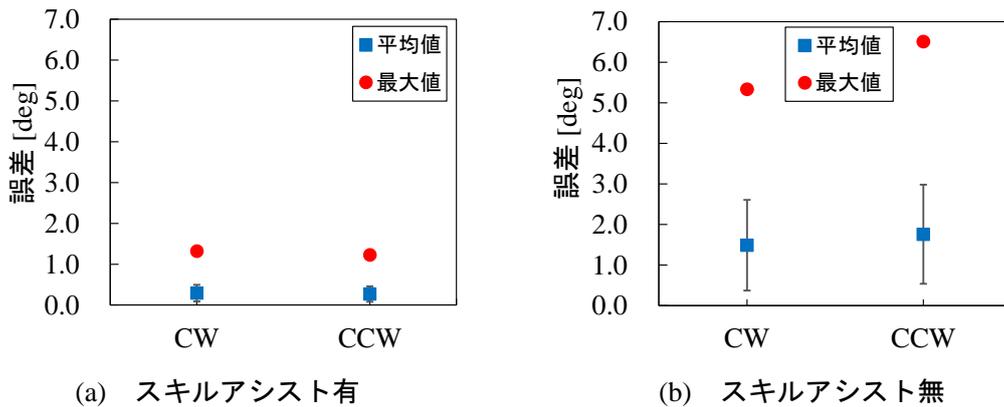


図 8.18 正方形動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値 (実験条件変更後)

表 8.11 正方形動作における被験者 3 人の各追従位置決め精度評価値の平均値 (実験条件変更後)

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.29	0.27
	標準偏差[deg]	0.20	0.19
	最大値[deg]	1.32	1.23
アシスト無	平均値[deg]	1.49	1.76
	標準偏差[deg]	1.12	1.22
	最大値[deg]	5.34	6.51

同図および同表より，実験条件変更前と比較して，いずれの値も小さくなっている．誤差の平均値は最大で 0.29deg，標準偏差は最大で 0.20deg，最大値は最大で 1.32deg と非常に小さな値である．また，平均値では最小でも 5.1 倍，標準偏差では最小でも 5.5 倍，最大値では最小でも 4.0 倍程度精度が向上しており，高い追従位置決め精度を確認した．

最後に，繰り返し位置決め精度評価結果として，1 周ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差を被験者 3 人分で平均した値を表 8.12 に示す．

表 8.12 正方形動作における
被験者 3 人の各繰り返し位置決め精度評価値の平均値(実験条件変更後)

		動作方向	
		CW	CCW
アシスト有	平均値[deg]	0.54	0.52
	標準偏差[deg]	0.034	0.037
アシスト無	平均値[deg]	1.2	1.3
	標準偏差[deg]	0.15	0.13

同表より，標準偏差は実験条件変更前と比較して同程度であるが，平均値はかなり小さくなっている．また，スキルアシストを行わない場合と比較すると，スキルアシストを行ったほうがすべての動作方向および変位において小さくなっており，各 1 周動作でばらつきの小さい同様な動作を行えていることがわかる．標準偏差に着目すると CW 方向では 4.4 倍，CCW 方向では 3.4 倍程度の繰り返し位置決め精度の向上がみられ，さらに，スキルアシストを行った場合では動作方向によらず各値同程度であったため，繰り返し位置決め精度の異方性も小さい．

したがって，アクチュエータの駆動量を増加させることで装置の追従および繰り返し位置決め精度の向上が得られることが分かった．しかし，駆動軸での摩擦力の限界や操作性の観点から，実験的に適切な比例定数 K_P を決定する必要がある．

以上より，不連続軌跡である正方形軌跡動作に対して，提案機構およびその制御手法を用いて高い追従および繰り返し位置決め精度を有するスキルアシストを行えることがわかり，その有用性を確認できた．

8.4 結言

本章では，試作機と前章で述べた制御手法を用いて行った直線，円，楕円，正方形，自由曲線(星形)動作スキルアシスト実験についてそれぞれ結果を示し，追従および繰り返し位置決め精度評価を行った．

直線動作アシスト実験では，XY 平面への投影図が X 軸となす角 0, 45, 90, 135 deg の直線を目標軌跡とし，誤差の平均値は最大でも 0.52deg，標準偏差は最大でも 0.23deg，最大値は最大でも 1.13deg と非常に小さな値であったことから高い追従位置決め精度を確認した．また，繰り返し位置決め精度については，1 往復動作ごとのばらつきの評価値の平均が 0.5deg 程度，標準偏差が 0.06 以下であり非常に小さな値であることから，1 往復動作ごとにばらつきの小さい同様の動作を行えていることがわかる．

円動作アシスト実験では、 XY 平面となす角 ϕ が 70 deg の等高線を目標軌跡とし、誤差の平均値は最大でも 0.61deg、標準偏差は最大でも 0.341deg、最大値は最大でも 1.94deg と非常に小さな値であったことから高い追従位置決め精度を確認した。また、繰り返し位置決め精度については、1 周動作ごとのばらつきの評価値の平均が 0.7deg 程度、標準偏差が 0.03 程度と非常に小さな値であることから、1 周動作ごとにばらつきの小さい同様の動作を行えていることがわかる。

楕円動作アシスト実験では、 XY 平面への投影図が長軸 320mm、短軸 160mm の楕円を目標軌跡とし、誤差の平均値は最大でも 0.57deg、標準偏差は最大でも 0.35deg、最大値は最大でも 1.78deg と非常に小さな値であったことから高い追従位置決め精度を確認した。また、繰り返し位置決め精度については、1 周動作ごとのばらつきの評価値の平均が 0.7deg 程度、標準偏差が 0.03 程度と非常に小さな値であることから、1 周動作ごとにばらつきの小さい同様の動作を行えていることがわかる。

正方形動作アシスト実験では、 XY 平面への投影図が一辺 150mm の正方形を目標軌跡とした。同実験では、アシスト時のアクチュエータ駆動量の増加による追従位置決め精度の向上を確認した。駆動量増加後は誤差の平均値は最大でも 0.29deg、標準偏差は最大でも 0.20deg、最大値は最大でも 1.32deg と非常に小さな値であったことから高い追従位置決め精度を確認した。また、繰り返し位置決め精度については、1 周動作ごとのばらつきの評価値の平均が 0.5deg 程度、標準偏差が 0.03 程度と非常に小さな値であることから、1 周動作ごとにばらつきの小さい同様の動作を行えていることがわかる。

以上より、提案機構およびその制御手法を用いて高い追従および繰り返し位置決め精度を有するスキルアシストを行えることがわかり、その有用性を確認できた。さらに、この結果から、療法士・施術士が患者に対して行った作業教示をロボットが記憶し、その後患者のみで同様の動作を反復することを可能にすることが期待される。

第9章 結論

本研究で得られた結果を以下に示す。

(1) 補助者を必要とせず、動作を補助および測定することを目的に、パラレルワイヤ駆動機構を用いた立位バランス能力測定装置、およびスキルアシスト装置を提案した。また、提案した機構について逆運動学、および固有値解析を利用した張力解析を行い、同機構が十分な動作範囲をもつこと、および過度なワイヤ張力が発生しないことを確認した。

(2) 立位バランス能力測定装置を用いて、複数の被験者に対して転倒限界での足圧中心位置を測定し、さらに面積比を用いて個人差を具体的な値で示すことで、転倒回避能力に関する能力の個人差を明確にあらわすことが可能であることを示した。このことから、転倒回避能力の評価に有用であることが考えられる。

(3) 立位バランス能力測定装置を用い、両足支持において姿勢を傾斜させ重心動揺の測定を行った結果、転倒限界近づくにつれ COP の変動が激しくなり個人差が顕著に現れた。また、片足支持では姿勢を傾斜させない場合でも同様な傾向が見られ、本装置を用いれば安全を確保しながら、これまで主に行われてきた安定した直立姿勢における測定結果より、明確に立位バランス能力の差異を測定し得ることが示された。

(4) 提案機構のワイヤを駆動する装置として、定荷重ばねを用いる構造を提案した。同装置は、駆動状態ではワイヤとワイヤを巻きつけたモータ出力回転軸間の摩擦力によりアクチュエータの駆動力を伝達し、ワイヤを強制的に巻き取ることで出力節の位置決めを可能とする。非駆動状態では、ブレーキを解除することで出力軸が受動的に回転し、定荷重ばねによりワイヤが緩まない必要最低限の張力が常に生じながら、外力によりワイヤが受動的に繰り出される。

(5) 提案機構の試作機を用い、連続的な関数で表される連続軌跡および表されない不連続軌跡を目標軌跡とするスキルアシスト制御手法を提案した。提案手法では、まず、目標軌跡上に出力点がある場合、機構を非駆動状態にし、人の操作を機構へ変位として入力させる。次に目標軌跡へ最短で補正できる動作方向を算出し、その方向に寄与するワイヤ2本を選択し、ワイヤを駆動させる。同機構および手法では、ワイヤ駆動装置により最低限のワイヤ張力が受動的に生じているため、駆動に必要なワイヤ2本を用いて単に出力点を位置決めするだけで

よい。なお、同制御では各ワイヤ駆動装置の非駆動、駆動状態を高速に切り替える必要があるが、アクチュエータの動作が摩擦によりワイヤへ伝達されるため、振動や断続感なく切り替え可能である。

(6) 試作機および制御手法を用いた直線、円、楕円、正方形を目標軌跡とした動作実験を行い、動作軌跡、動作方向によらず高い追従および繰り返し位置決め精度を有することを確認した。また、これらの結果より、複雑な目標軌跡の場合でも同制御手法を応用することで精度よく安定した動作補助の実現が期待できる。

参考文献

- (1) 石井峰雄, 山本圭治郎, 兵頭和人, “完全独立型パワーアシストスーツの開発：機構の改良と実用可能性”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 72, No. 715(2006), pp.857-864.
- (2) 佐々木大輔, 則次俊朗, 山本裕司, 高岩昌弘, “空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストグローブの開発”, 日本ロボット学会誌, Vol. 24, No. 5(2006), pp.640-646.
- (3) 積際徹, 横川隆一, 原敬, “人間とロボットによる協調運搬・精密はめあい (Peg-in-Hole) 作業における制御法”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 70, No. 689(2004), pp.69-76.
- (4) 宮寄哲郎, 飯島拓也, 平原雄一, 眞田一志, “作業者の身体負荷を軽減する荷重支持アームの開発と装着時支持性能の評価” 日本機械学会論文集, DOI:10.1299/transjsme.16-00544.
- (5) 山口大助, 田川泰敬, 早津昌樹, 山田学, “懸垂機構を用いた他自由度型パワーアシスト吊搬装置の開発(第2報, 速度変換行列逐次同定手法の検討)” 日本機械学会論文集 C 編, Vol.70, No.693(2004), pp.232-238.
- (6) 北川秀夫, 西坂晋, 三好孝典, 寺嶋一彦, “介助式全方向移動車椅子のためのパワーアシストシステムの構築”, 日本ロボット学会誌, Vol.23, No.3(2005), pp.321-329.
- (7) 原口真, 金英, 古荘純次, “冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた 2 次元上肢リハビリ支援装置に関する基礎研究”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.76, No.761(2010), pp.142-150.
- (8) 古荘純次, 菊池武士, “せん断型コンパクト MR ブレーキを用いたインテリジェント下肢装具の研究開発”, 日本ロボット学会誌 Vol.25 No.6, pp.867-873, 2007.
- (9) 古荘純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠潮, 井上昭夫, 竹中重和, “三次元上肢リハビリ訓練システムの開発 (第1報: ER アクチュエータを用いた機構およ

- びシステム全体の開発)”, 日本ロボット学会誌, Vol.23, No.5(2005), pp.629-636.
- (10)小柳健一, 古荘純次, 片岡次郎, 笠潮, 竹中重和, 井上昭夫, “三次元上肢リハビリ訓練システムの開発 (第 2 報: 運動療法のためのソフトウェアの開発)”, 日本ロボット学会誌, Vol.23, No.8 (2005), pp.1011-1018
- (11)橋本侑亮, 嵯峨宣彦, 佐藤俊之, 永瀬純也, “空気圧シリンダを用いた上肢支援システムの構成とその制御”, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2015, "2P1-I03(1)"-"2P1-I03(3)", 2015-05-17.
- (12)立矢宏, 他 4 名, “パラレルワイヤ駆動機構を用いた人体の転倒実験装置(座位での店頭評価の検討)”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 76, No. 770(2010), pp. 2621-2627.
- (13)Hitoshi Kino, Kenichi Saisho, Tsutomu Miyazoe and Sadao Kawamura “Parallel Wire Driven System for Joint Torque Estimation of Human Leg in Passive Motion,” SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, Vol. 5, No. 2, pp.070-077, 2012.
- (14) 今岡薫, 村瀬仁, 福原美穂, “重心動揺検査における健常者データの集計”, Equilibrium research. Supplement 12, Vol. 12(1997), pp. 1-84.
- (15) 立矢宏, “パラレルワイヤ駆動機構を用いた人体の転倒実験装置”, 機論 C, 76(770), 2010, pp. 1870-1877.
- (16) 山下和彦, “SDA 法(重心動揺)による高齢者と若年者の姿勢制御能の評価”, 東京医療保険大学紀要, Vol. 1(2006), pp. 43-51.
- (17) 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.
- (18) 今本喜久子, “高齢者の転倒・骨折発生にかかわる身体的リスク要因-骨指標, 下肢筋力および重心動揺の経時的変化-”, 滋賀医科大学看護ジャーナル, Vol. 3(1)(2005), pp. 13-19.

- (19) 高倉聡, “高齢者用バランスボードによる転倒予測”, 理学療法学, Vol. 31(6)(2004), pp. 364-368.
- (20) 猪飼哲夫, “中高年者の動的バランス機能評価”, リハビリテーション医学, Vol. 39, No.6(2002), pp. 311-316.
- (21) 泉キヨ子, “高齢者の転倒予防に関する研究-重心動揺と歩行分析を通して-”, 金大医保紀要, Vol. 22(1998), pp. 139-145.
- (22) 西村誠次, “椅座位での左足組み動作時の支持バランスの検討”, 金沢大学医療技術短期大学部紀要, Vol. 18(1994), pp. 63-67.
- (23) 西村誠次, “片麻痺とパーキンソン氏病患者における足組み動作での座位バランスの検討”, 金沢大学医療技術短期大学部紀要, Vol. 19(1995), pp. 109-114.
- (24) 西村誠次, “坐位足組み姿勢のバランス-垂直荷重力の中心位置と中心移動面積による検討-”, 金沢大学医学部保健学科紀要, Vol. 20(1996), pp. 9-13.
- (25) 中野紀夫, “足関節モーメントを用いた動的バランス機能加齢変化の定量評価手法”, 松下電工技法, 2003, pp. 39-43.
- (26) 山下和彦, “高齢者転倒防止能力の足指間圧力計測による推定”, 計測自動制御学会論文集, 38(11), 2002, pp. 952-957.
- (27) 鴻巣仁司, 荒木勇, 山田陽滋, “自動車組立作業支援装置スキルアシストの実用化”, 日本ロボット学会誌, Vol.22, No.4 (2004), pp.508-514.
- (28) 立矢宏, 小塚裕明, 滝澤健太, 吉田博一, “ロボットアームの受動関節を利用した人の位置決め補助に関する研究”, 日本機械学会論文集, Vol. 80, No. 821(2014), DOI: 10.1299/transjsme.14-00133.
- (29) Luo, Yanlin, Jun Murayama, Katsuhito Akahane, Shoichi Hasegawa and Makoto Sato, “Development of new force feedback interface for two-handed 6DOF manipulation SPIDAR-G&G system,” Inter. Conf. on Artificial Reality and Telexistence(ICAT), 2003.

- (30)小林亮介, 樋口勝, “スキルアシストシステムの力覚提示装置用パラレル機構の開発”, Life2016, 2016, pp. 736-739.
- (31)Aliakbar Alamdari, Venkat Krovi, “Design and Analysis of a Cable-Driven Articulated Rehabilitation System for Gait Training,” Transactions of the ASME Journal of Mechanisms and Robotics, Vol.8, No.5, 051018, 2016.
- (32)川村貞夫他, “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
- (33)森園哲也他, “パラレルワイヤ駆動システムによるバ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
- (34) Tomoko Hiramatsu, Kiyoko Izumi, “Relationship between characteristics of plantar pressure distribution while standing and falls in community-dwelling elderly”, Journal of the Tsuruma Health Science Society, Vol. 34 , No. 2 (2010), pp. 51-63.
- (35) 出村慎一, 健康・スポーツ科学のための統計学 改訂版, 第 2 版(2007), p. 266, 大修館書店.
- (36)木野仁, 矢部茂, 古谷了, 川村貞夫, “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), pp. 3-8.
- (37)下関正義, 早坂善広, “定荷重うず巻ばねの解板”, 日本機械学会論文集 A 編 Vol. 47 (1981), No. 423, pp. 1237-1243
- (38)https://jp.tech.misumi-ec.com/categories/technical_data/td05/a0110.html

付録 A 転倒限界の測定実験における測定結果

表 A.1 に、転倒限界を測定した被験者の性別、年齢、身長および体重を示す。両足支持および片足支持での測定結果として、表 A.2 に各被験者の T_A を値とその平均値±標準偏差を示す。また、図 A. 1～図 A. 12 に、両足支持での COP の変化および転倒限界での COP をそれぞれ赤小丸および青四角で、測定時の各被験者の足部接地状態の足型とともに示す。同様に、片足支持での結果について図 A. 13～図 A. 24 に示す。なお、座標系には図 3.11 に示したフォースプレート の中心を原点とする $O_F-X_FY_F$ を用いている。

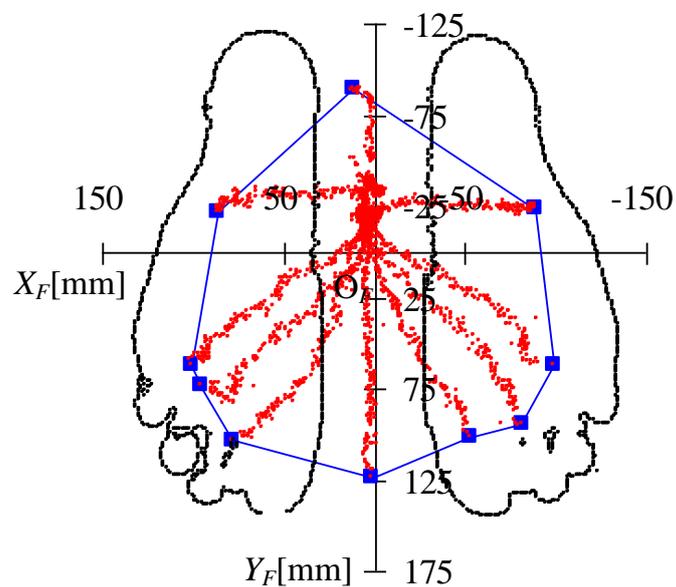
表 A.1 転倒限界を測定した被験者の性別、年齢、身長および体重

被験者	性別	年齢 [years]	身長 [mm]	体重 [kg]
1	男性	21	1790	60
2	男性	23	1740	64
3	男性	24	1830	65
4	男性	33	1730	70
5	男性	34	1690	66
6	男性	47	1650	61
7	男性	47	1600	57
8	男性	48	1750	82
9	女性	21	1590	48
10	女性	23	1690	67
11	女性	24	1600	45
12	女性	35	1630	45
平均±標準偏差	男性	34.6±11.5	1722.5±74.2	65.6±7.7
	女性	25.8±6.3	1627.5±45.0	51.3±10.6
	計	31.7±10.7	1690.8±79.0	60.8±10.9

表 A.2 被験者の性別, 年齢および T_A の値とその平均値±標準偏差

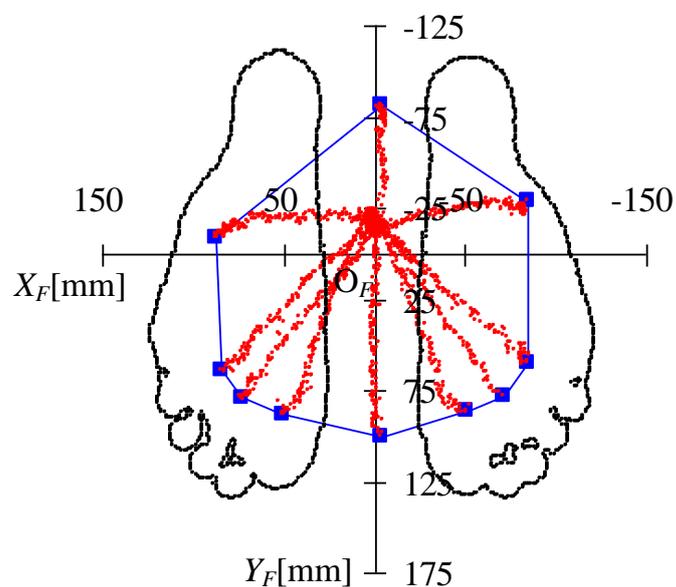
被験者			両足支持		右片足支持		左片足支持	
No.	性別	年齢 [years]	T_A	男女別	T_A	男女別	T_A	男女別
1	男性	21	0.54	0.48±0.092	0.29	0.23±0.086	0.18	0.17±0.055
2	男性	23	0.50		0.28		0.31	
3	男性	24	0.64		0.37		0.16	
4	男性	33	0.52		0.21		0.15	
5	男性	34	0.44		0.12		0.16	
6	男性	47	0.32		0.09		0.12	
7	男性	47	0.37		0.24		0.16	
8	男性	48	0.51		0.23		0.14	
9	女性	21	0.50	0.46±0.059	0.19	0.20±0.008	0.21	0.21±0.024
10	女性	23	0.42		0.21		0.20	
11	女性	24	0.53		0.20		0.25	
12	女性	35	0.39		0.19		0.18	
年代別	青年群	23±1.40	0.52±0.063		0.26±0.062		0.22±0.05	
	中年群	41±7.34	0.42±0.071		0.18±0.057		0.15±0.02	
全被験者		32±10.7	0.47±0.083		0.22±0.071		0.19±0.05	

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



$$A = 60137\text{mm}^2 \quad T = 32322\text{mm}^2 \quad T_A = 0.537$$

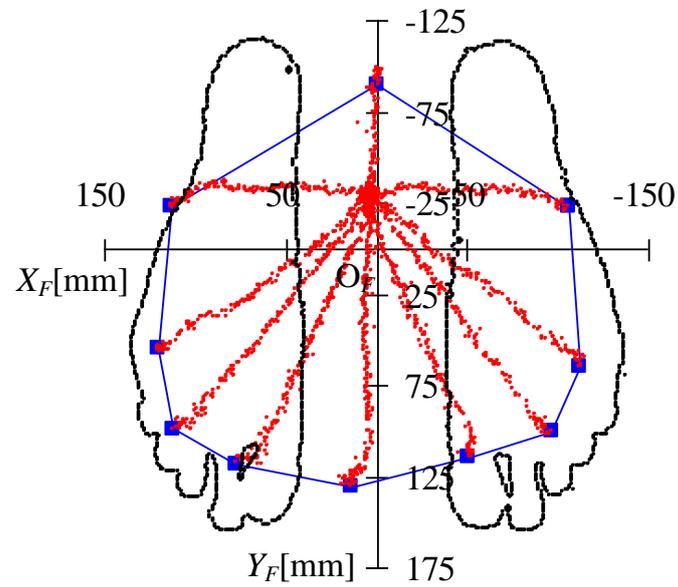
図 A. 1 被験者 1 の両足支持における測定結果



$$A = 50561\text{mm}^2 \quad T = 25449\text{mm}^2 \quad T_A = 0.503$$

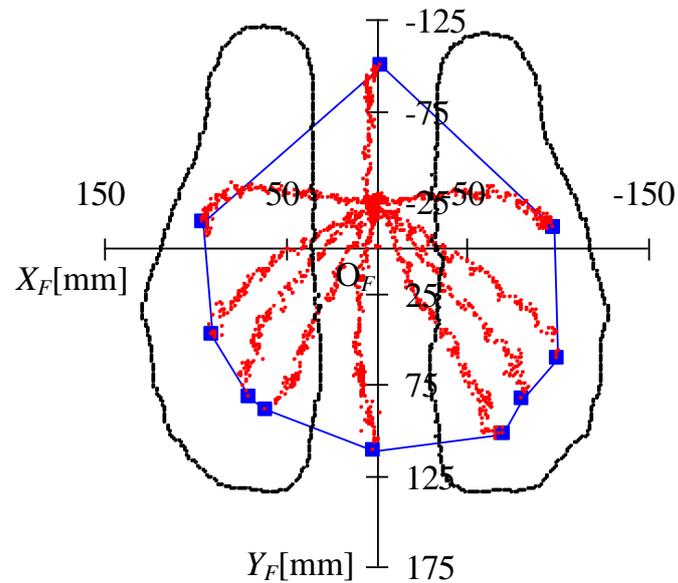
図 A. 2 被験者 2 の両足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



$A = 62086\text{mm}^2$ $T = 39458\text{mm}^2$ $T_A = 0.636$

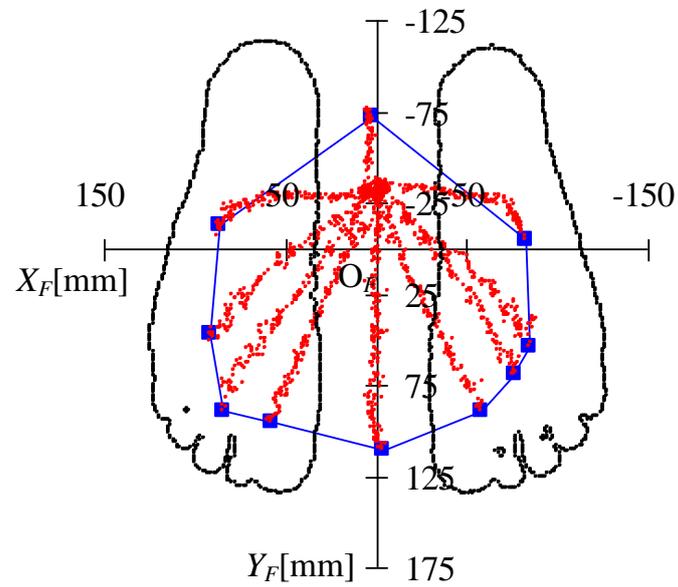
図 A. 3 被験者 3 の両足支持における測定結果



$A = 55962\text{mm}^2$ $T = 29145\text{mm}^2$ $T_A = 0.521$

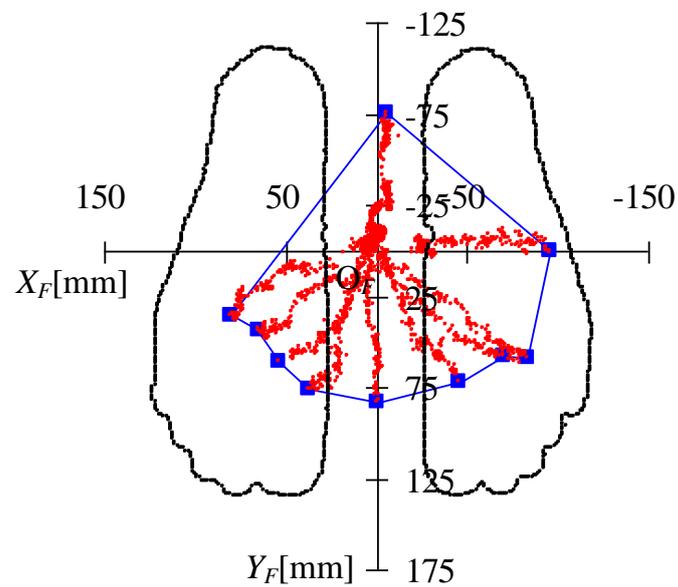
図 A. 4 被験者 4 の両足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



$A = 53695\text{mm}^2$ $T = 23404\text{mm}^2$ $T_A = 0.436$

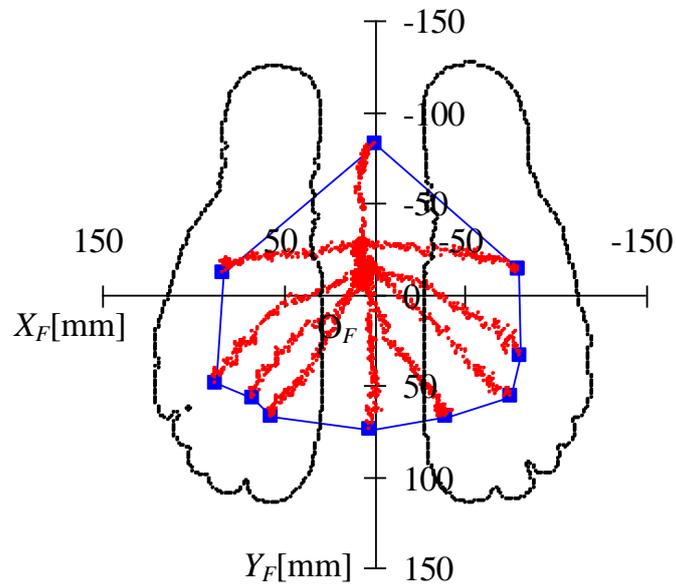
図 A. 5 被験者 5 の両足支持における測定結果



$A = 51589\text{mm}^2$ $T = 16648\text{mm}^2$ $T_A = 0.323$

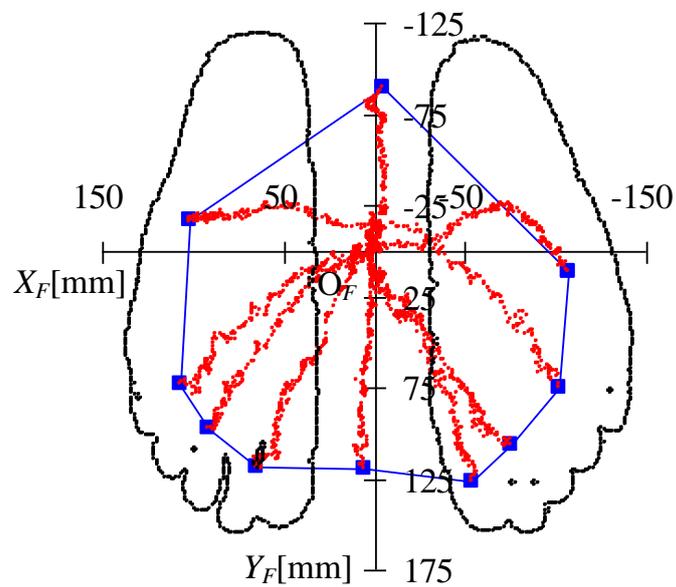
図 A. 6 被験者 6 の両足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



$A = 48994\text{mm}^2$ $T = 18365\text{mm}^2$ $T_A = 0.375$

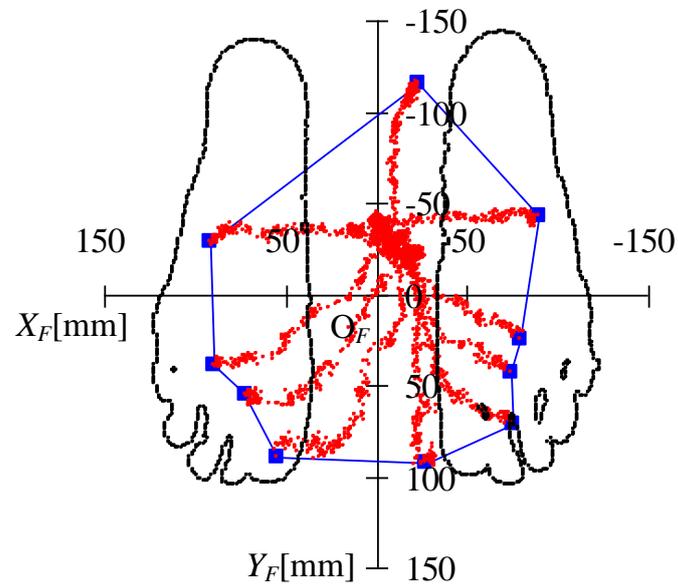
図 A. 7 被験者 7 の両足支持における測定結果



$A = 65508\text{mm}^2$ $T = 33112\text{mm}^2$ $T_A = 0.505$

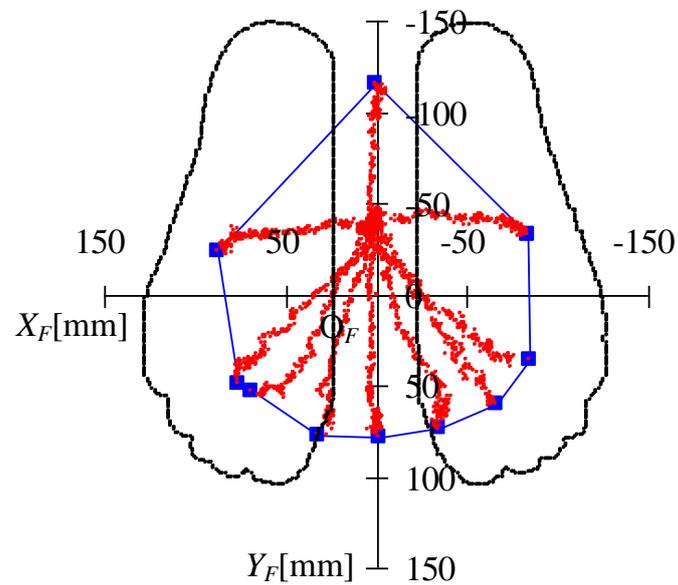
図 A. 8 被験者 8 の両足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



$A = 53388\text{mm}^2$ $T = 26807\text{mm}^2$ $T_A = 0.502$

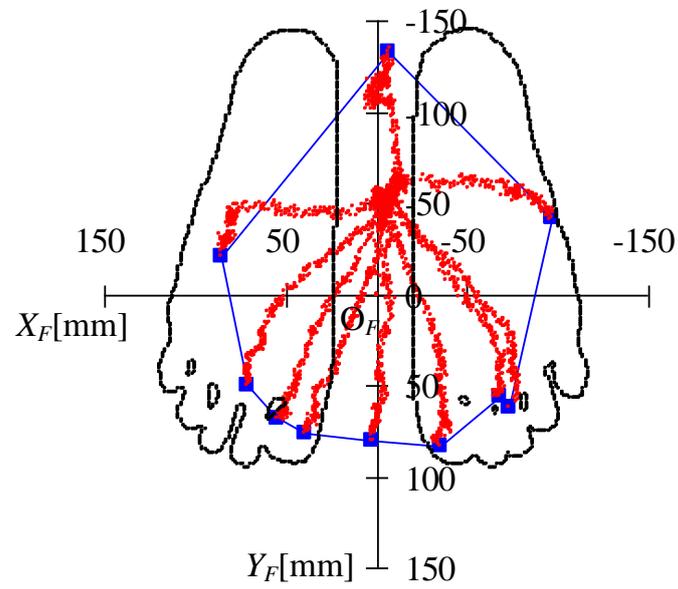
図 A.9 被験者 9 の両足支持における測定結果



$A = 54949\text{mm}^2$ $T = 23306\text{mm}^2$ $T_A = 0.424$

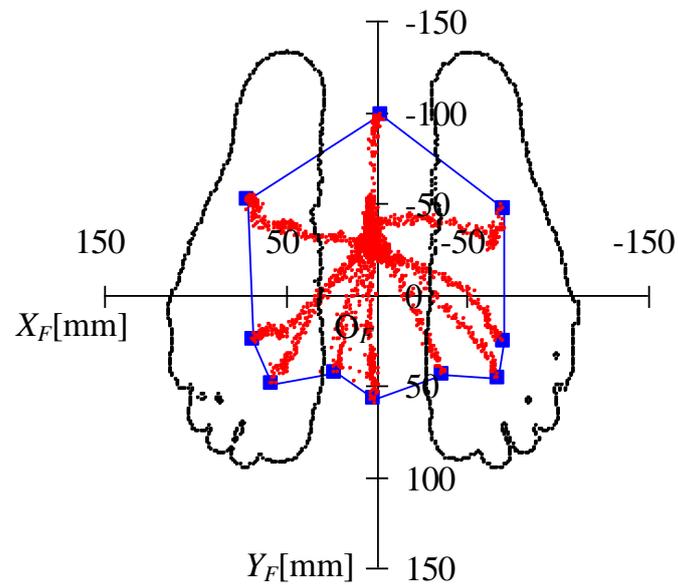
図 A.10 被験者 10 の両足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界



$A = 47620\text{mm}^2$ $T = 25414\text{mm}^2$ $T_A = 0.534$

図 A. 11 被験者 11 の両足支持における測定結果



$A = 43575\text{mm}^2$ $T = 16843\text{mm}^2$ $T_A = 0.387$

図 A. 12 被験者 12 の両足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界

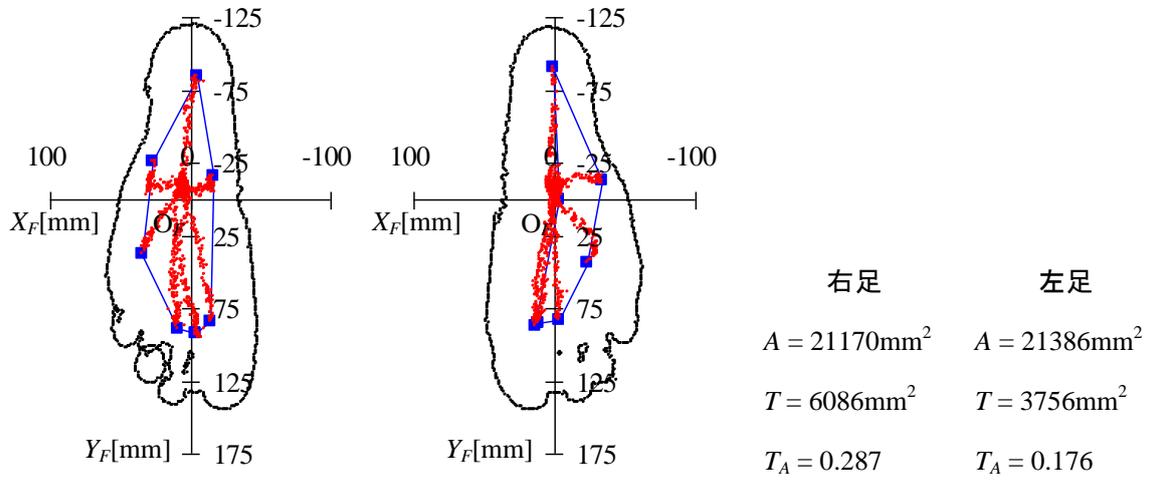


図 A. 13 被験者 1 の片足支持における測定結果

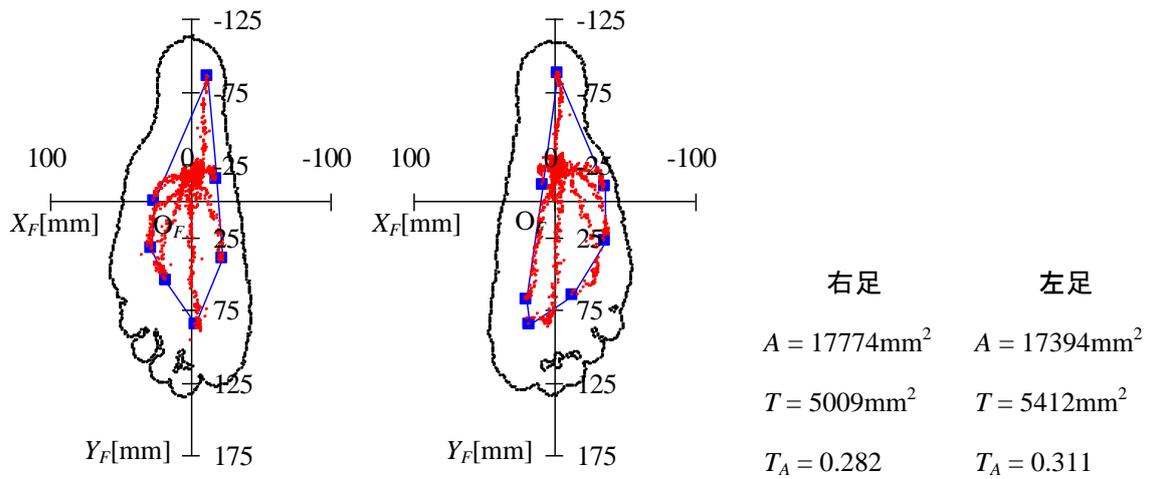


図 A. 14 被験者 2 の片足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界

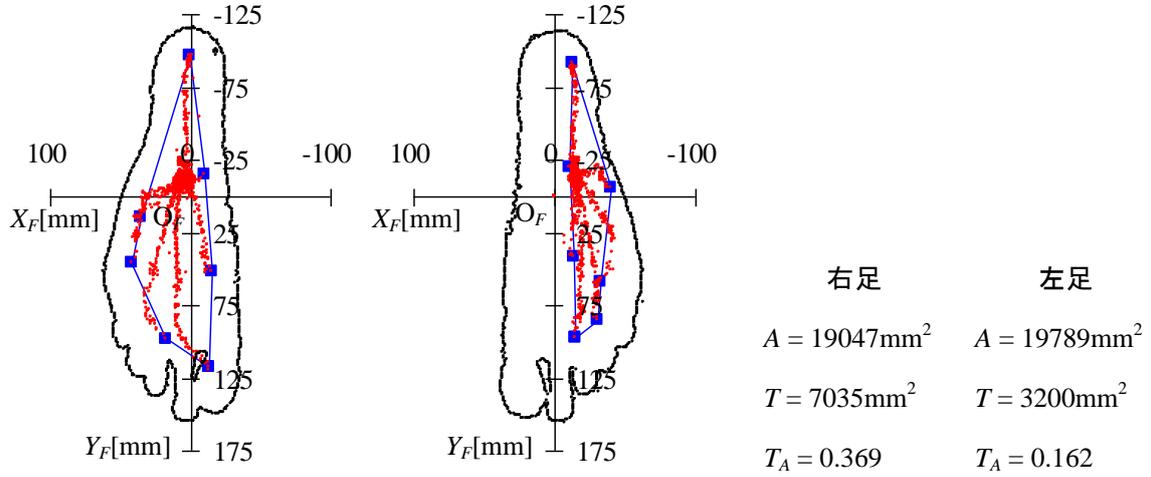


図 A.15 被験者 3 の片足支持における測定結果

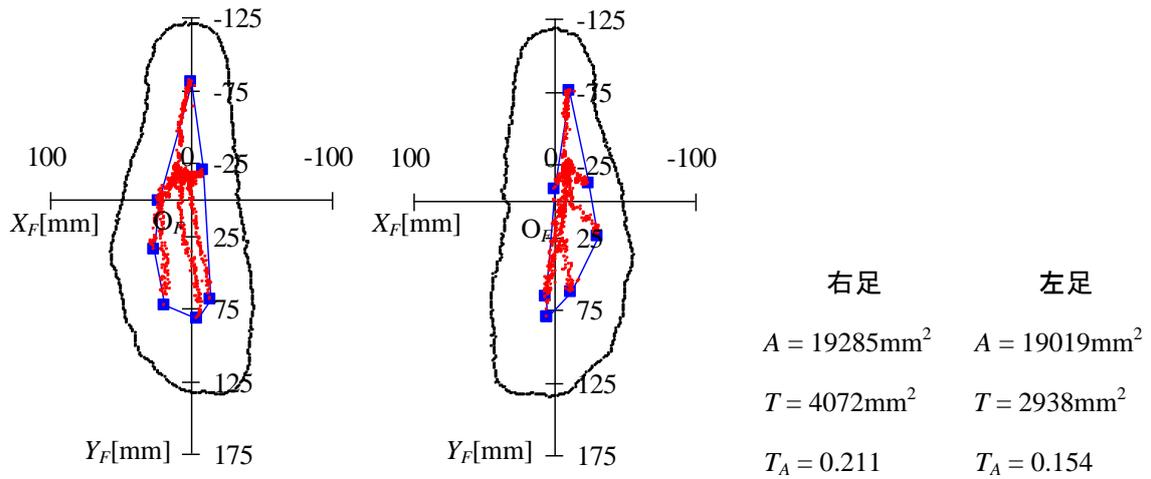


図 A.16 被験者 4 の片足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界

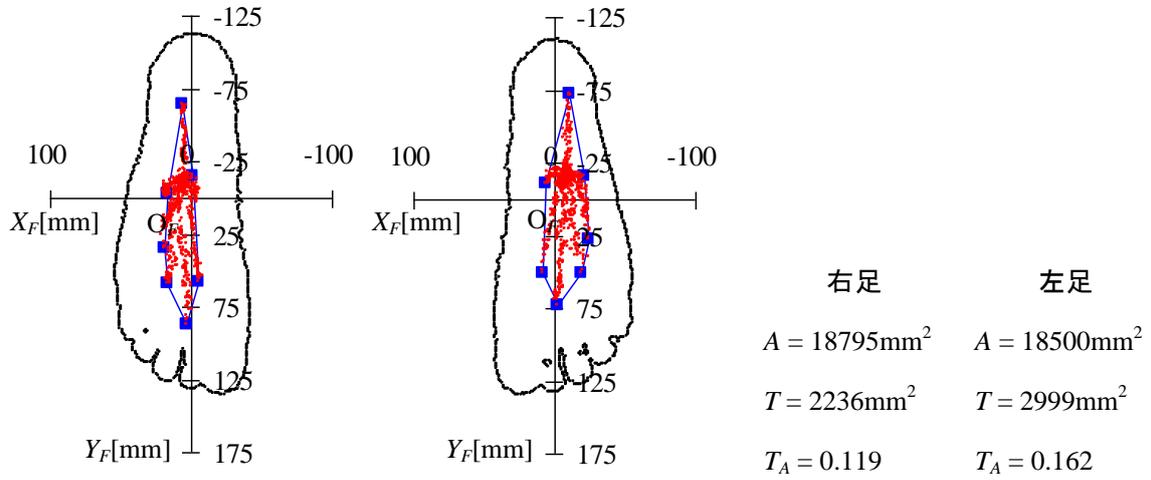


図 A.17 被験者 5 の片足支持における測定結果

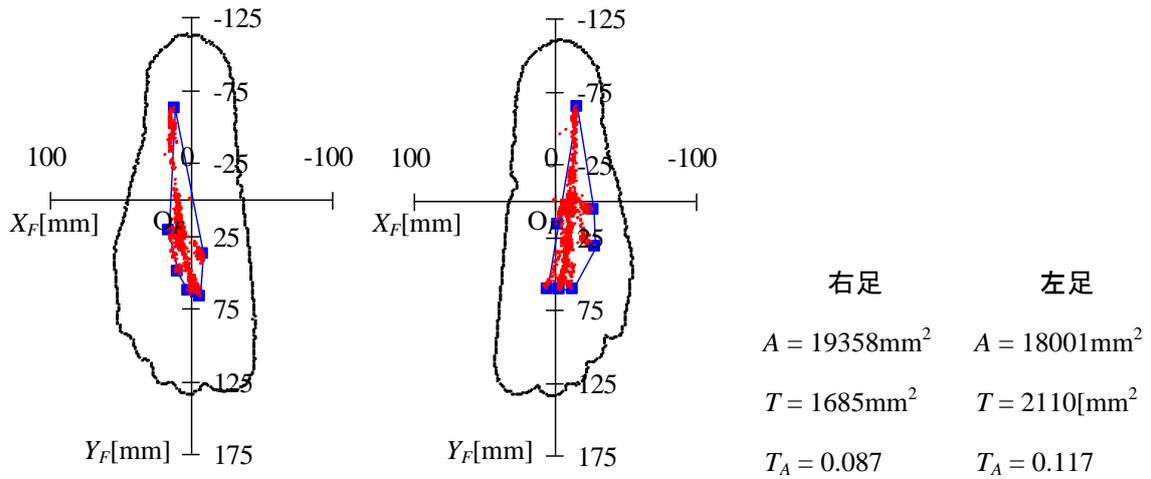


図 A.18 被験者 6 の片足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界

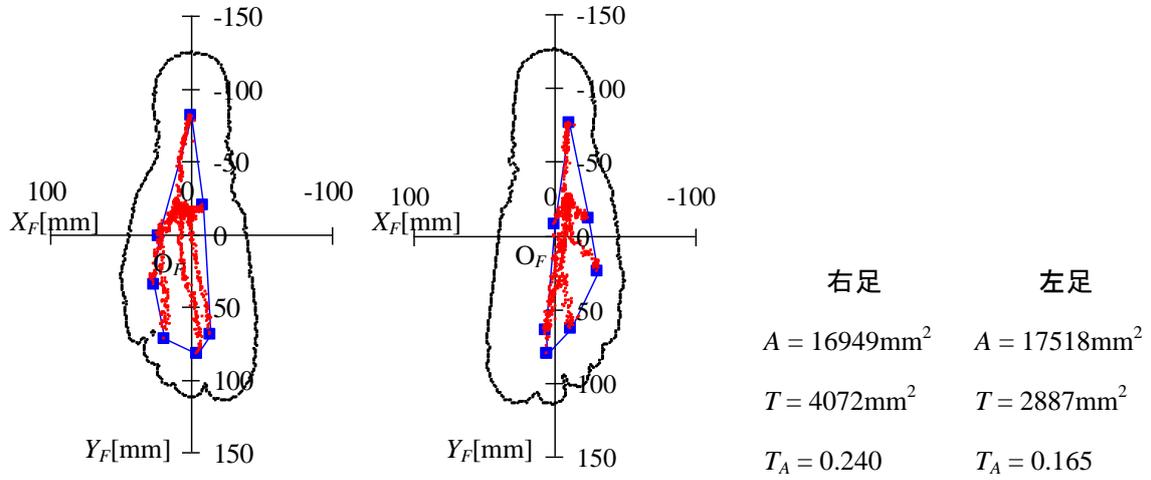


図 A. 19 被験者 7 の片足支持における測定結果

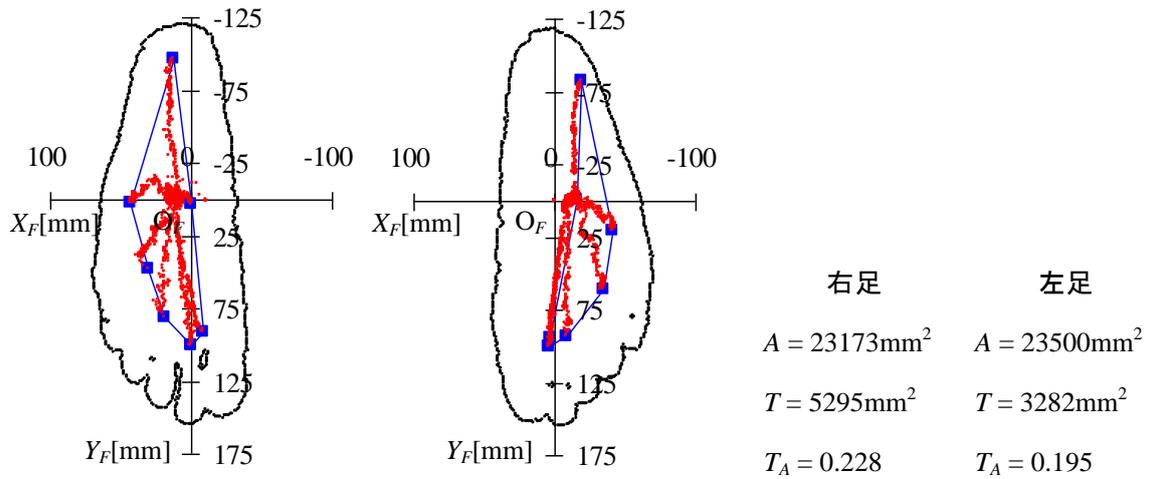


図 A. 20 被験者 8 の片足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界

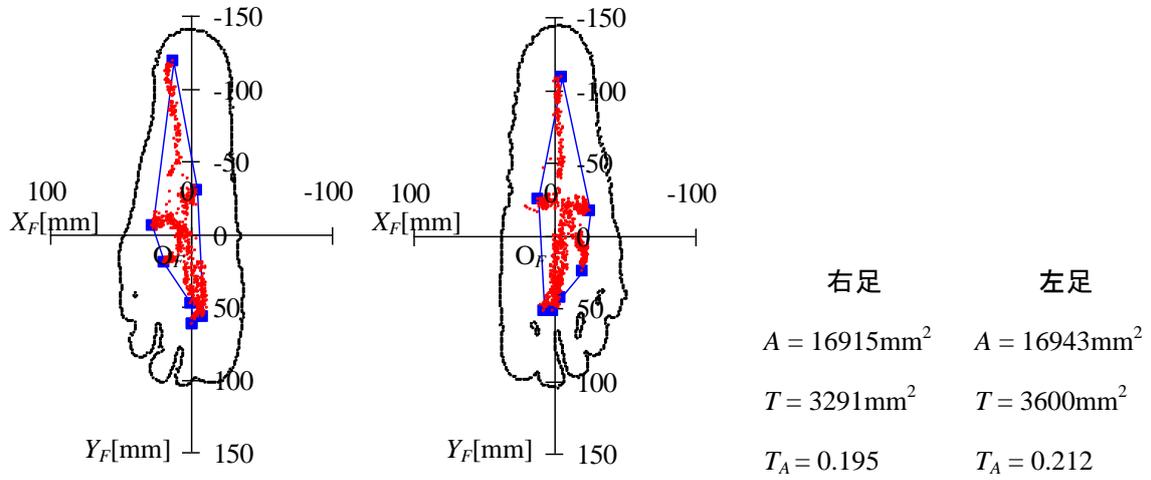


図 A. 21 被験者 9 の片足支持における測定結果

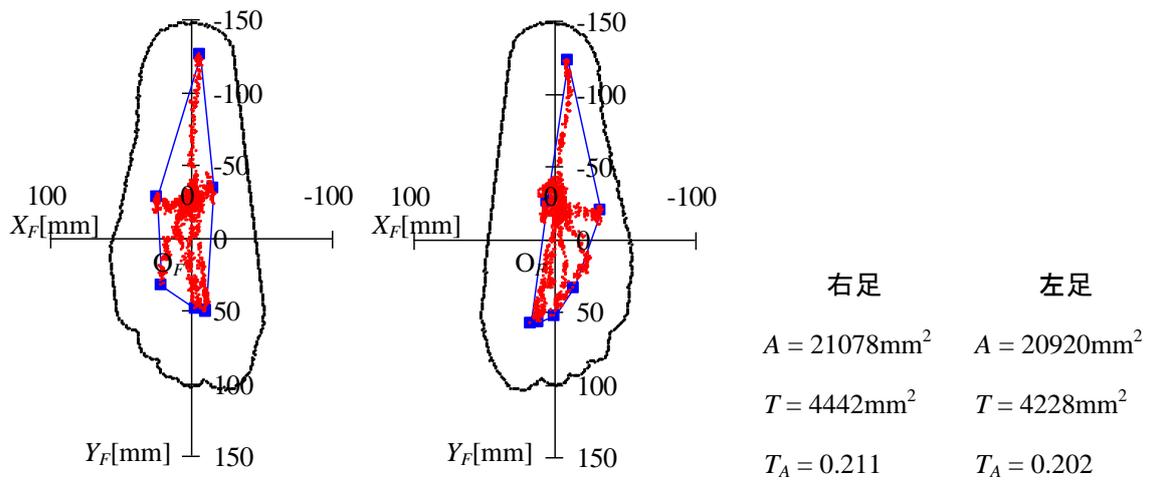


図 A. 22 被験者 10 の片足支持における測定結果

● COP ■ 転倒限界でのCOP — 転倒限界

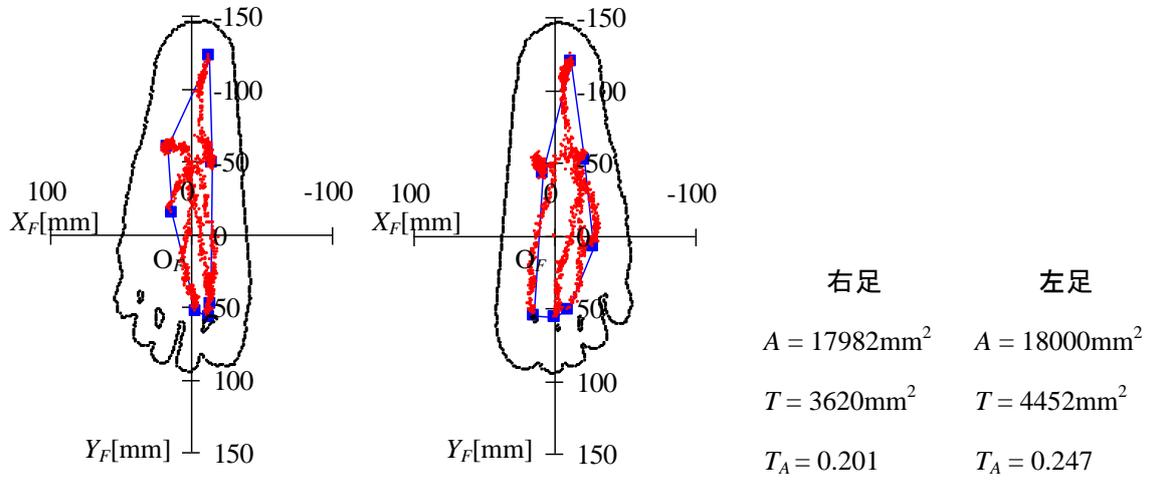


図 A. 23 被験者 11 の片足支持における測定結果

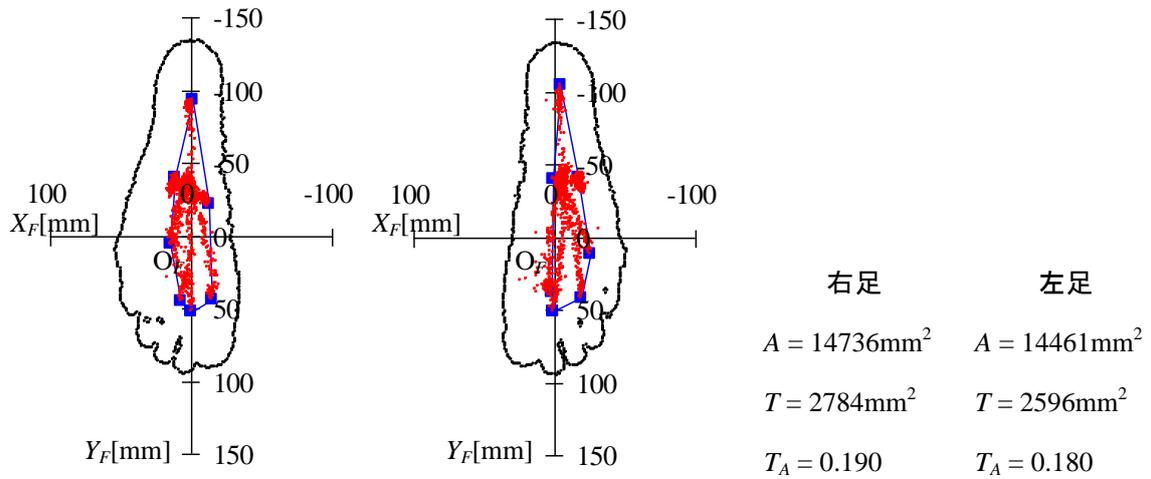


図 A. 24 被験者 12 の片足支持における測定結果

付録 B 傾斜姿勢時の重心動揺測定結果

表 B. 1 に、傾斜姿勢時の重心動揺を測定した被験者の性別、年齢、身長および体重を示す。また、表 B.2 に測定中の被験者の視覚条件を示す。両足支持での測定結果として、図 B.1～図 B.5 に、各視覚条件における各被験者の C_r に対する L , S および S_{A0} の値とその平均値を示す。同様に、右片足支持での測定結果を図 B. 4～図 B. 6 に示す。

表 B. 1 重心動揺を測定した被験者の性別、年齢、身長および体重

被験者	性別	年齢 [years]	身長 [mm]	体重 [kg]
1	男性	22	1790	60
2	男性	23	1740	64
3	男性	23	1690	58
4	男性	23	1770	60
5	男性	23	1730	68
6	男性	23	1770	61
7	男性	24	1600	57
8	男性	22	1750	65
9	男性	22	1640	52
10	男性	24	1660	56
平均±標準偏差		22.9±0.7	1714.0±61.1	60.1±5.0

表 B. 2 被験者の視覚条件

条件 A	被験者の COP が目標位置に達した後もディスプレイによる教示を継続させる。
条件 B	被験者の COP が目標位置に達した後は COP を非表示とし、動作を教示しない。
条件 C	被験者の COP が目標位置に達した後は被験者に眼を閉じるように指示する。

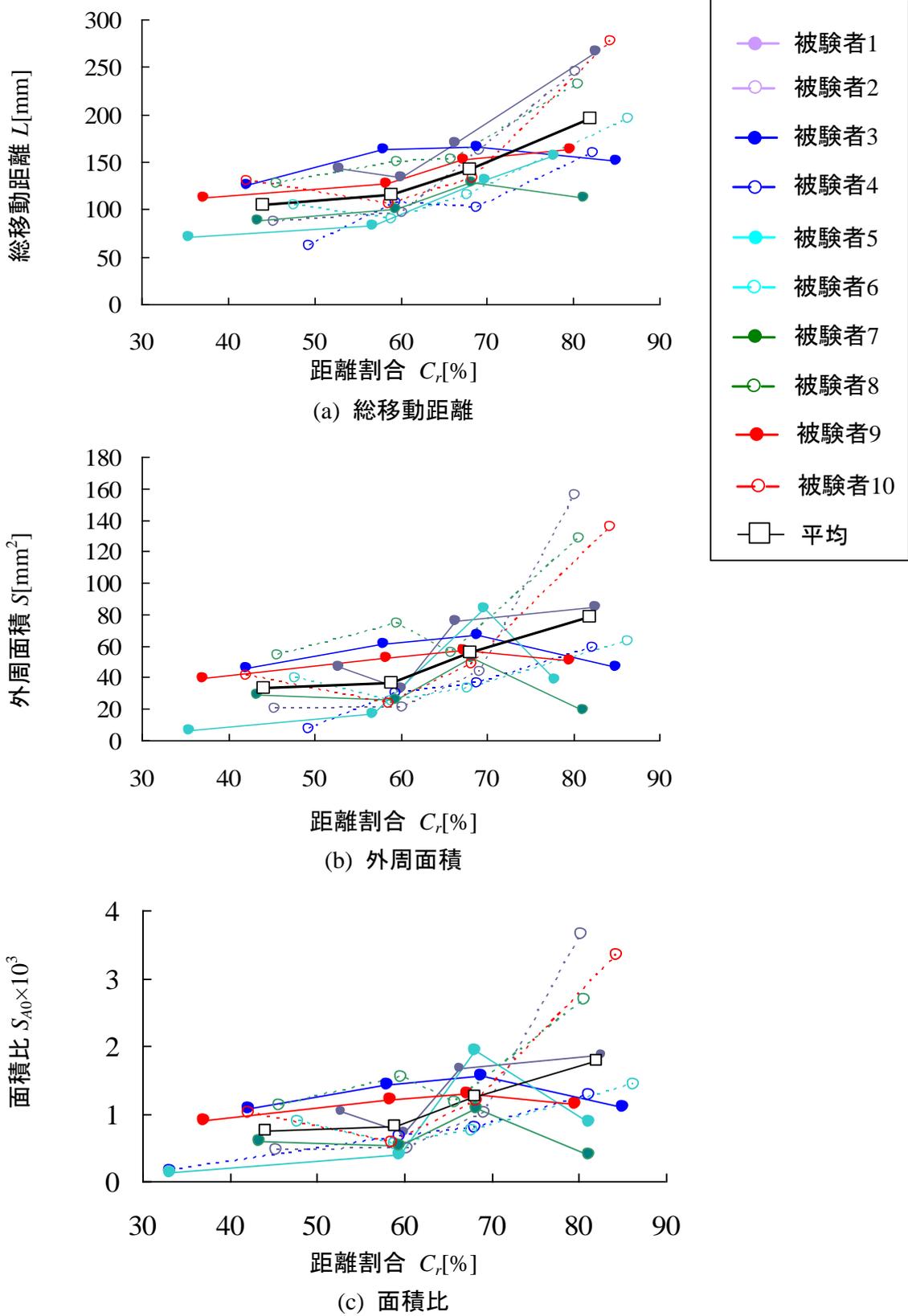


図 B.1 両足支持における視覚条件 A での重心動揺

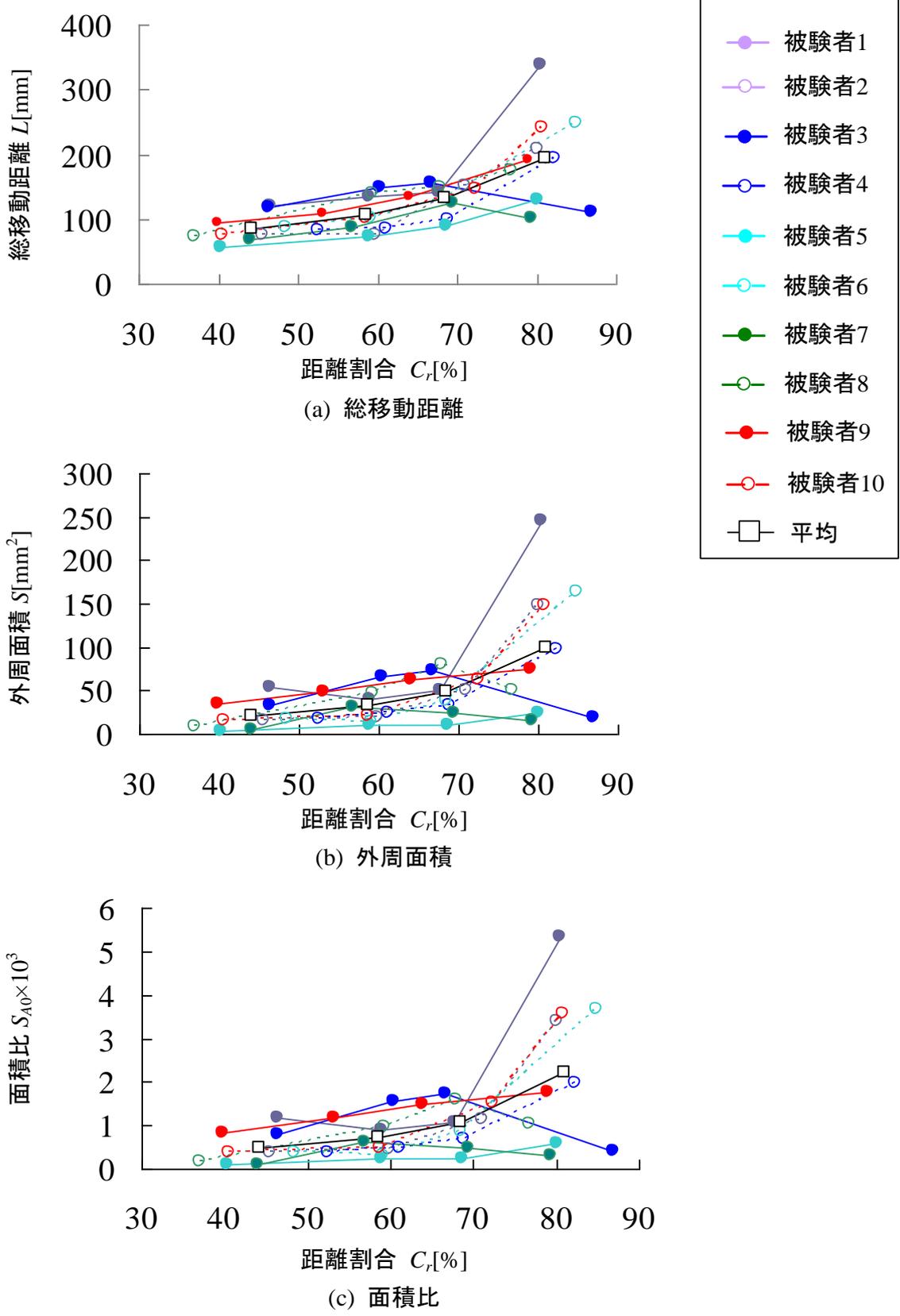


図 B.2 両足支持における視覚条件 B での重心動揺

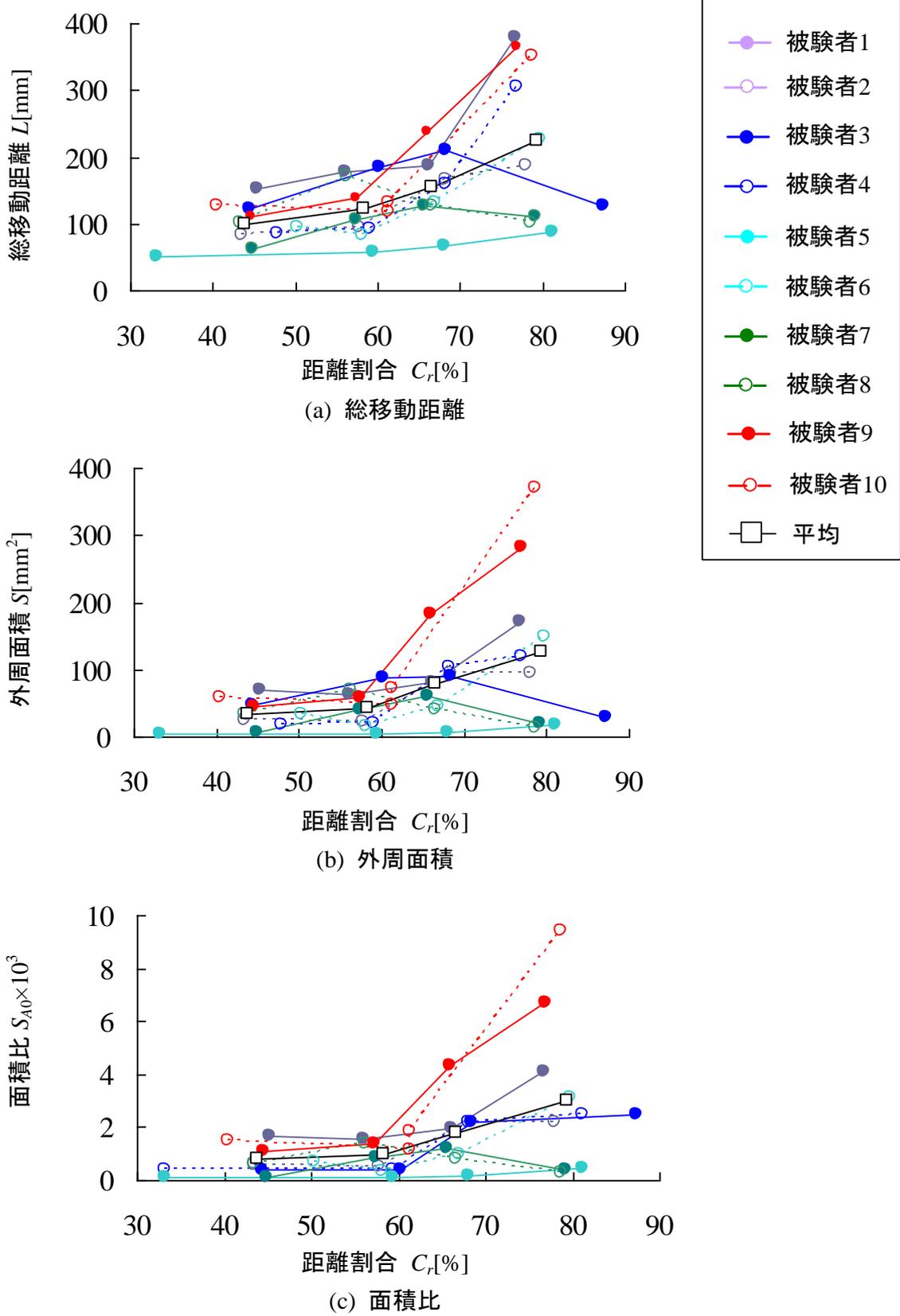


図 B.3 両足支持における視覚条件 C での重心動揺

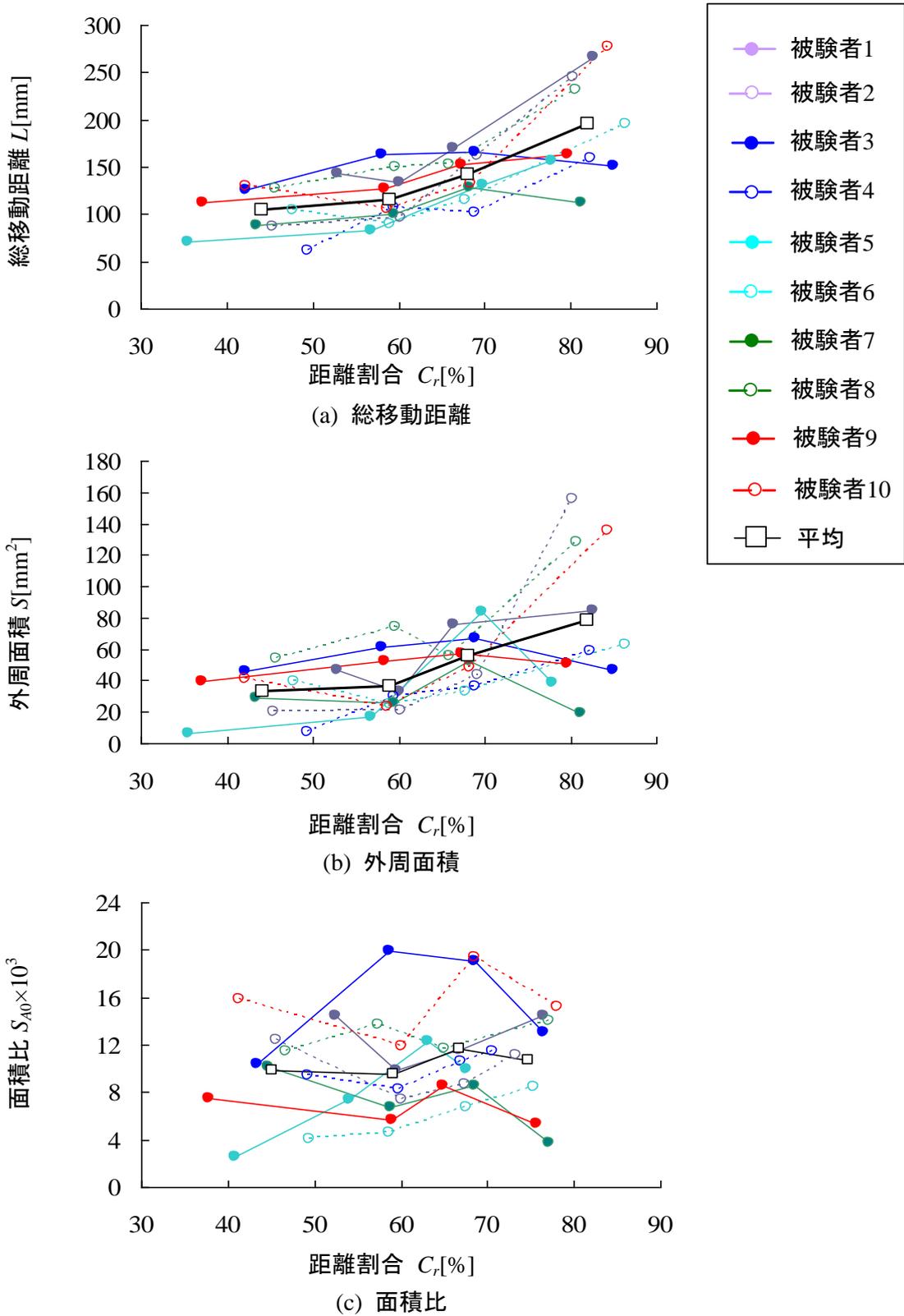


図 B.4 右片足支持における視覚条件 A での重心動揺

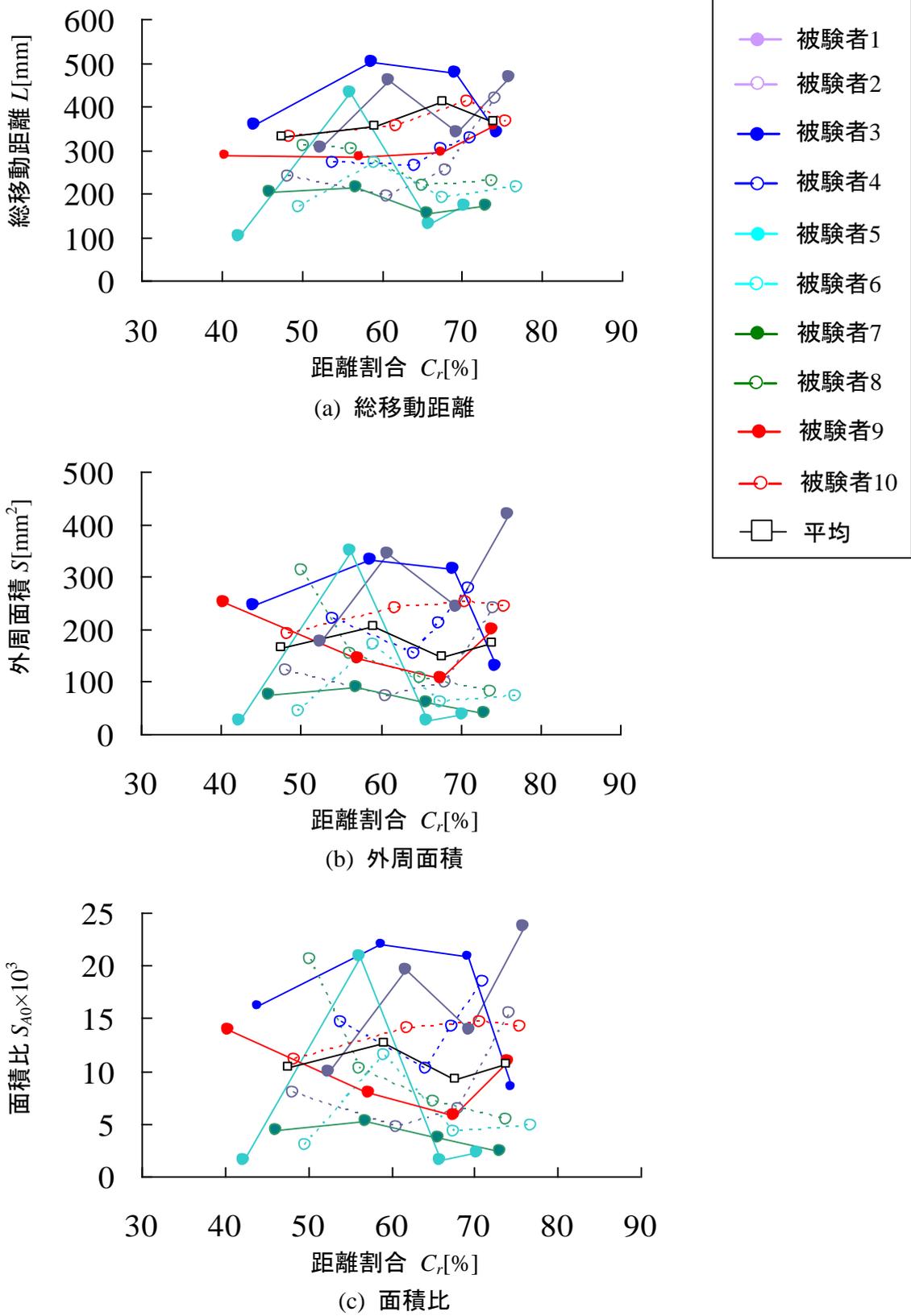
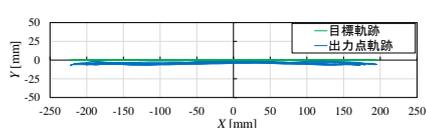


図 B.5 右片足支持における視覚条件 B での重心動揺

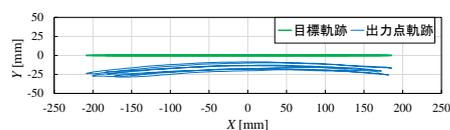
付録 C 直線動作スキルアシスト実験結果

XY 平面への投影図が X 軸となす角 $0, 45, 90, 135 \text{ deg}$ の直線を目標軌跡とする被験者 3 人のスキルアシスト実験の結果として、図 C.1 から図 C.12 に各被験者の各直線動作における出力点軌跡を示す。また、各被験者の 5 往復動作全体での誤差の最大値、平均値および標準偏差を図 C.13 から図 C.15 および表 C.1 から表 C.3 に示す。さらに、動作 1 往復ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差を表 C.4 から表 C.6 に、出力点動作速度を表 C.7 に示す。

なお、図中のエラーバーは標準偏差を表す。

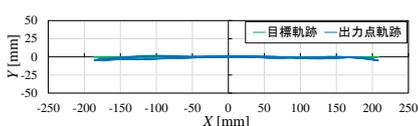


(a) スキルアシスト有

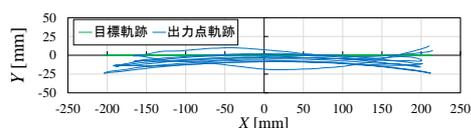


(b) スキルアシスト無

図 C.1 被験者 1 の直線($\theta_s=0 \text{ deg}$)動作実験時の出力点軌跡

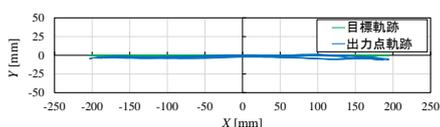


(a) スキルアシスト有

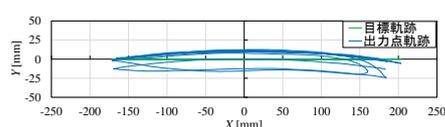


(b) スキルアシスト無

図 C.2 被験者 2 の直線($\theta_s=0 \text{ deg}$)動作実験時の出力点軌跡

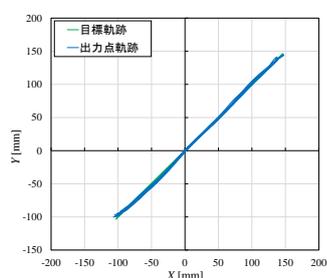


(a) スキルアシスト有

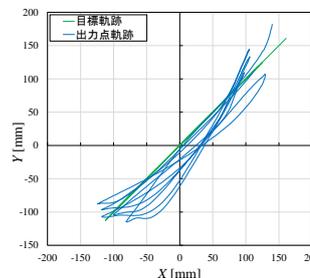


(b) スキルアシスト無

図 C.3 被験者 3 の直線($\theta_s=0 \text{ deg}$)動作実験時の出力点軌跡

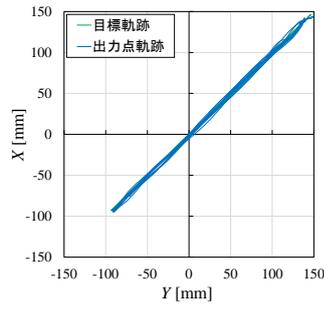


(a) スキルアシスト有

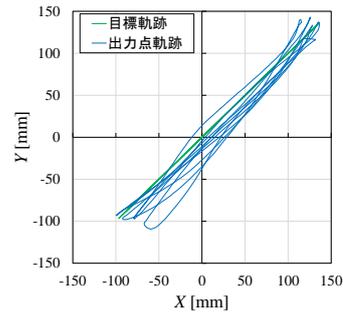


(b) スキルアシスト無

図 C.4 被験者 1 の直線($\theta_s=45 \text{ deg}$)動作実験時の出力点軌跡

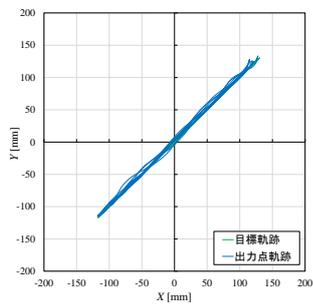


(a) スキルアシスト有

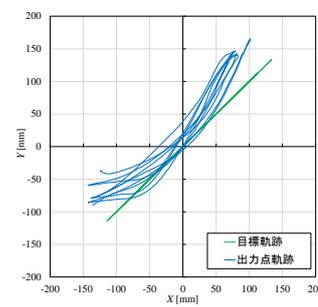


(b) スキルアシスト無

図 C.5 被験者 2 の直線($\theta_s=45$ deg)動作実験時の出力点軌跡

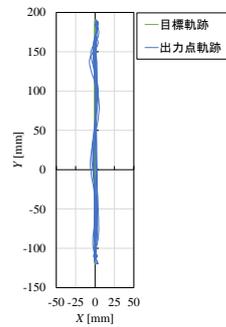


(a) スキルアシスト有

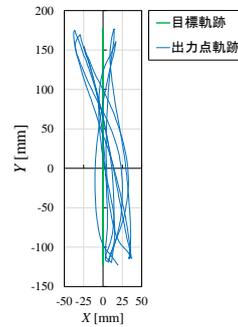


(b) スキルアシスト無

図 C.6 被験者 3 の直線($\theta_s=45$ deg)動作実験時の出力点軌跡

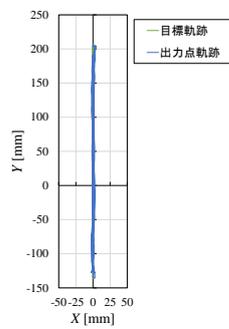


(a) スキルアシスト有

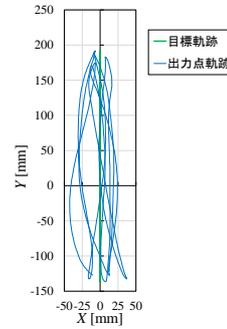


(b) スキルアシスト無

図 C.7 被験者 1 の直線($\theta_s=90$ deg)動作実験時の出力点軌跡

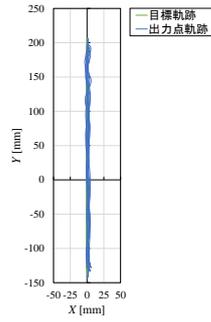


(a) スキルアシスト有

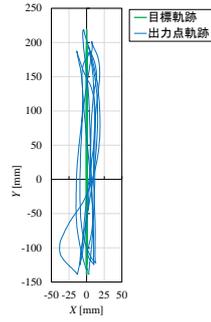


(b) スキルアシスト無

図 C.8 被験者 2 の直線($\theta_s=90$ deg)動作実験時の出力点軌跡

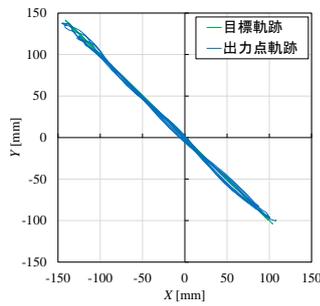


(a) スキルアシスト有

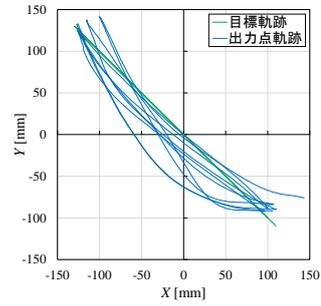


(b) スキルアシスト無

図 C.9 被験者 3 の直線($\theta_s=90$ deg)動作実験時の出力点軌跡

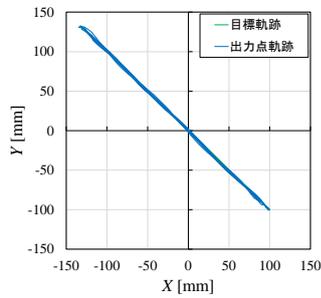


(a) スキルアシスト有

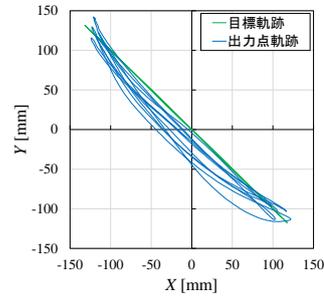


(b) スキルアシスト無

図 C.10 被験者 1 の直線($\theta_s=135$ deg)動作実験時の出力点軌跡

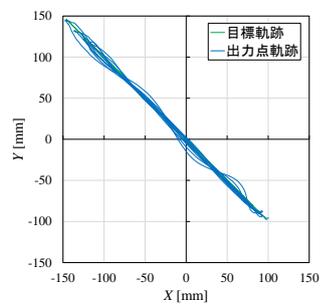


(a) スキルアシスト有

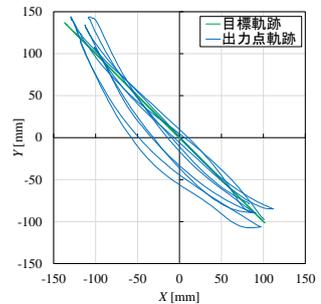


(b) スキルアシスト無

図 C.11 被験者 2 の直線($\theta_s=135$ deg)動作実験時の出力点軌跡

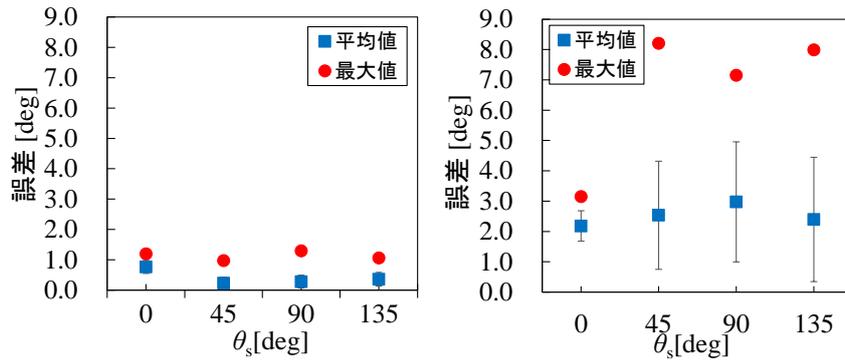


(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 C.12 被験者 3 の直線($\theta_s=135$ deg)動作実験時の出力点軌跡



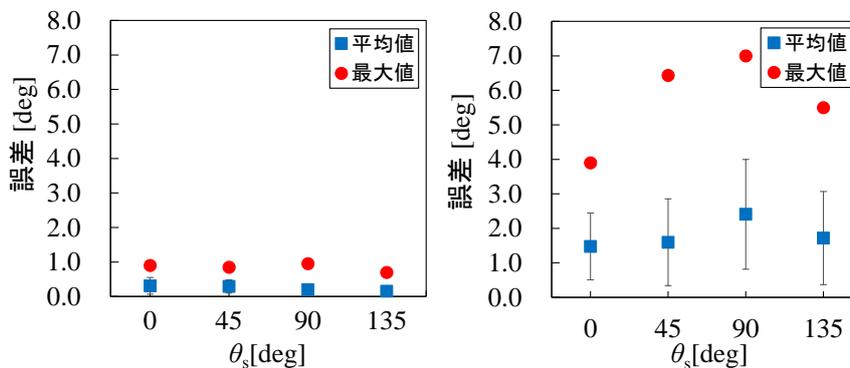
(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無
 図 C.13 各直線動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

表 C.1 各直線動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

θ_s [deg]	0	45	90	135
平均値[deg]	0.76	0.23	0.28	0.36
標準偏差[deg]	0.22	0.19	0.21	0.23
最大値[deg]	1.20	0.98	1.30	1.06

θ_s [deg]	0	45	90	135
平均値[deg]	2.18	2.53	2.98	2.40
標準偏差[deg]	0.50	1.78	1.98	2.05
最大値[deg]	3.15	8.21	7.15	7.99



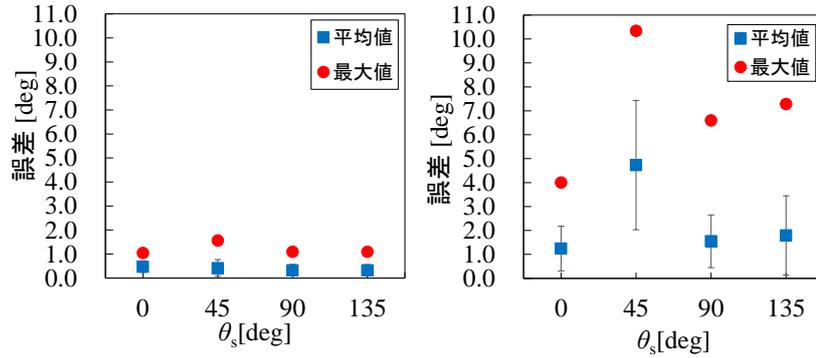
(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無
 図 C.14 各直線動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

表 C.2 各直線動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

θ_s [deg]	0	45	90	135
平均値[deg]	0.31	0.29	0.20	0.15
標準偏差[deg]	0.24	0.19	0.15	0.12
最大値[deg]	0.90	0.85	0.95	0.70

θ_s [deg]	0	45	90	135
平均値[deg]	1.48	1.59	2.41	1.72
標準偏差[deg]	0.97	1.26	1.59	1.35
最大値[deg]	3.90	6.43	7.00	5.50



(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無
 図 C.15 各直線動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

表 C.3 各直線動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

θ_s [deg]	0	45	90	135
平均値[deg]	0.47	0.42	0.33	0.32
標準偏差[deg]	0.24	0.34	0.24	0.24
最大値[deg]	1.05	1.57	1.10	1.10

θ_s [deg]	0	45	90	135
平均値[deg]	1.24	4.73	1.55	1.79
標準偏差[deg]	0.93	2.70	1.10	1.66
最大値[deg]	4.00	10.34	6.60	7.28

表 C.4 各直線動作における被験者 1 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

θ_s [deg]	0	45	90	135
1週目[deg]	0.92	0.48	0.56	0.59
2週目[deg]	0.84	0.54	0.54	0.66
3週目[deg]	0.79	0.49	0.46	0.61
4週目[deg]	0.87	0.47	0.48	0.59
5週目[deg]	0.92	0.43	0.58	0.54
平均[deg]	0.87	0.48	0.52	0.60
標準偏差[deg]	0.051	0.037	0.048	0.037

θ_s [deg]	0	45	90	135
1週目[deg]	1.47	1.48	1.96	1.82
2週目[deg]	1.47	1.53	1.86	1.66
3週目[deg]	1.39	1.40	1.90	1.47
4週目[deg]	1.56	1.67	1.55	1.21
5週目[deg]	1.50	1.81	1.25	1.49
平均[deg]	1.48	1.58	1.70	1.53
標準偏差[deg]	0.053	0.147	0.265	0.203

表 C.5 各直線動作における被験者 2 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

θ_s [deg]	0	45	90	135
1週目[deg]	0.52	0.53	0.45	0.43
2週目[deg]	0.58	0.52	0.51	0.39
3週目[deg]	0.57	0.59	0.46	0.36
4週目[deg]	0.56	0.52	0.42	0.38
5週目[deg]	0.55	0.55	0.39	0.38
平均[deg]	0.56	0.54	0.44	0.39
標準偏差[deg]	0.020	0.025	0.040	0.024

θ_s [deg]	0	45	90	135
1週目[deg]	0.96	0.99	1.32	1.26
2週目[deg]	1.12	1.40	1.77	1.52
3週目[deg]	1.26	1.46	1.30	1.50
4週目[deg]	1.54	1.32	1.42	1.02
5週目[deg]	1.13	1.09	1.83	1.21
平均[deg]	1.20	1.25	1.53	1.30
標準偏差[deg]	0.196	0.180	0.227	0.189

表 C.6 各直線動作における被験者3の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

(b) スキルアシスト無

θ_s [deg]	0	45	90	135
1週目[deg]	0.68	0.50	0.60	0.58
2週目[deg]	0.65	0.65	0.53	0.70
3週目[deg]	0.71	0.85	0.61	0.57
4週目[deg]	0.69	0.57	0.58	0.58
5週目[deg]	0.71	0.65	0.53	0.53
平均[deg]	0.69	0.64	0.57	0.59
標準偏差[deg]	0.022	0.115	0.037	0.057

θ_s [deg]	0	45	90	135
1週目[deg]	1.38	2.14	1.00	1.53
2週目[deg]	1.03	2.22	1.25	1.28
3週目[deg]	0.97	2.21	1.41	1.14
4週目[deg]	1.15	1.98	1.24	1.38
5週目[deg]	0.97	2.32	1.28	1.30
平均[deg]	1.10	2.17	1.23	1.33
標準偏差[deg]	0.155	0.114	0.134	0.127

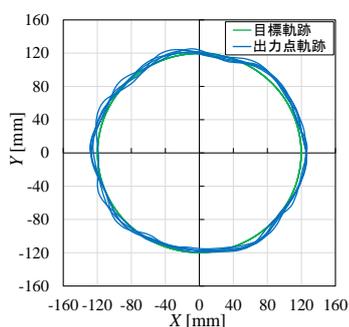
表 C.7 直線動作における各被験者の出力点動作速度

	被験者1				被験者2				被験者3			
	$\theta_s=0^\circ$	$\theta_s=45^\circ$	$\theta_s=90^\circ$	$\theta_s=135^\circ$	$\theta_s=0^\circ$	$\theta_s=45^\circ$	$\theta_s=90^\circ$	$\theta_s=135^\circ$	$\theta_s=0^\circ$	$\theta_s=45^\circ$	$\theta_s=90^\circ$	$\theta_s=135^\circ$
アシスト無 [mm/s]	452	346	353	401	475	413	390	405	428	408	398	379
アシスト有 [mm/s]	444	413	361	376	481	375	403	368	451	388	400	378

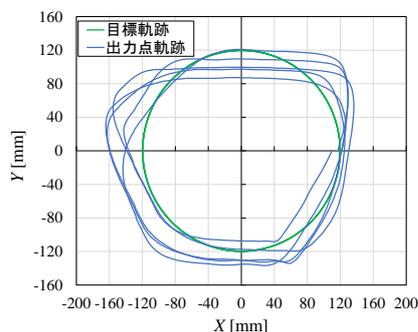
付録 D 円動作スキルアシスト実験結果

XY平面となす角 $\varphi=70\text{deg}$ で出力点を通る等高線を目標軌跡とする被験者 3 人のスキルアシスト実験の結果として、図 D.1 から図 D.6 に各被験者の各方向円動作における出力点軌跡を示す。また、各被験者の 5 周動作全体での誤差の最大値、平均値および標準偏差を図 D.7 から図 D.9 および表 D.1 から表 D.3 に示す。さらに、動作 1 周ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差を表 D.4 から表 D.6 に、出力点動作速度を表 D.7 に示す。

なお、図中のエラーバーは標準偏差を表す。

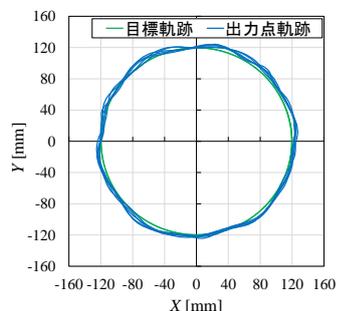


(a) スキルアシスト有

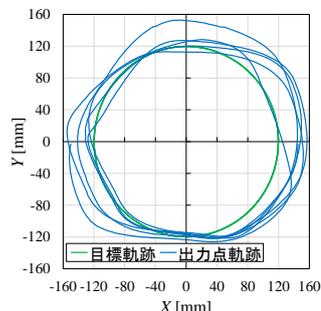


(b) スキルアシスト無

図 D.1 被験者 1 の CW 方向円動作実験時の出力点軌跡

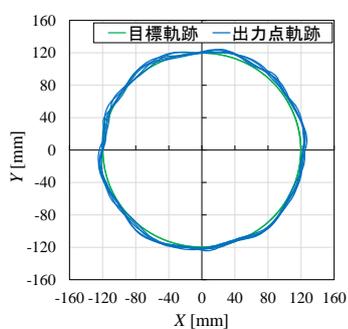


(a) スキルアシスト有

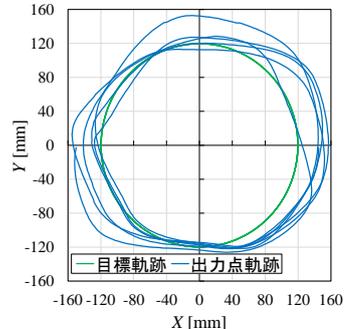


(b) スキルアシスト無

図 D.2 被験者 2 の CW 方向円動作実験時の出力点軌跡

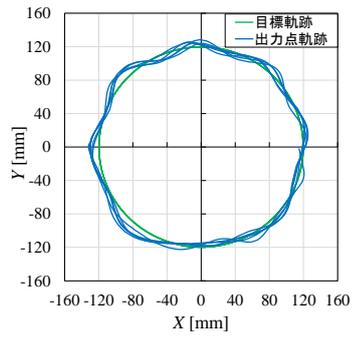


(a) スキルアシスト有

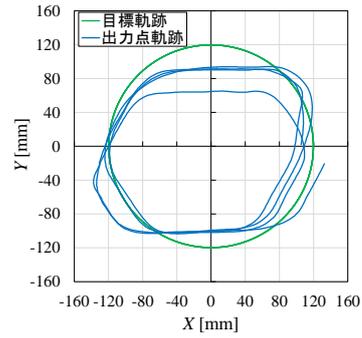


(b) スキルアシスト無

図 D.3 被験者 3 の CW 方向円動作実験時の出力点軌跡

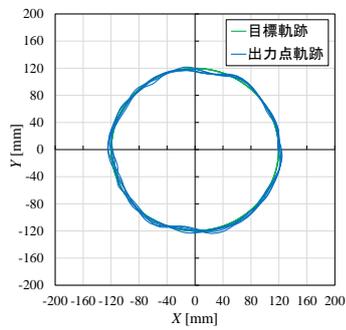


(a) スキルアシスト有

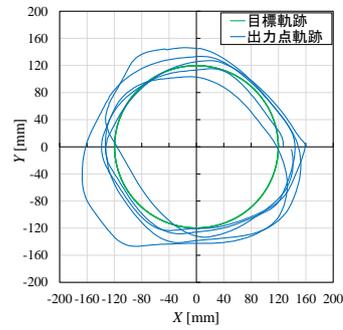


(b) スキルアシスト無

図 D.4 被験者 1 の CCW 方向円動作実験時の出力点軌跡

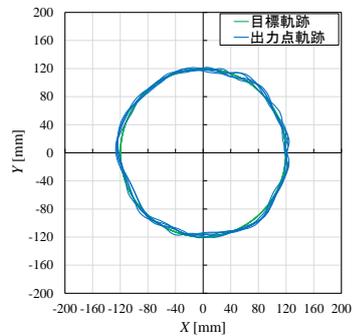


(a) スキルアシスト有

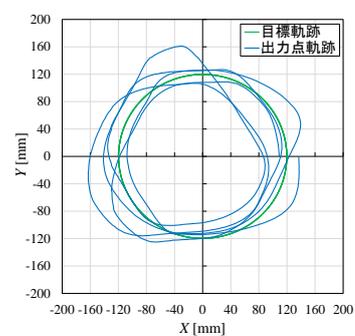


(b) スキルアシスト無

図 D.5 被験者 2 の CCW 方向円動作実験時の出力点軌跡

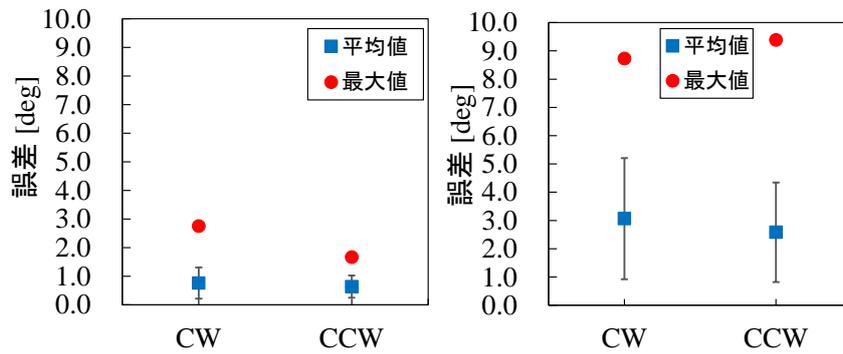


(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 D.6 被験者 3 の CCW 方向円動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

図 D.7 各方向円動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

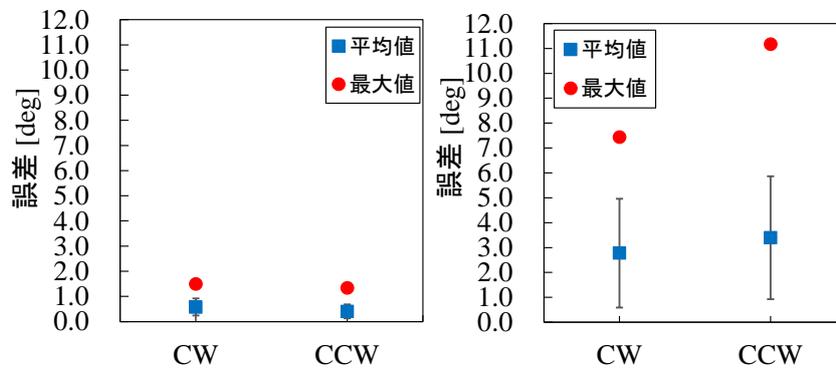
表 D.1 各方向円動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

	CW	CCW
平均値[deg]	0.76	0.64
標準偏差[deg]	0.55	0.39
最大値[deg]	2.76	1.67

(b) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	3.07	2.58
標準偏差[deg]	2.14	1.76
最大値[deg]	8.73	9.38



(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

図 D.8 各方向円動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

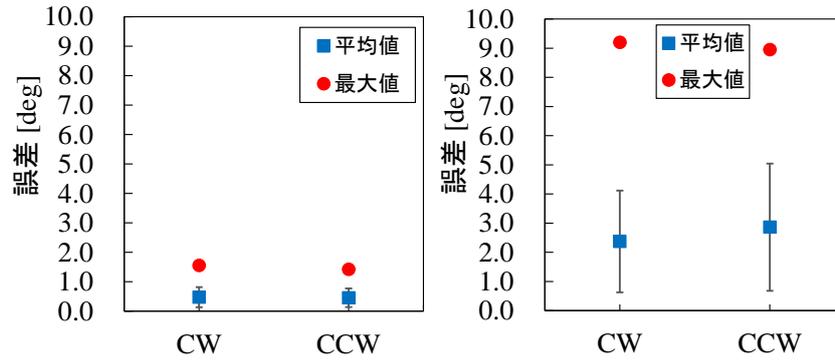
表 D.2 各方向円動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

	CW	CCW
平均値[deg]	0.58	0.41
標準偏差[deg]	0.34	0.27
最大値[deg]	1.50	1.34

(b) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	2.78	3.40
標準偏差[deg]	2.19	2.47
最大値[deg]	7.44	11.2



(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

図 D.9 各方向円動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

表 D.3 各方向円動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

	CW	CCW
平均値[deg]	0.48	0.46
標準偏差[deg]	0.34	0.32
最大値[deg]	1.56	1.43

(b) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	2.37	2.86
標準偏差[deg]	1.75	2.18
最大値[deg]	9.20	8.95

表 D.4 各方向円動作における被験者 1 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

	CW	CCW
1週目[deg]	0.84	0.83
2週目[deg]	0.88	0.77
3週目[deg]	0.85	0.77
4週目[deg]	0.88	0.85
5週目[deg]	0.91	0.77
平均[deg]	0.87	0.80
標準偏差[deg]	0.024	0.037

(b) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目[deg]	1.76	1.64
2週目[deg]	1.51	1.39
3週目[deg]	1.82	1.94
4週目[deg]	1.91	1.30
5週目[deg]	1.75	1.70
平均[deg]	1.75	1.59
標準偏差[deg]	0.13	0.23

表 D.5 各方向円動作における被験者 2 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

	CW	CCW
1週目[deg]	0.77	0.66
2週目[deg]	0.77	0.58
3週目[deg]	0.78	0.64
4週目[deg]	0.74	0.60
5週目[deg]	0.74	0.72
平均[deg]	0.76	0.64
標準偏差[deg]	0.019	0.047

(b) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目[deg]	1.48	1.44
2週目[deg]	1.63	1.51
3週目[deg]	1.76	2.34
4週目[deg]	1.85	1.90
5週目[deg]	1.68	1.86
平均[deg]	1.68	1.81
標準偏差[deg]	0.12	0.32

表 D.6 各方向円動作における被験者 3 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

	CW	CCW
1週目 [deg]	0.69	0.66
2週目 [deg]	0.75	0.68
3週目 [deg]	0.66	0.67
4週目 [deg]	0.67	0.70
5週目 [deg]	0.68	0.68
平均 [deg]	0.69	0.68
標準偏差 [deg]	0.030	0.015

(b) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目 [deg]	1.35	1.49
2週目 [deg]	1.28	2.04
3週目 [deg]	1.58	1.11
4週目 [deg]	1.48	1.67
5週目 [deg]	1.90	1.99
平均 [deg]	1.52	1.66
標準偏差 [deg]	0.22	0.34

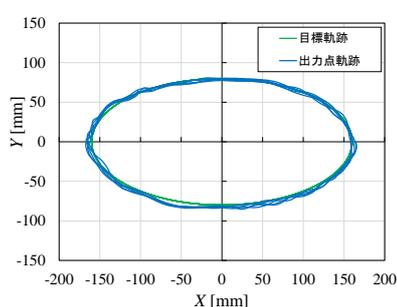
表 D.7 円動作における各被験者の出力点動作速度

	被験者1		被験者2		被験者3	
	CW	CCW	CW	CCW	CW	CCW
アシスト無 [mm/s]	365	295	405	375	364	354
アシスト有 [mm/s]	456	405	345	358	357	363

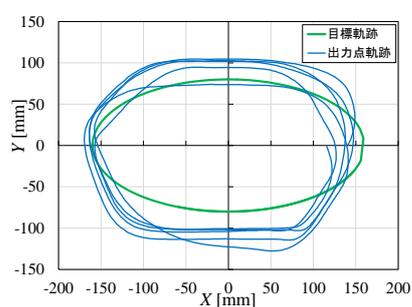
付録 E 楕円動作スキルアシスト実験結果

XY 平面への投影図が長軸 320mm, 短軸 160mm の楕円を目標軌跡とする被験者 3 人のスキルアシスト実験の結果として, 図 E.1 から図 E.6 に各被験者の各方向楕円動作における出力点軌跡を示す. また, 各被験者の 5 周動作全体での誤差の最大値, 平均値および標準偏差を図 E.7 から図 E.9 および表 E.1 から表 E.3 に示す. さらに, 動作 1 周ごとのばらつきの評価値の平均および標準偏差を表 E.4 から表 E.6 に, 出力点動作速度を表 E.7 に示す.

なお, 図中のエラーバーは標準偏差を表す.

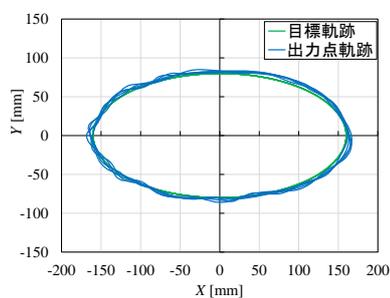


(a) スキルアシスト有

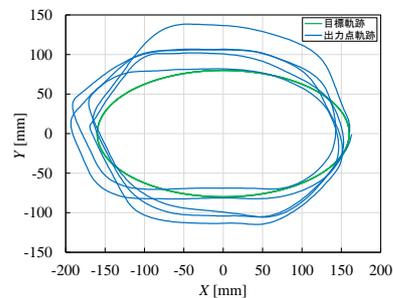


(b) スキルアシスト無

図 E.1 被験者 1 の CW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡

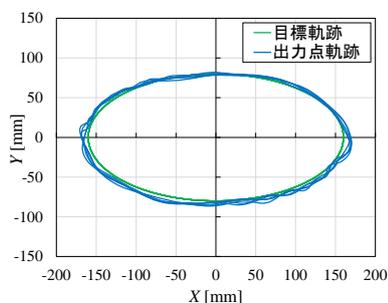


(a) スキルアシスト有

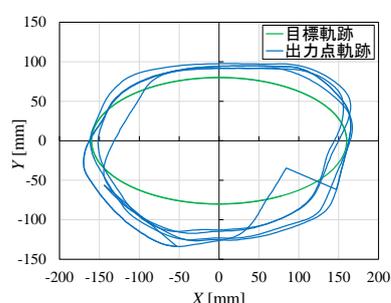


(b) スキルアシスト無

図 E.2 被験者 2 の CW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡

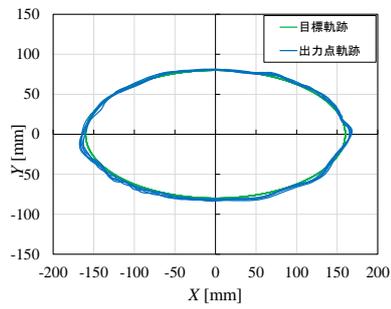


(a) スキルアシスト有

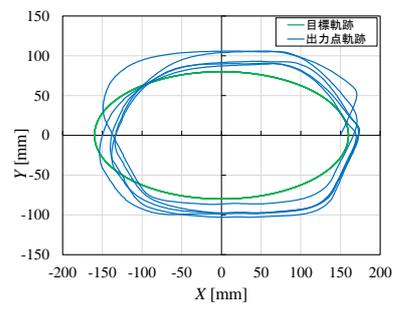


(b) スキルアシスト無

図 E.3 被験者 3 の CW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡

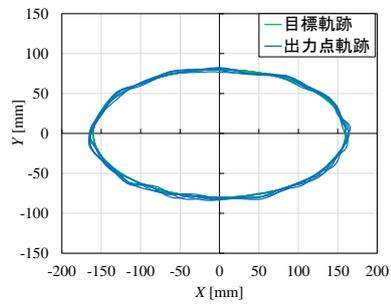


(a) スキルアシスト有

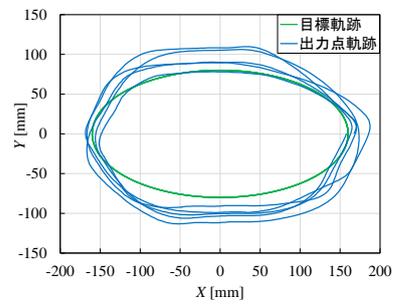


(b) スキルアシスト無

図 E.4 被験者 1 の CCW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡

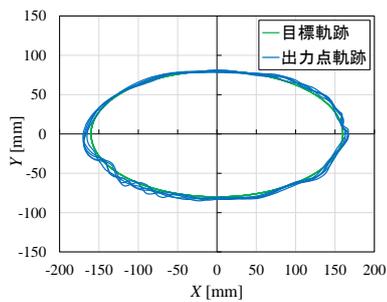


(a) スキルアシスト有

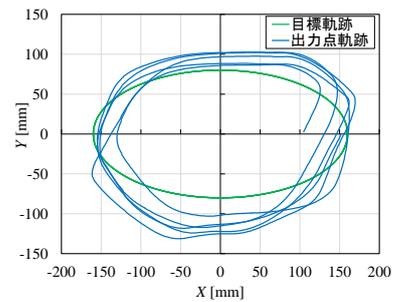


(b) スキルアシスト無

図 E.5 被験者 2 の CCW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡

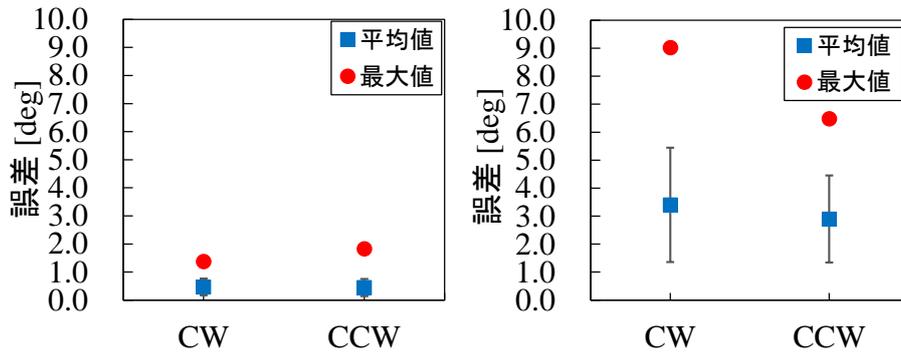


(a) スキルアシスト有



(b) スキルアシスト無

図 E.6 被験者 3 の CCW 方向楕円動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

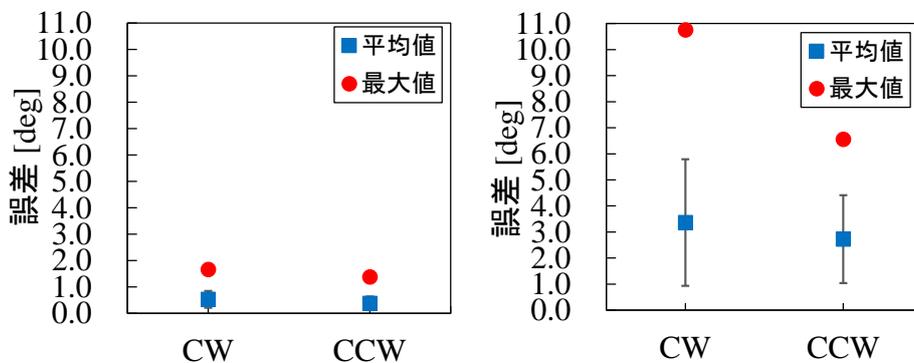
図 E.7 各方向楕円動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

表 E.1 各方向楕円動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	0.47	0.45
標準偏差[deg]	0.30	0.30
最大値[deg]	1.38	1.83

	CW	CCW
平均値[deg]	3.40	2.90
標準偏差[deg]	2.04	1.55
最大値[deg]	9.02	6.48



(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

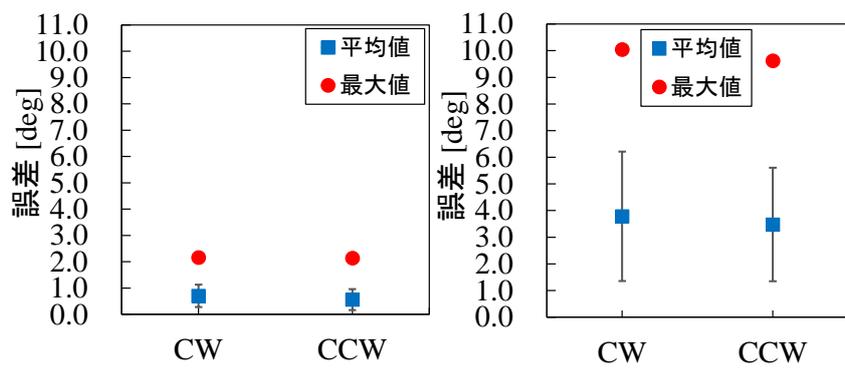
図 E.8 各方向楕円動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

表 E.2 各方向楕円動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	0.53	0.38
標準偏差[deg]	0.32	0.26
最大値[deg]	1.66	1.38

	CW	CCW
平均値[deg]	3.36	2.72
標準偏差[deg]	2.43	1.69
最大値[deg]	10.76	6.56



(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

図 E.9 各方向楕円動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

表 E.3 各方向楕円動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	0.70	0.56
標準偏差[deg]	0.42	0.40
最大値[deg]	2.16	2.14

	CW	CCW
平均値[deg]	3.78	3.47
標準偏差[deg]	2.43	2.13
最大値[deg]	10.05	9.62

表 E.4 各方向楕円動作における被験者 1 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目[deg]	0.63	0.71
2週目[deg]	0.71	0.69
3週目[deg]	0.72	0.67
4週目[deg]	0.64	0.66
5週目[deg]	0.70	0.61
平均[deg]	0.68	0.67
標準偏差[deg]	0.037	0.035

	CW	CCW
1週目[deg]	1.72	1.76
2週目[deg]	1.90	1.78
3週目[deg]	1.80	1.58
4週目[deg]	1.81	1.75
5週目[deg]	2.00	1.64
平均[deg]	1.84	1.70
標準偏差[deg]	0.095	0.078

表 E.5 各方向楕円動作における被験者 2 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目[deg]	0.73	0.57
2週目[deg]	0.75	0.61
3週目[deg]	0.70	0.60
4週目[deg]	0.71	0.64
5週目[deg]	0.77	0.67
平均[deg]	0.73	0.62
標準偏差[deg]	0.025	0.036

	CW	CCW
1週目[deg]	1.61	1.29
2週目[deg]	1.79	1.81
3週目[deg]	1.81	1.64
4週目[deg]	1.83	1.75
5週目[deg]	2.06	1.71
平均[deg]	1.82	1.64
標準偏差[deg]	0.143	0.186

表 E.6 各方向楕円動作における被験者 3 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有

(b) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目[deg]	0.89	0.80
2週目[deg]	0.86	0.77
3週目[deg]	0.81	0.76
4週目[deg]	0.85	0.71
5週目[deg]	0.77	0.70
平均[deg]	0.83	0.75
標準偏差[deg]	0.042	0.038

	CW	CCW
1週目[deg]	1.76	1.66
2週目[deg]	2.02	2.06
3週目[deg]	1.98	1.99
4週目[deg]	1.96	1.67
5週目[deg]	1.97	1.88
平均[deg]	1.94	1.85
標準偏差[deg]	0.090	0.163

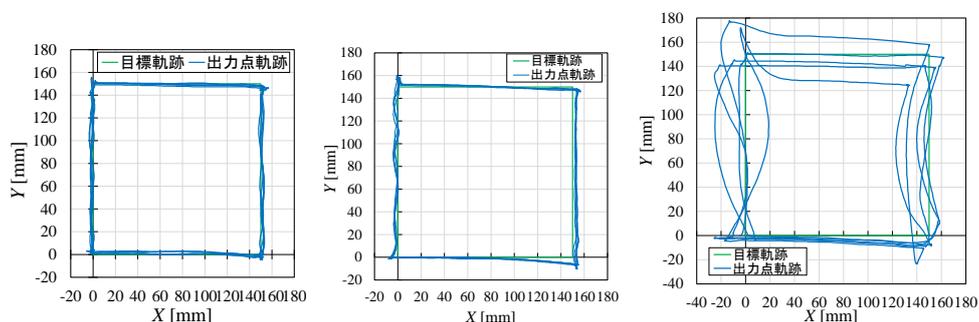
表 E.7 楕円動作における各被験者の出力点動作速度

	被験者1		被験者2		被験者3	
	CW	CCW	CW	CCW	CW	CCW
アシスト無 [mm/s]	342	303	329	319	332	310
アシスト有 [mm/s]	267	289	317	311	312	308

付録 F 正方形動作スキルアシスト実験結果

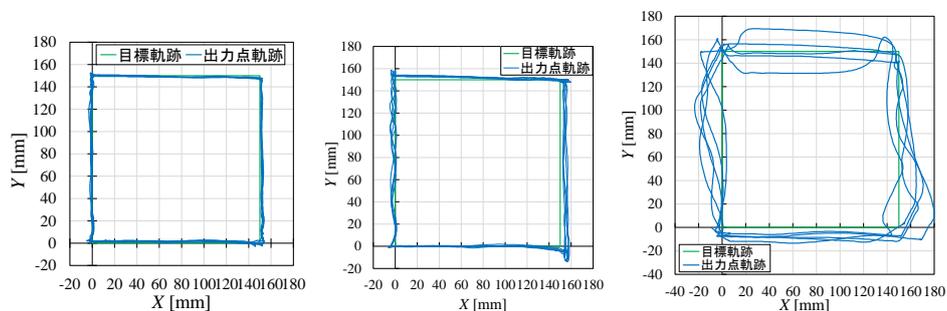
XY 平面への投影図が一辺 150mm の正方形を目標軌跡とする被験者 3 人のスキルアシスト実験の結果として、図 F.1 から図 F.6 に各被験者の各方向正方形動作における出力点軌跡を示す。また、各被験者の 5 周動作全体での誤差の最大値、平均値および標準偏差を図 F.7 から図 F.9 および表 F.1 から表 F.3 に示す。さらに、動作 1 周ごとの誤差の評価値の標準偏差を表 F.4 から表 F.6 に、出力点動作速度を表 F.7 に示す。

なお、図中のエラーバーは標準偏差を表す。



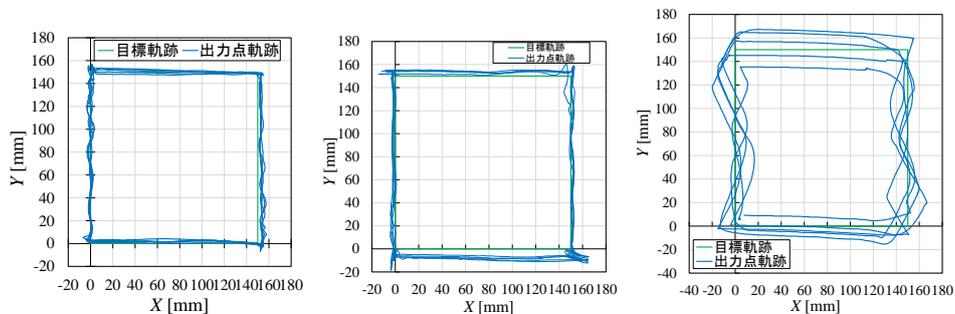
(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

図 F.1 被験者 1 の CW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡



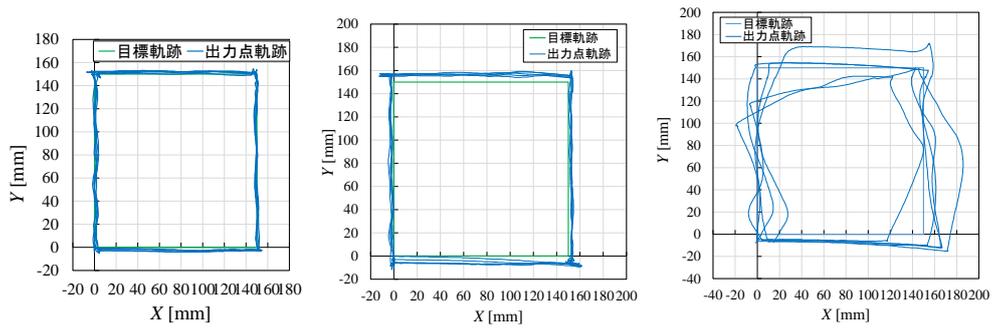
(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

図 F.2 被験者 2 の CW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡

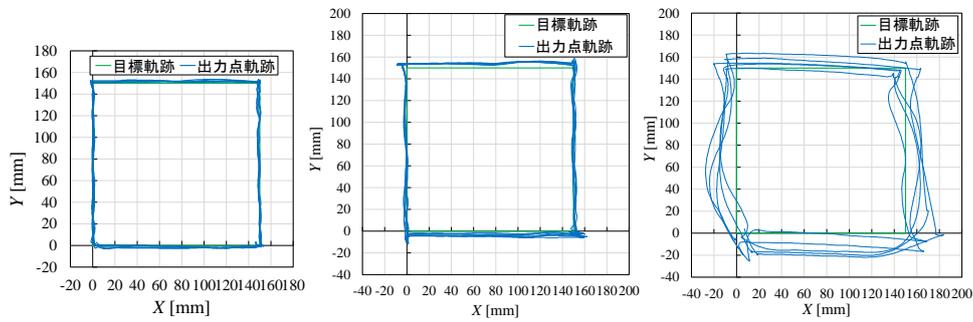


(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

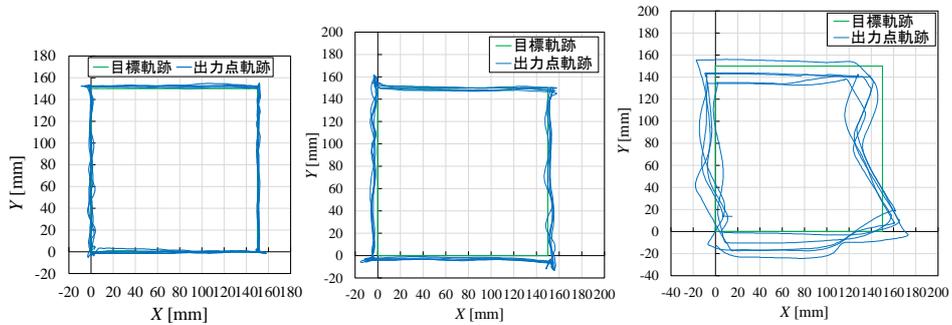
図 F.3 被験者 3 の CW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡



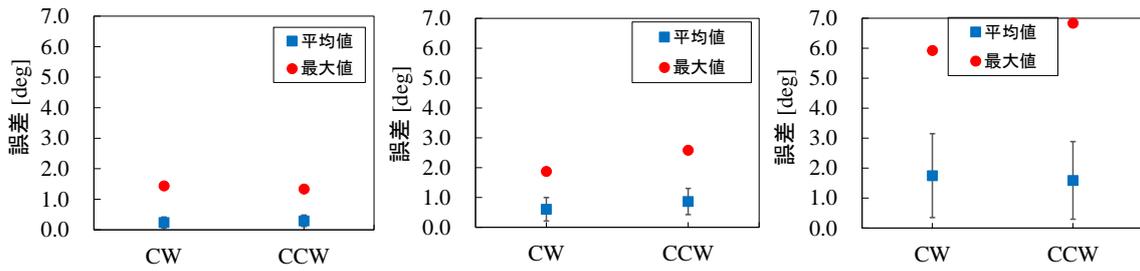
(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無
 図 F.4 被験者 1 の CCW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無
 図 F.5 被験者 2 の CCW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無
 図 F.6 被験者 3 の CCW 方向正方形動作実験時の出力点軌跡



(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無
 図 F.7 各方向正方形動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

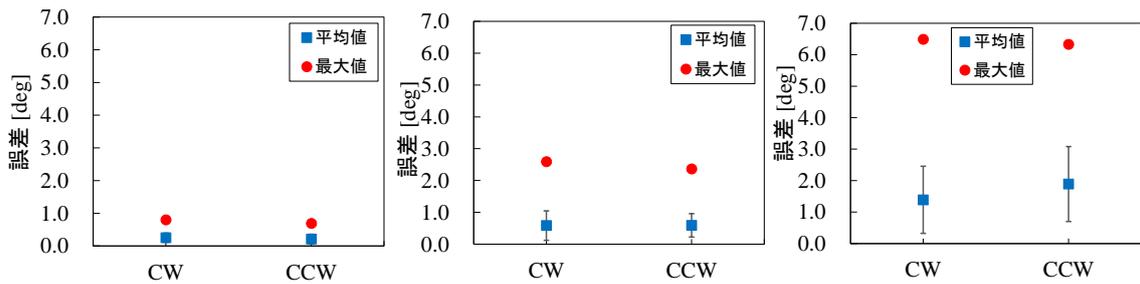
表 F.1 各方向正方形動作における被験者 1 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	0.24	0.29
標準偏差[deg]	0.18	0.19
最大値[deg]	1.44	1.34

	CW	CCW
平均値[deg]	0.60	0.86
標準偏差[deg]	0.39	0.44
最大値[deg]	1.88	2.59

	CW	CCW
平均値[deg]	1.75	1.59
標準偏差[deg]	1.40	1.30
最大値[deg]	5.93	6.84



(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無
 図 F.8 各方向正方形動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

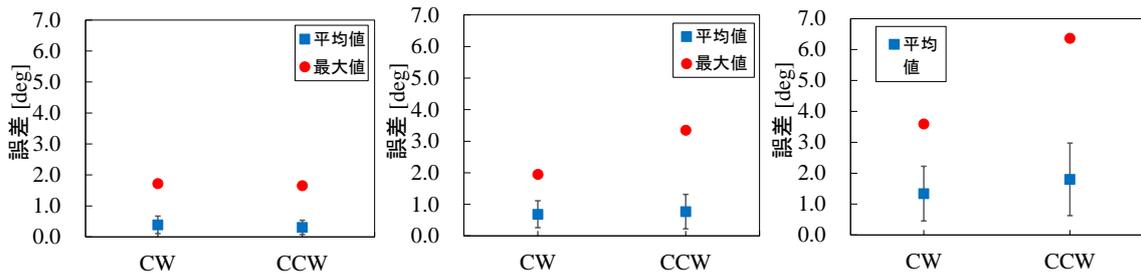
表 F.2 各方向正方形動作における被験者 2 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	0.25	0.21
標準偏差[deg]	0.14	0.15
最大値[deg]	0.80	0.70

	CW	CCW
平均値[deg]	0.58	0.59
標準偏差[deg]	0.46	0.37
最大値[deg]	2.59	2.36

	CW	CCW
平均値[deg]	1.39	1.89
標準偏差[deg]	1.06	1.19
最大値[deg]	6.49	6.33



(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無
 図 F.9 各方向正方形動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

表 F.3 各方向正方形動作における被験者 3 の追従位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

	CW	CCW
平均値[deg]	0.39	0.31
標準偏差[deg]	0.28	0.23
最大値[deg]	1.72	1.65

	CW	CCW
平均値[deg]	0.69	0.77
標準偏差[deg]	0.42	0.55
最大値[deg]	1.95	3.35

	CW	CCW
平均値[deg]	1.34	1.80
標準偏差[deg]	0.89	1.17
最大値[deg]	3.59	6.37

表 F.4 各方向正方形動作における被験者 1 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目[deg]	0.48	0.47
2週目[deg]	0.57	0.59
3週目[deg]	0.52	0.50
4週目[deg]	0.42	0.55
5週目[deg]	0.43	0.61
平均[deg]	0.49	0.54
標準偏差[deg]	0.056	0.053

	CW	CCW
1週目[deg]	0.80	0.92
2週目[deg]	0.78	0.97
3週目[deg]	0.78	0.93
4週目[deg]	0.75	0.91
5週目[deg]	0.76	0.92
平均[deg]	0.78	0.93
標準偏差[deg]	0.018	0.022

	CW	CCW
1週目[deg]	1.56	1.34
2週目[deg]	1.54	1.40
3週目[deg]	1.10	1.04
4週目[deg]	0.99	1.19
5週目[deg]	1.34	1.32
平均[deg]	1.30	1.26
標準偏差[deg]	0.227	0.130

表 F.5 各方向正方形動作における被験者 2 の繰り返し位置決め精度評価値

(a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (c) スキルアシスト無

	CW	CCW
1週目[deg]	0.50	0.43
2週目[deg]	0.49	0.44
3週目[deg]	0.52	0.43
4週目[deg]	0.48	0.52
5週目[deg]	0.53	0.47
平均[deg]	0.50	0.46
標準偏差[deg]	0.017	0.034

	CW	CCW
1週目[deg]	0.68	0.75
2週目[deg]	0.71	0.76
3週目[deg]	0.78	0.76
4週目[deg]	0.82	0.81
5週目[deg]	0.82	0.75
平均[deg]	0.76	0.77
標準偏差[deg]	0.058	0.019

	CW	CCW
1週目[deg]	1.35	1.60
2週目[deg]	1.15	1.14
3週目[deg]	1.02	1.29
4週目[deg]	1.31	1.28
5週目[deg]	1.02	1.52
平均[deg]	1.17	1.37
標準偏差[deg]	0.138	0.169

表 F.6 各方向正方形動作における被験者3の繰り返し位置決め精度評価値
 (a) スキルアシスト有(条件変化後) (b) スキルアシスト有 (b) スキルアシスト無

	CW	CCW		CW	CCW		CW	CCW
1週目[deg]	0.63	0.58	1週目[deg]	0.79	0.80	1週目[deg]	1.24	1.44
2週目[deg]	0.62	0.52	2週目[deg]	0.81	0.85	2週目[deg]	1.20	1.37
3週目[deg]	0.64	0.53	3週目[deg]	0.85	0.89	3週目[deg]	1.00	1.39
4週目[deg]	0.57	0.56	4週目[deg]	0.83	0.93	4週目[deg]	1.19	1.25
5週目[deg]	0.65	0.57	5週目[deg]	0.86	0.92	5週目[deg]	1.12	1.24
平均[deg]	0.62	0.55	平均[deg]	0.83	0.88	平均[deg]	1.15	1.34
標準偏差[deg]	0.029	0.025	標準偏差[deg]	0.027	0.047	標準偏差[deg]	0.086	0.079

表 F.7 正方形動作における各被験者の出力点動作速度

	被験者1		被験者2		被験者3	
	CW	CCW	CW	CCW	CW	CCW
アシスト無 [mm/s]	144	136	143	133	135	129
アシスト有 [mm/s]	125	130	161	159	161	156
アシスト有 (条件変化後) [mm/s]	133	120	131	135	357	363

謝辞

本論文を書き終わるにあたり、本研究室に所属して6年間、熱心に御指導いただき、また就業しながらの研究活動を行っていた時期にも手厚く支援して下さいました立矢宏教授に心から感謝いたします。

日頃から親身に御指導いただいた小塚裕明助教、樋口理宏准教授ならびに鈴木陽介助教に厚く感謝致します。また、部品の加工や実験方法等で様々な技術的指導をいただきました吉田博一技官に厚く御礼申し上げます。

論文審査を通し、本研究を審査し適切な助言を下された関啓明教授、浅川直紀教授ならびに渡辺哲陽教授に厚く御礼申し上げます。

本研究を共に行った機械機能設計研究室 2018 年度卒業生北山裕介氏、本研究室修士2年塩谷圭太氏の惜しみない協力に感謝の意を表します。

株式会社不二越・赤川正寿事業部長、伊東輝樹部長をはじめ従業員各位には、就業しながらの博士後期過程進学を認めていただき、研究活動を支援いただきました。深く感謝いたします。

最後になりましたが、本研究に従事する中で、研究生活を共に過ごし支えて下さった本研究室の皆様に厚く感謝いたします。

2019年4月22日

内島 大作