

第7章 二関節筋の特長を用いた下肢の柔軟かつ簡単な伸縮運動制御と歩行制御の提案

本章では、ヒトの下肢に存在する二関節筋を考慮し、先述と同様に柔軟な伸縮運動の制御系を提案する。加えて、伸縮運動の拡張として考えられる一定速度歩行の理論的なモデル化と定式化を行い、柔軟かつ簡単な歩行動作を提案する。

7.1 一関節・二関節の協調的同時駆動と仮想粘弾性を備えた下肢の柔軟な伸縮運動の理論

本節では、一関節・二関節の協調的同時駆動を考慮した伸縮運動がヒトの下肢に適用出来ることを定式化から導く。加えて、鉛直落下からの着地運動について定式化し、提案した柔軟な外乱力補償を利用した着地運動の特性を評価する。

序論で述べたように、ヒトは下肢にも二関節筋を持ち、3対6筋の筋骨格構造を持つヒトの足関節(踵)における力分布は、上肢と同様に支点と先端を結んだ軸に対称な六角形となる。上肢の特性解析と同様に、下肢の筋配列構造と、先端力に応じた関節トルクおよび脚の運動に伴う関節トルクを取り扱うためのモデルをそれぞれ図 7.1, 図 7.2 に示す。

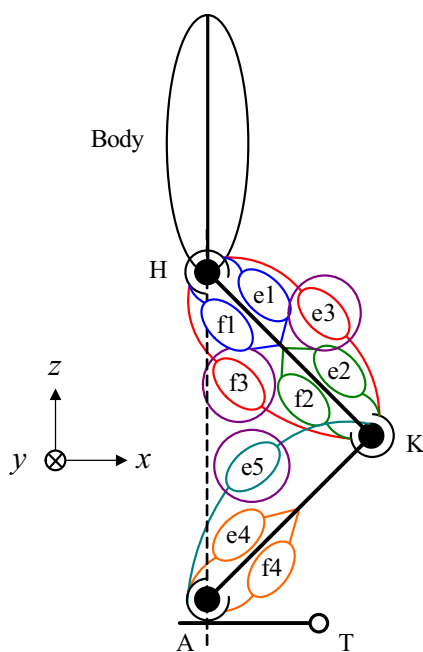


図 7.1: 下肢の筋肉の配置

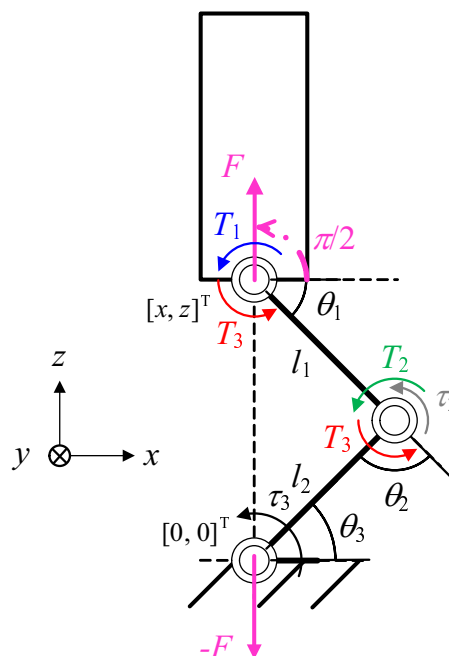


図 7.2: 下肢モデル

下肢の場合、各筋肉の出力による先端力は地面を踏む力となり、地面からの反力(床反力)を受けて質量の大きな上体を支えている。直立動作などに必要な鉛直下向きへの力は、下肢の筋肉にとって基本か

つ重要な仕事であり、直立以外にも屈伸やジャンプなども頻繁に行う基本動作である。よって、伸縮運動時の膝関節・足関節の制御が重要である。ゆえに、下肢の場合も第 4.4 節で述べた重ね合わせの原理を適用出来る。そこで、上肢の運動と同様に先端力制御と下肢の運動に伴うトルク特性を定式化し、柔軟な外乱力補償を備えた伸縮運動の制御系を提案する。また、定式化によるトルク特性を基に、着地運動の特性を論じる。

7.1.1 床反力と各筋肉によるアクチュエータトルクの関係の定式化

はじめに、上肢の姿勢を安定に保つための床反力と、下肢の筋肉によるアクチュエータトルクの関係を図 7.2 を用いて定式化する。

地面を踏む力の反力(床反力)が上体の運動を制御する。その地面を踏む力は、主に股関節まわりと膝関節まわりの筋肉の出力により発生する。図 7.2 中の足関節を支点とした場合の股関節の位置は、股関節および膝関節の角度 (θ_1, θ_2) とリンクの長さ (l_1, l_2) を用いて次式で表される。

$$\begin{bmatrix} x \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_2 \cos(\pi - (\theta_1 + \theta_2)) + l_1 \cos(\pi - \theta_1) \\ l_2 \sin(\pi - (\theta_1 + \theta_2)) + l_1 \sin(\pi - \theta_1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\{l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)\} \\ l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (7.1)$$

ヤコビ行列 $J(\theta)$ は次式で表される。

$$J(\theta) = \begin{bmatrix} l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \quad (7.2)$$

第 3 章と同様に関節の回転半径が等しいと仮定すると、二関節筋は両関節に同時に同じ回転トルクを発生する(式(3.4))。よって、床反力 (F) とアクチュエータトルク (T_{leg}) の関係は、仮想仕事の原理を用いて次式で表される。ここで、図 7.2 のように反時計回りの回転トルクを正と仮定する。 $-F$ は下肢の筋肉により発生する床を踏む力を意味する。

$$T_{\text{leg}} = \begin{bmatrix} T_1 + T_3 \\ T_2 + T_3 \end{bmatrix} = -J^T(\theta)F = -\begin{bmatrix} J_{11}F_x + J_{21}F_z \\ J_{12}F_x + J_{22}F_z \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

股関節から足関節までは 2 リンクであるため、ヤコビ行列の転置行列には逆行列が存在する。ゆえに、式(7.3)から床反力と図 7.2 に示すアクチュエータトルクの関係は次式で表される。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_z \end{bmatrix} = \frac{1}{l_1 l_2 \sin \theta_2} \begin{bmatrix} T_1 l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - T_2 \{l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)\} - T_3 l_1 \cos \theta_1 \\ -T_1 l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + T_2 \{l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)\} + T_3 l_1 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (7.4)$$

第 3 章と同様に、支点と先端を結ぶ軸に対称な先端力が重要であることを考慮し、リンクの長さが等しいと仮定する $(l_1 = l_2 = l)$ 。加えて、股関節は足関節から鉛直、すなわち z 軸上に存在すると仮定する。この場合の床反力とアクチュエータトルクの関係は次式で表される。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_z \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_1 \cos \theta_1} \begin{bmatrix} -T_1 \cos \theta_1 - T_3 \cos \theta_1 \\ -T_1 \sin \theta_1 + 2T_2 \sin \theta_1 + T_3 \sin \theta_1 \end{bmatrix}, \quad (\because 2\theta_1 + \theta_2 = \pi) \quad (7.5)$$

鉛直上向きへの力とアクチュエータトルクの関係は次式で表される。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{T+T_2}{l \cos \theta_1} \end{bmatrix}, \quad (T_1 = -T, T_3 = T) \quad (7.6)$$

これより、上肢と同様にリンク長と関節の回転半径がそれぞれ等しく二関節筋を備える下肢は、アクチュエータトルクが $T_1 = -T_3$ の条件を持つことで鉛直上向きの力を得ることが定式化された。

7.1.2 脚の伸縮に伴う関節トルクの定式化

本節では、第 4.2 節と同様に、リンクの長さ、関節の回転半径およびリンクの質量が等しいという仮定の下で脚の伸縮運動に伴う関節トルクを定式化する。

地面を踏む力の発生に寄与する筋肉は、図 7.1 中の f1, e1, f2, e2, f3, e3 であり、その特性は前節で導かれた。一方、移動に伴う脚自身の運動に寄与する筋肉は、膝関節まわりと足関節まわりの筋肉である。すなわち、それらの筋肉の働きによる関節トルクは、図 7.2 中の足関節トルク (τ_3) と膝関節トルク (τ_2) とである。

伸縮運動に伴うこれらの二つの関節トルクをラグランジュの運動方程式を用いて求める。足裏は、伸縮運動時に図 7.2 のように完全に地面に接地して滑らないと仮定する。膝関節および足関節の回転トルクはそれぞれ次式で表される。

$$\begin{aligned} \tau_3 = & \left(I_2 + m_2 l_{g2}^2 + I_1 + m_1 (l_2^2 + l_{g1}^2 + 2l_2 l_{g1} \cos \theta_2) \right) \ddot{\theta}_3 + \left(I_1 + m_1 (l_{g1}^2 + l_2 l_{g1} \cos \theta_2) \right) \ddot{\theta}_2 \\ & - m_1 l_2 l_{g1} (2\dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2) \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + g \left(m_2 l_{g2} \cos \theta_3 + m_1 \{ l_2 \cos \theta_3 + l_{g1} \cos(\theta_3 + \theta_2) \} \right) \end{aligned} \quad (7.7)$$

$$\tau_2 = \left(I_1 + m_1 (l_{g1}^2 + l_2 l_{g1} \cos \theta_2) \right) \ddot{\theta}_3 + \left(I_1 + m_1 l_{g1}^2 \right) \ddot{\theta}_2 + m_1 l_2 l_{g1} \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_2 + g m_1 l_{g1} \cos(\theta_3 + \theta_2) \quad (7.8)$$

ここで、リンク長を等しくし、鉛直方向への伸縮運動時に上肢は傾かないと仮定すると、鉛直方向への伸縮運動時には第 4.2 節と同様に次の条件が存在する。上肢が傾かずに鉛直方向に運動する場合、股関節角度と足関節角度は等しくなる ($\theta_1 = \theta_3$)。

鉛直方向への伸縮運動に着目した場合の条件

条件 1 股関節が常に足関節から鉛直上 (z 軸上) に存在する :

$$2\theta_3 + \theta_2 = \pi, \quad \cos \theta_3 + \cos(\theta_3 + \theta_2) = 0, \quad \sin \theta_3 = \sin(\theta_3 + \theta_2)$$

条件 2 股関節の速度の x 成分が 0 である : $\dot{x} = 0, 2\dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2 = 0$

条件 3 股関節の加速度の x 成分が 0 である : $\ddot{x} = 0, 2\ddot{\theta}_3 + \ddot{\theta}_2 = 0$

ゆえに、ヒトの構造的特徴に着目し、関節の回転半径とリンクの質量がそれぞれ等しいと仮定すると、鉛直方向への伸縮運動における膝関節および足関節の回転トルクはそれぞれ次式で表される。

表 7.1: 2 リンクレッグおよび上肢の基本定数 [27]

各関節の回転半径 : r_1, r_2	0.040 [m]
各リンクの長さ : l_1, l_2	0.40 [m]
全質量 : M_{hole}	60.00 [kg]
各リンクの質量 : m_1, m_2	$60.00 \cdot 0.161 / 2 = 4.83$ [kg]
上肢の質量 : M_{upper}	40.68 [kg]
各リンクの慣性モーメント : I_1, I_2	0.0663 [kgm ²]
重力加速度 : g ($-z$ 方向)	9.81 [m/sec ²]

$$\tau_3 = ml^2\ddot{\theta}_3 + gml \cos \theta_3 \quad (7.9)$$

$$\tau_2 = -m \left((\cos^2 \theta_3 - \frac{1}{6})l^2 + \frac{1}{4}r^2 \right) \ddot{\theta}_3 + ml^2\dot{\theta}_3^2 \sin \theta_3 \cos \theta_3 - \frac{1}{2}gml \cos \theta_3 \quad (7.10)$$

上肢と異なる点は、足裏が地面と接地している場合に体の安定に寄与する足関節トルクが発生することである。ヒトの持つ構造的特徴に着目して鉛直方向への伸縮動作を考えると、下肢の伸縮に伴う関節トルクは式 (7.9), 式 (7.10) に示す通り簡単な関数になる。

7.1.3 脚の伸縮に伴う関節トルクの非線形性

第 4.2 節と同様に、式 (7.9), 式 (7.10) の非線形特性を数値計算を用いて評価する。足関節が $\theta_3 = \frac{\pi}{12}, \frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{3}, \frac{5}{12}\pi$ rad となる姿勢を想定した。一例として、鉛直落下からの着地時に関節にかかるトルクを考えると、第 4.2 節で検討した一般的な上肢の運動に伴うトルクと比べて大きくなる。そこで、足関節角加速度と角速度を、それぞれ、 $\ddot{\theta}_3 = \pm 100.00$ rad/sec² $\dot{\theta}_3 = \pm 100.00$ rad/sec に設定した。2 リンクレッグと上肢のリンク長・リンク質量などの定数を表 7.1 に示す。全体の質量に対する上体および脚の質量は、文献 [27] を基に算出した。数値解析には MATLAB を使用し、5 点の姿勢における 100 点の関節トルクの足関節角加速度 ($\ddot{\theta}_3$) および足関節角速度 ($\dot{\theta}_3$) に対する依存性を計算した。数値計算結果を図 7.3 に示す。

式 (7.9) および式 (7.10) の特性は、第 4 章で導いた式 (E.2), 式 (E.3) と同様の傾向を示した。これより、下肢の鉛直運動に伴う関節トルクの非線形性は十分に簡単な特性であり、上肢と同様に簡単に補償出来ることが示された。

7.2 柔軟な床反力制御と脚の伸縮に伴う関節トルク制御の重ね合わせによる鉛直落下からの着地動作の検証

7.2.1 鉛直落下からの着地動作の概要と柔軟な床反力補償

前節の理論的考察を基に、鉛直落下からの柔軟な伸縮運動の制御系を提案し、一例として着地運動における特性を数値解析により評価する。

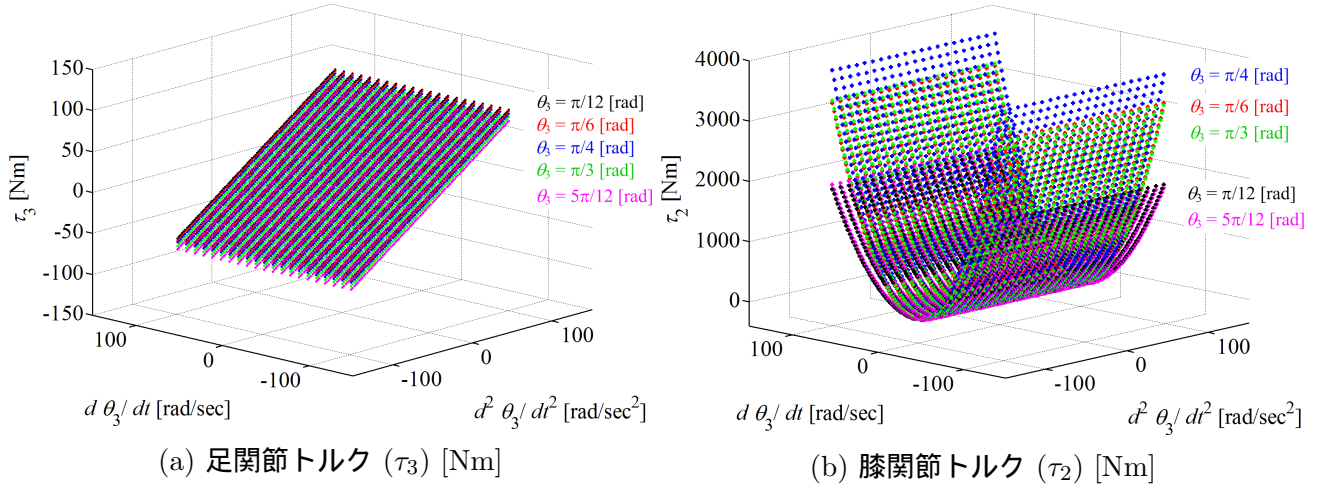


図 7.3: 2 リンクレッグの伸縮運動に伴う関節トルクの足関節角加速度と角速度に対する依存性

先述の通り、足裏は着地前から着地後の運動が安定する期間中は地面と平行を維持し、接地後は地面に対して滑りがないと仮定する。また、上肢は着地動作の前後で傾かないと仮定する。両脚は同時に着地し、安定状態まで同期して動くと考え、片脚で発生する床反力が上肢の質量の半分を制御すると考えられる。ゆえに、本節では表 5.1 の上質の質量 (M_{upper}) の半分の片脚で制御すると考える。

鉛直落下からの柔軟な着地動作の概要を図 7.4 に示す。先端力制御と脚自身の運動に伴う関節トルク制御の重ね合わせによる、鉛直運動時の関節トルクを以下に記述する。

$$\begin{aligned}
 \begin{bmatrix} \tau_{1\text{Total}} \\ \tau_{2\text{Total}} \\ \tau_3 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 0 \\ -m \left((\cos^2 \theta_3 - \frac{1}{6}) l^2 + \frac{1}{4} r^2 \right) \ddot{\theta}_3 + ml^2 \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_3 \cos \theta_3 - \frac{1}{2} gml \cos \theta_3 \\ ml^2 \ddot{\theta}_3 + gml \cos \theta_3 \end{bmatrix} \\
 &+ \begin{bmatrix} 0 \\ F_z l \cos \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \tag{7.11}
 \end{aligned}$$

以上より、第 5 章と同様に、外乱による微小変位を考慮して床反力を柔軟に補償する着地動作のブロック線図を図 7.5 に示す。着地動作において股関節が z 軸上から変位することが考えられるが、提案する図 7.5 の外乱力補償により床反力の方向が微調整出来るため、微小変位に対応出来る。この特性は、第 6.3.2 節で実験結果からその有用性が示されている。ゆえに、足裏が滑らないことと上肢が傾かないという条件の下では、この提案システムは安定した外乱力補償を簡単に実現する。

股関節の回転トルク ($\tau_{1\text{Total}}$) は、床反力を鉛直方向にするためにゼロになる部分と、着地動作に伴う上肢の回転運動がないという仮定から総合的にゼロになっている。一関節・二関節の協調的同時駆動を考慮しているため、床反力を鉛直方向にするために $T_1 = -T_3$ の関係が含まれている。足関節の回転トルク (τ_3) は、足関節が地面に接地した後の下肢の運動制御に関与し、その特性は足関節の角加速度 ($\ddot{\theta}_3$) の一次関数を主とした簡単なものである。

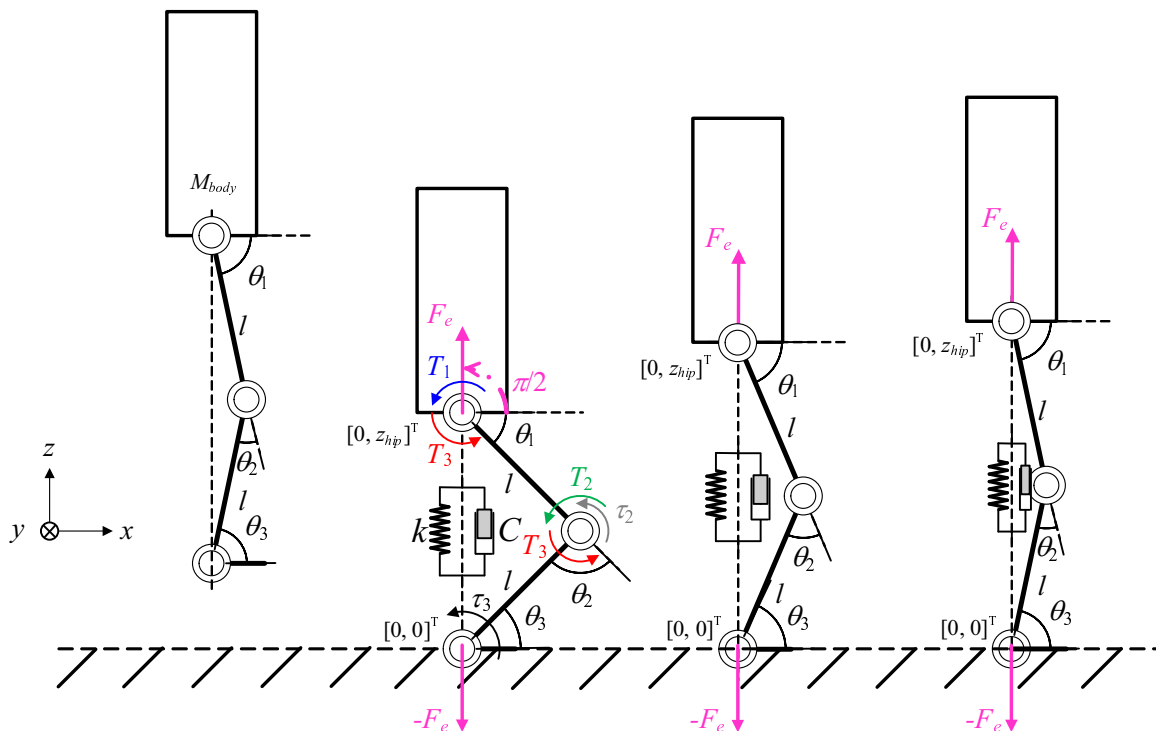


図 7.4: 鉛直落下からの着地動作の概要

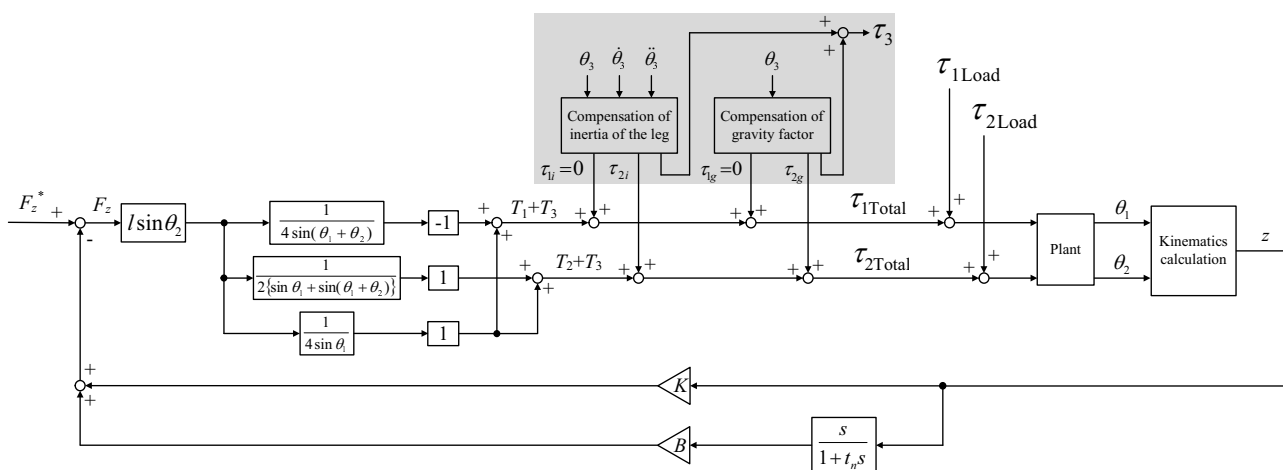


図 7.5: 股関節にかかる床反力 (F_z) を柔軟に制御する鉛直運動のブロック線図

表 7.2: 鉛直落下からの着地動作の数値計算に用いる変数

落下前の股関節位置 : $[x_i, z_i]^T$	$[0, 1.50]^T$
着地瞬間の股関節位置 : $[x_t, z_t]^T$	$[0, 0.72]^T$
着地瞬間の股関節速度 : $[\dot{x}_t, \dot{z}_t]^T$	$[0, -\sqrt{2g(z_i - z_t)}]^T$
固有角周波数 : ω_n	10.00 [rad/sec]
減衰係数 : ζ	0.50

7.2.2 数値解析に基づく柔軟な着地動作の検証

提案システムは、図 7.4 に示すように足関節と股関節を結ぶ軸に仮想バネ・ダンパを備えており、股関節の変位に応じた床反力を柔軟に制御出来る。この粘弾性を利用して股関節が減衰振動的に移動しながら着地動作が行われると想定し、床反力や関節トルクを数値解析により評価する。股関節位置 ($[x, z]^T$) の z 成分の時間変化は、上肢の質量 (M_{body}) と固有角周波数 (ω_n) と減衰係数 (ζ) を用いて次式で表される。着地動作中に上体は回転しないため、股関節位置の x 成分はゼロである ($x = 0$)。また、 $M_{\text{body}} = \frac{M_{\text{upper}}}{2}$ である。

$$M_{\text{body}} \frac{d^2 z}{dt^2} = -Kz - B \frac{dz}{dt} - M_{\text{body}} g \quad (7.12)$$

$$z(t) = e^{-\zeta \omega_n t} (P \cos \omega t + Q \sin \omega t) - \frac{M_{\text{body}}}{K} g + z_t, \quad (7.13)$$

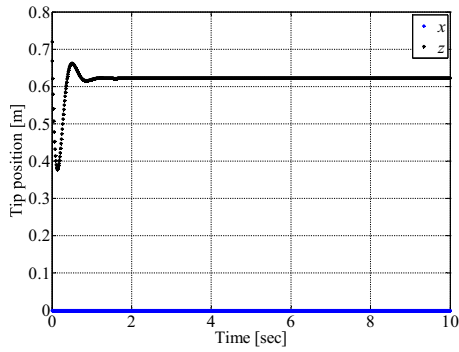
$$\left(\omega_n = \sqrt{\frac{K}{M_{\text{body}}}}, \zeta = \frac{B}{2\omega_n M_{\text{body}}}, \omega = \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2}, P = \frac{M_{\text{body}}}{K} g, Q = \frac{\zeta \omega_n P - \sqrt{2g(z_i - z_t)}}{\omega} \right)$$

数値解析には MATLAB を使用し、タイムステップを 0.010 sec として 10 秒間の運動を想定した。解析に用いた数値パラメータを表 5.2 に示す。解析結果を以下の図 7.6 に示す。

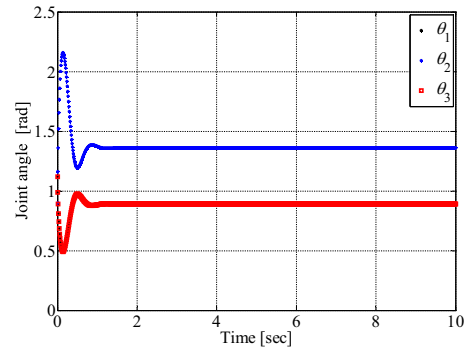
図 7.6(a) に示すように、着地の瞬間に股関節の z 座標が大きく変化するような柔らかい運動を想定した。この場合の股関節位置と股関節で受ける床反力の時間変化は、減衰振動特性に依存した特性となる。ゆえに、図 7.6(d) の床反力を制御するための関節トルクや、図 7.6(e) の脚の運動に必要な関節トルクの時間特性も簡単であるのが特徴である。加えて、上肢の質量が大きいため、床反力の制御に伴う関節トルクが脚自身の運動に必要な関節トルクよりも大きく、図 7.5 に基づく床反力の柔軟なフィードバック制御を考慮した着地運動の制御は効果的である。

下肢の場合は、上体の制御のための股関節・膝関節トルクと、下肢自身の制御のための膝関節・足関節のトルクの制御が必要となるが、数値計算結果に示した通り下肢自身の運動に伴うトルクの高周波成分は簡単である。その特性を示した結果が、図 7.6(e) である。床反力の方向が鉛直下向きで一定なため、上体の制御のためのアクチュエータトルクは図 7.6(d) に示す通り $T_1 = -T_3$ を満たす一つのパターンで固定される。ゆえに、提案システムにより微小変位を柔軟に補償した伸縮運動が安定かつ簡単に制御出来る。

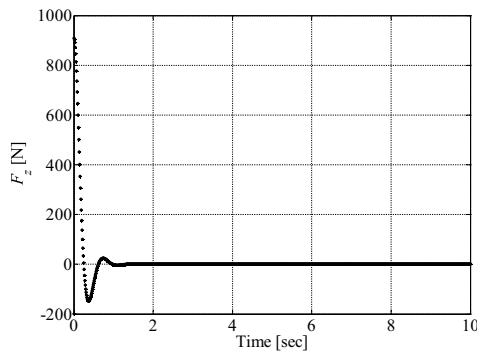
これより、安定した直立・着地などの基本動作の実現は、リンク長が等しいというヒトの構造的特徴と、二関節同時駆動の特徴を利用することで、腕の曲げ伸ばし運動と同様に簡単に実現することが明らかになった。



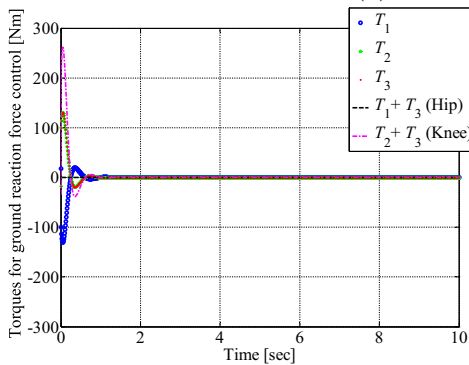
(a) 股関節位置の時間軌跡 (x, z) [m]



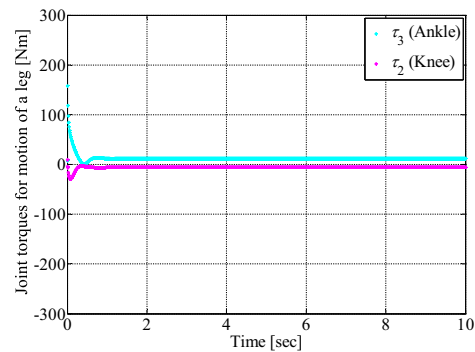
(b) 関節角度の時間変化 ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$) [rad]



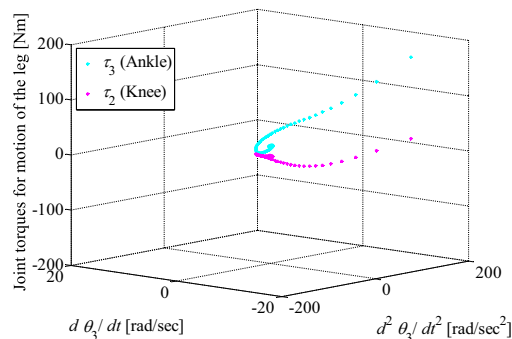
(c) 床反力の鉛直方向成分 (F_z) [N]



(d) 床反力を制御する股関節・膝関節の回転トルク ($T_1, T_2, T_3, T_1 + T_3, T_2 + T_3$) [Nm]



(e) 下肢の運動に必要な膝関節・足関節の回転トルク (τ_3, τ_2) [Nm]



(f) トルク τ_3, τ_2 の股関節角加速度 ($\ddot{\theta}_1$) と角速度 ($\dot{\theta}_3$) に対する依存性 [Nm]

図 7.6: 減衰振動する着地動作時の運動特性

7.3 ヒトの下肢の特徴に着目した一定速度歩行の定式化

前節までは、ヒトの基本動作として一方向への伸縮運動に限定した運動の理論と評価および制御系の提案を行ったが、本節では一定速度歩行時の床反力と脚の運動に伴うトルクの制御について定式化を行い、ヒトの特徴を考慮した簡単な歩行制御の方法を提案する。

7.3.1 歩行の概要

一般的に、下半身の質量を無視した場合の歩行動作は、倒立振子にモデル化されており、重力を効率よく利用した動作と言われている。また、歩行時に上下動を伴う重心と股関節の軌跡は、円弧上であると言われている [27]。歩行動作の特性を前節までの伸縮運動と同様に考えると、次の二つの動作に関する特性に分けて考えることが出来る。

1. 立脚 (地面に着いている脚) が地面を踏むことで得られる床反力による、上体と遊脚 (地面から浮いている脚) の運動
2. 立脚が地面に着地してから離れるまでの 2 リンクの下肢の運動

この二つの動作は、床反力の制御と動特性を考慮した脚の運動に伴う関節トルクの制御の重ね合わせで考えられる。ヒトは下肢にも二関節筋を備えているため、基本動作である歩行にも一関節・二関節の協調的同時駆動が役立っていることが想像できる。そこで、第 7.1 節で述べた下肢モデルを用いて、一定速度で平坦な道を進む場合の二つの制御特性を定式化する。

7.3.2 一定速度歩行のモデル化

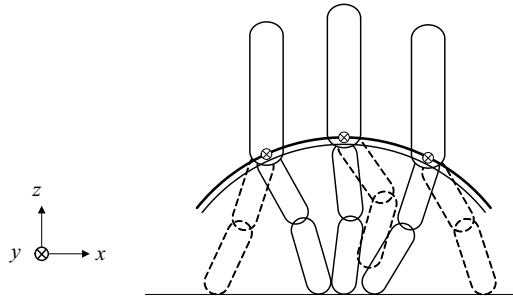
先述の二つの動作に分けて考えた歩行の概要を、図 7.7 に示す。加えて、一般的なヒトの地面から股関節と体全体の重心までの距離を図 7.8 に示す [27]。ヒトの身長を H とした場合、地面から股関節までの長さは $0.53H$ であり、地面から体全体の重心までの長さが $0.55H$ である。これは、一般的に下肢の質量は上肢の質量に比べて充分小さく、地面から $0.55H$ の場所にある質点を移動させるために必要な床反力を一本の脚 (片脚支持期) または両脚 (両脚支持期) で制御していると考えることが出来る。また、片脚の全質量は体の全質量の 0.161 倍である [27]。そこで、本論文では床反力により上体と遊脚が移動すると仮定し、その床反力を制御するための立脚の股関節まわりと膝関節まわりの回転トルクの特性を理論的に考える。地面から離れて次の一步を踏み出すまでの遊脚の運動特性は考慮せず、遊脚の質量が体全体の重心に加わると仮定する。加えて、地面に接地した立脚が地面から離れるまでの膝関節・脚関節のトルクを定式化する。

また、健常者は歩行中に膝が完全に伸びきった状態もしくはほぼ伸びきった状態を保ち、その状態で股関節を回転させながら地面を踏んでいる。本論文では、特異点を避けて歩行を簡単にモデル化する観点から、膝が完全に伸びきる前の一定の角度を保った一定速度歩行を考慮する。

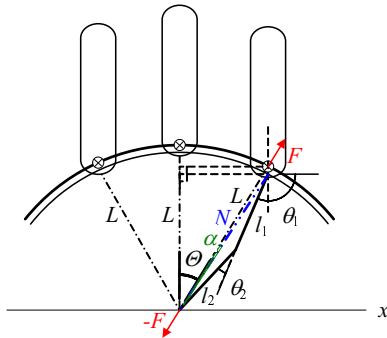
7.3.3 上体と遊脚を運ぶための床反力の制御

床反力と、上体と遊脚の運動特性の関係を図 7.7(b) を用いて説明する。足関節を支点とし、上肢が歩行中に傾かないと仮定する。上肢の質量と遊脚の質量が重心に集中すると仮定して一質点系とみなすと、質点が倒立振子運動をする場合の運動特性から床反力と下肢の筋肉による関節トルクの関係が求まる。

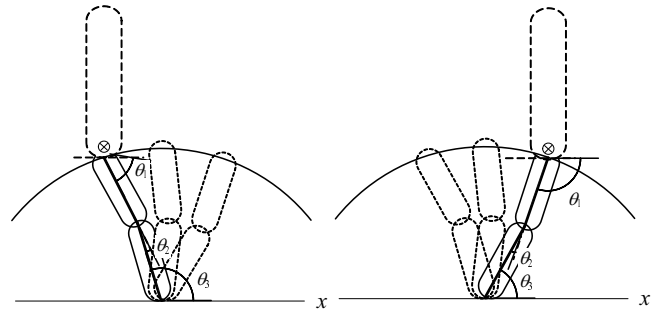
図 7.7(b) のように、支点から股関節までの距離 (N) は余弦定理を用いて以下のように表される。



(a) 重心および股関節が円弧上の軌跡をとる歩行動作



(b) 上肢の運動



(c) 立脚の運動

図 7.7: 一定速度歩行の概要

$$N = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos(\pi - \theta_2)} \quad (7.14)$$

足先から重心までの距離 (L) は、図 7.8 の足先から股関節までの距離 (N) を用いて次のように表される。

$$L = \frac{0.55}{0.53} N \quad (7.15)$$

図 7.7 中の x 方向へ比較的遅めの一定速度歩行を考える。一例として、上肢と遊脚を含めた重心の x 軸方向への移動速度を、 $\dot{x}_G = 0.80 \text{ m/sec}$ とする。重心位置の x 方向成分は、移動速度の時間積分であり、 $x_G = 0.80t + c \text{ m}$ (c : 初期位置) と表される。図 7.7(b) において、足先と重心の角度を $\theta \text{ rad}$ とすると、重心位置が求まる。重心位置 ($[x_G, z_G]^T$) は、足先と重心までの距離 (L) およびその角度 (θ) を用いて次式で表される。

$$\begin{bmatrix} x_G \\ z_G \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L \sin \theta \\ L \cos \theta \end{bmatrix} \quad (7.16)$$

足先と股関節の角度 (θ) から、股関節の角度 (θ_1) は膝関節角度 (θ_2) を用いて次のように表される。

$$\begin{aligned} \theta &= \sin^{-1}\left(\frac{x_G}{L}\right) \\ L \sin \theta &= N \sin(\theta + \alpha) \\ \theta_1 &= \frac{\pi}{2} + \theta + \alpha - \frac{1}{2}\theta_2 \end{aligned} \quad (7.17)$$

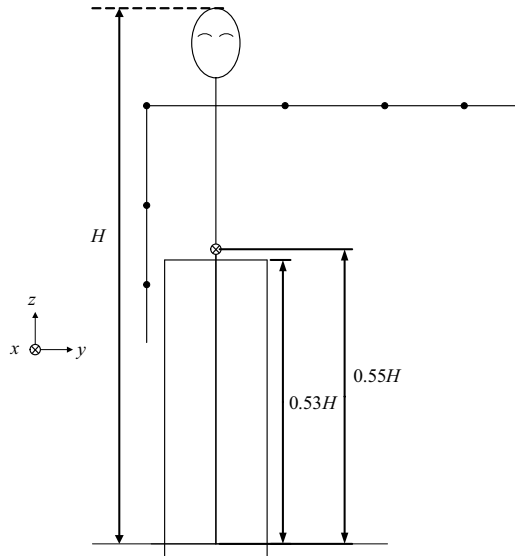


図 7.8: 一般的なヒトの地面から股関節と重心までの距離

図 7.7(b) 中の角度 α は、足関節から重心までの角度と足関節から股関節までの角度の差分である。歩行時の股関節角度 (θ_1) によりこの角度は変化する。次に、一定速度 (\dot{x}_G) で歩行する場合の、円弧上の軌跡を描く重心の運動と床反力について論じる。重心に集中する上体と遊脚の質量の和 (M) と、重心にかかる抗力の大きさ (F) の関係は、次のように表される。ただし、 $v = \sqrt{(\dot{x}_G^2 + \dot{z}_G^2)}$ とする。

$$M \frac{v^2}{L} = Mg \cos \theta - F \quad (7.18)$$

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \sin \theta \\ F \cos \theta \end{bmatrix} \quad (7.19)$$

床反力 (F) と下肢の筋肉によるアクチュエータトルク (T_{leg}) の関係は、第 7.1 節の式 (7.4) となる。

7.3.4 立脚中の片脚の運動特性

本節では、図 7.7(c) に示した、立脚が円運動を行うために必要な関節トルクをラグランジュの運動方程式を用いて計算する。

先述の通り、 x 方向への一定速度歩行時の膝関節角度 θ_2 は一定と仮定したため、膝関節の角速度と角加速度はゼロになる。ゆえに、立脚中の膝関節と足関節にかかる回転トルク (τ_2, τ_3) は、それぞれ次のように記述される。

$$\begin{aligned} \tau_3 = & \left(I_2 + m_2 l_{g2}^2 + I_1 + m_1 (l_2^2 + l_{g1}^2 + 2l_2 l_{g1} \cos \theta_2) \right) \ddot{\theta}_3 \\ & + g \left(m_2 l_{g2} \cos \theta_3 + m_1 \{ l_2 \cos \theta_3 + l_{g1} \cos(\theta_3 + \theta_2) \} \right) \end{aligned} \quad (7.20)$$

$$\tau_2 = \left(I_1 + m_1 (l_{g1}^2 + l_2 l_{g1} \cos \theta_2) \right) \ddot{\theta}_3 + m_1 l_2 l_{g1} \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_2 + g m_1 l_{g1} \cos(\theta_3 + \theta_2) \quad (7.21)$$

表 7.3: 一定速度歩行の数値計算例に用いる変数

上肢と遊脚の質量の和 : M	50.34 [kg]
歩行時の膝関節角度 : θ_2	0.174 [rad]
股関節の初期位置 : $[x, z]^T$	$[L \cos(\frac{2}{3}\pi), L \sin(\frac{2}{3}\pi)]^T$ [m]
重心の x 軸方向の速度 : \dot{x}_G	0.80 [m/sec]

前節までの論述と同様に、リンクの長さ・質量および重心までの距離がそれぞれ等しいと仮定した場合の関節トルクは次式で表される。ここで、膝関節角度 ($\theta_2 = 0.1745$ rad) とする。

$$\tau_3 = m \left(r^2 + 2.6515l^2 \right) \ddot{\theta}_3 + gml \left(\frac{1}{2} \cos \theta_3 + \left\{ \cos \theta_3 + \frac{1}{2} \cos(\theta_3 + 0.1745) \right\} \right) \quad (7.22)$$

$$\tau_2 = m \left(\frac{1}{4} r^2 + 0.8257l^2 \right) \ddot{\theta}_3 + 0.0868ml^2 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{2} gml \cos(\theta_3 + 0.1745) \quad (7.23)$$

歩行中の膝関節の関節角度 (θ_2) が一定であると仮定したため、各関節トルクは足関節角度、足関節角速度と角加速度 ($\theta_3, \dot{\theta}_3, \ddot{\theta}_3$) を変数に持つ。これより、立脚の運動に伴う関節トルクは、先述の一方向への伸縮運動と同様に簡単な関数で記述された。この膝関節・足関節の関節トルクの足関節角加速度・角速度に対する依存性を数値計算し、関節トルクの非線形性を評価する。

上肢は歩行動作中に真っ直ぐに立っていると仮定し、任意の姿勢 $\theta_3 = \frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{3}, \frac{\pi}{2}, \frac{2}{3}\pi$ rad を想定した。本論文で着目する一定速度歩行は、速い動きではないため関節トルクも比較的小さくなるが、先述の鉛直方向からの着地動作と同じの関節角速度・角加速度を想定した。すなわち、足関節角加速度と角速度を、それぞれ $\ddot{\theta}_3 = \pm 100.00$ rad/sec², $\dot{\theta}_3 = \pm 100.00$ rad/sec に設定した。2 リンクレッグと上肢の質量などの定数は表 7.1 と以下の表 7.3 の値を用いた。数値解析には MATLAB を使用し、5 点の姿勢における 100 点の関節トルクの足関節角加速度 ($\ddot{\theta}_3$) および足関節角速度 ($\dot{\theta}_3$) に対する依存性を計算した。数値計算結果を図 7.9 に示す。

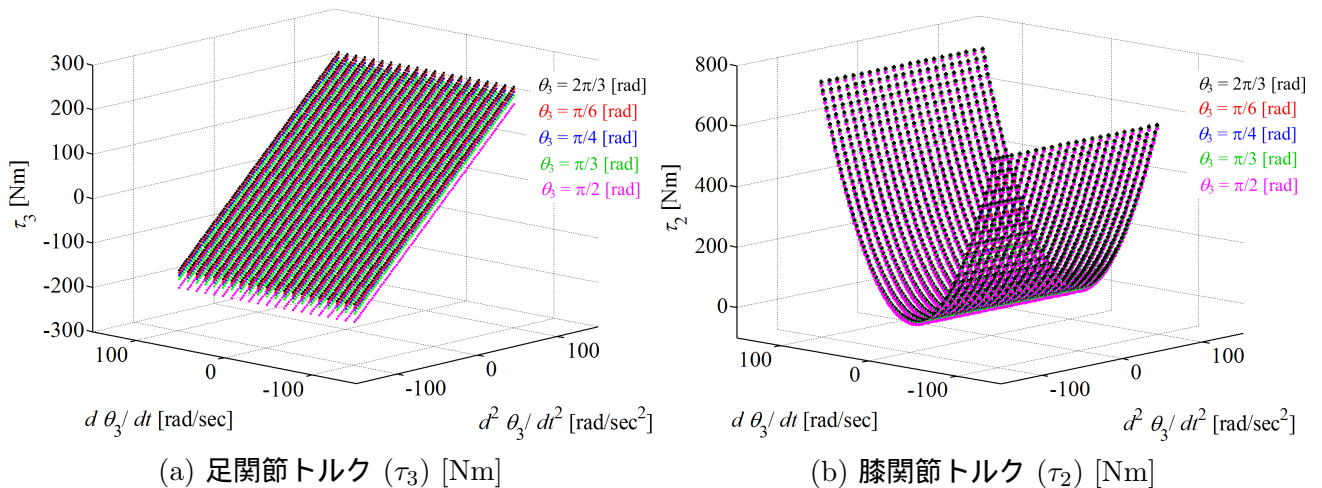


図 7.9: 立脚の運動に伴う関節トルクの足関節角加速度と角速度に対する依存性

図 7.9 より、足関節トルク (τ_3) は足関節の角加速度 ($\ddot{\theta}_3$) を主とした関数であり、膝関節トルク (τ_2) は足関節の角速度の二次関数 ($\dot{\theta}_3^2$) を主とした関数である。これより、立脚の運動に必要な関節トルクの

非線形性が簡単なことが示された。この簡単な特性は、歩行中の膝関節角度を一定にしたことが大きく関係している。これは、ヒトの歩行中の運動特性に着目した結果である。

以上より、ヒトの基本動作である歩行を定式化すると、先述の伸縮運動時の特性に近いことが示された。よって、ヒトの持つリンク長と関節の回転半径が等しいという構造的特徴と、一関節・二関節の協調的同時駆動を生かした先端力制御および、動特性が影響する簡単な関節の補償トルクの重ね合わせにより、一定速度歩行の制御が簡単に実現する。本論文で着目するヒトの構造的特徴と一関節・二関節の協調的同時駆動は、ロボットの歩行の制御を簡単化するために役立つと考えられる。

7.4 数値解析に基づく一定速度歩行時の関節トルクの特

7.4.1 比較的低速な一定速度歩行

前節までの定式化を利用して一定速度歩行を数値解析し、その特性を評価する。初めに、比較的遅い速度 ($\dot{x}_G = 0.80$ m/sec) で歩行する場合の運動特性を計算した。解析に必要な変数は、表 7.1 および表 7.3 の値を使用した。数値解析のタイムステップを 0.010 sec とし、立脚が地面に接地してから離れるまでの時間を 1.00 sec とした。片脚が地面に着地してから蹴り出すまでの 1 ステップの運動特性を以下の図 7.10 に示す。

図 7.10(a) は体全体の重心位置および股関節位置の時間軌跡である。重心と股関節は、表 7.3 に示した初期位置から $+x$ 方向に進み、図 7.10(a) に示すように円弧上の軌跡を描く。図 7.10(b) は、股関節で受ける床反力の時間変化である。図 7.10(c) は地面を踏む力を発生させる 3 つのアクチュエータトルクの時間変化と、アクチュエータトルクの和から構成される股関節・膝関節トルクの時間変化である。図 7.10(d) は、立脚中の脚の移動に必要な膝関節・足関節の回転トルクの時間変化である。また、図 7.10(e) に足関節から重心までの角度と足関節から股関節までの角度の差 (α) の時間変化を示す。さらに、図 7.10(f) に歩行中の立脚の移動に伴う関節トルクの足関節の角加速度と角速度に対する依存性を示す。

これより、体全体の重心位置と股関節の位置に近いヒトが、膝関節の角度を一定を保ちながら一定速度歩行をする場合は、床反力の方向が足関節 (踵) と股関節を結んだ方向に非常に近くなるが見取れる。これは、一本の立脚の質量に対して上体と遊脚の質量が十分に大きいからであり、歩行中の床反力に対するアクチュエータトルクの制御は、第 7.2 節で論じた支点と先端を結んだ方向への力を発生するパターンを基準に、力の方向に応じてトルクを微調整することで実現出来ると考えられる。

7.4.2 歩行速度を上げた場合

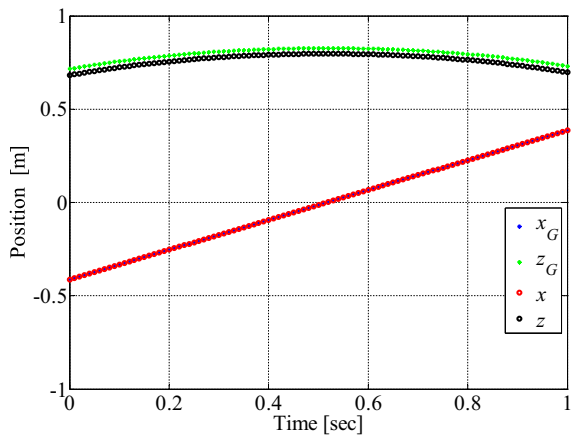
次に、速歩きをする場合の運動特性を図 7.11 に示す。歩行速度は $\dot{x}_G = 1.20$ m/sec とした。歩行速度が上がると床反力が大きくなり、それに関するアクチュエータトルクが大きくなる。同様に、立脚の伴うトルクも大きくなる。一方、重心位置と股関節位置の差は歩行速度に大きく依存しないため、図 7.11(e) に示す角度 (α) は低速での歩行時と大きく変わらない。これは、床反力を制御するためのアクチュエータトルクが、 j 歩行速度によらず支点と先端を結ぶ方向へ力を発生させるパターンの微調整で実現することを意味する。

7.4.3 左右両脚で 4 ステップ進んだ場合

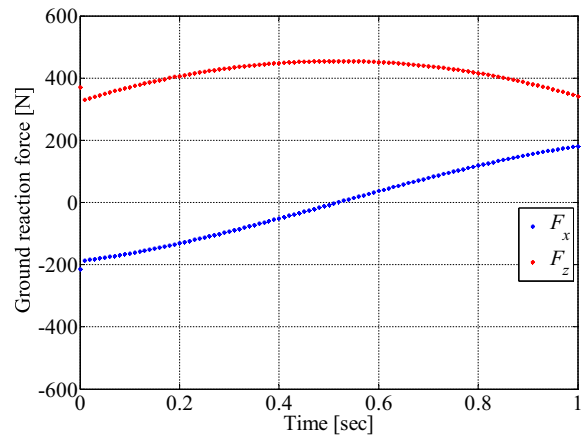
次に、両脚で計 4 ステップ進む時の運動特性を数値的に求めた。歩行速度は $\dot{x}_G = 0.80$ m/sec とした。立脚が着地してから地面を離れるまでを 1 秒間とし、立脚が地面に着地してから 0.8 秒後にもう片方の脚が地面に着地するようにして、両脚が地面に着いている両脚支持期を考えた。両脚支持期の時間は 0.1 秒間である。解析結果を図 7.12 に示す。

遊脚が着地し、両脚支持期になる瞬間に床反力が大きく変動し、関節トルクも大きく変動している。これは、両脚支持期を第 7.4.1 節の 1 ステップ時の運動特性の重ね合わせて 4 ステップの歩行動作を考えたことに由来する。ここでも重心位置と股関節位置の関係が一定であることから、図 7.12(e) に示す角度 (α) は小さいことが特徴的である。

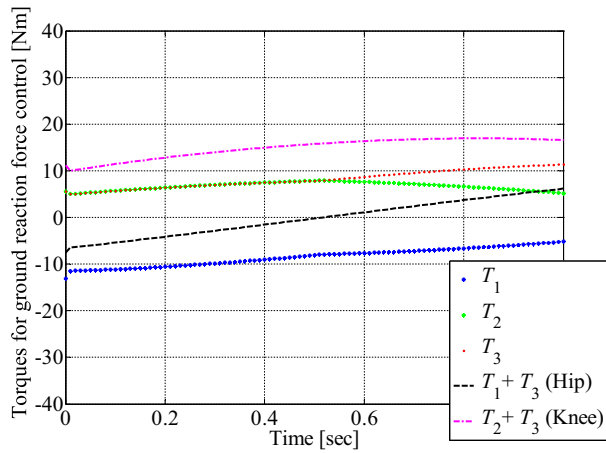
以上より、歩行時の運動特性の定式を用いた数値解析から、床反力の方向が足関節と股関節を結ぶ軸と非常に近いことが確認された。この特性から、一定速度歩行の運動特性は前章までの伸縮運動に近い特性を持つことが解析的に示された。



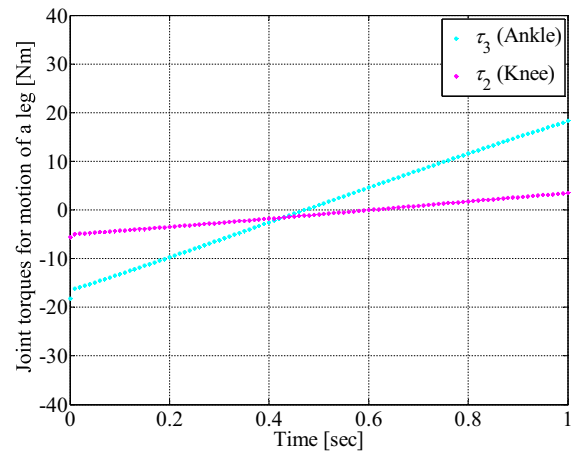
(a) 重心と股関節の軌跡 [m]



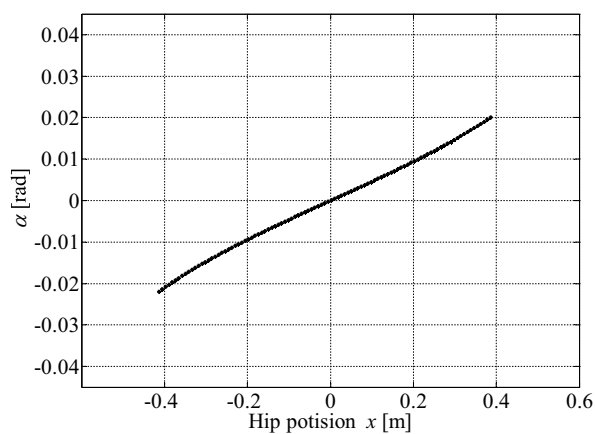
(b) 上体と遊脚を運ぶための床反力 (F_x, F_z) [N]



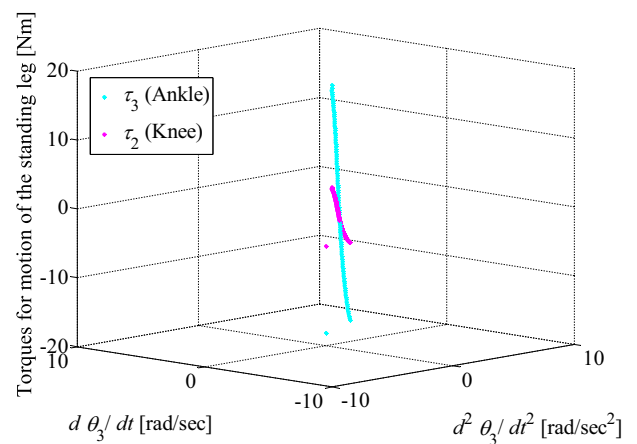
(c) 床反力に伴うアクチュエータトルク ($T_1, T_2, T_3, T_1 + T_3, T_2 + T_3$) [Nm]



(d) 立脚の運動に伴う関節の回転トルク (τ_3, τ_2) [Nm]

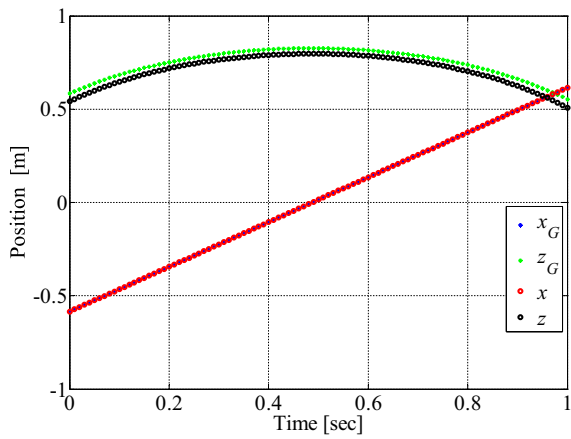


(e) 足関節から重心までの角度と足関節から股関節までの角度の差 (α) [rad]

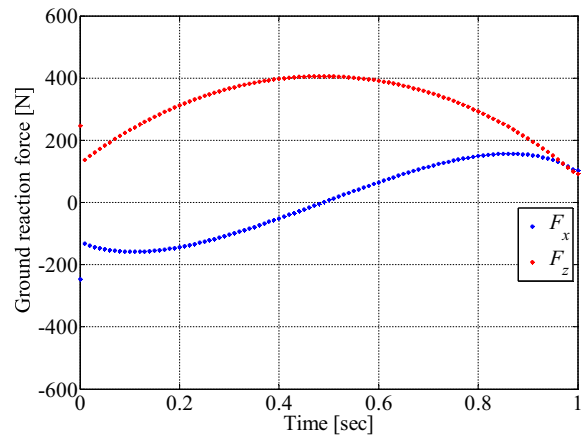


(f) トルク τ_3, τ_2 の股関節角加速度 ($\ddot{\theta}_3$) と角速度 ($\dot{\theta}_3$) に対する依存性 [Nm]

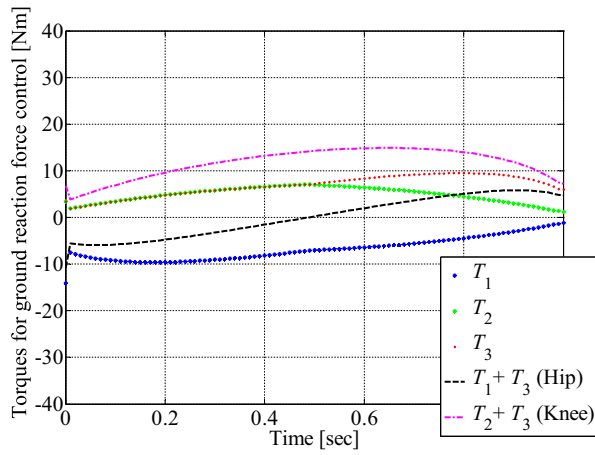
図 7.10: 一定速度歩行時の運動特性 ($\dot{x}_G = 0.80$ [m/sec])



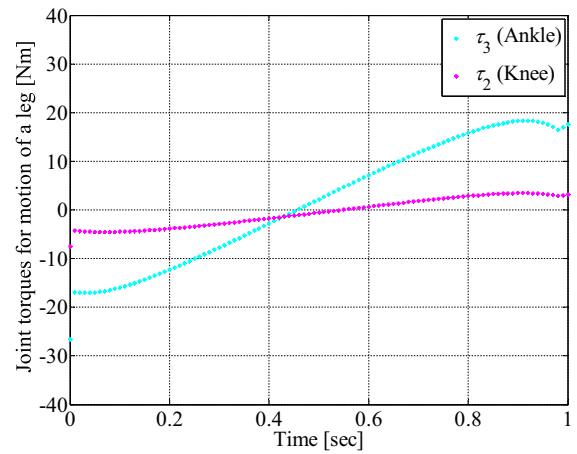
(a) 重心と股関節の軌跡 [m]



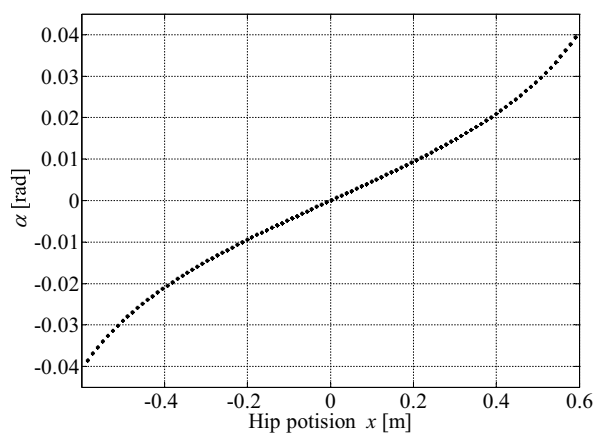
(b) 上体と遊脚を運ぶための床反力 (F_x, F_z) [N]



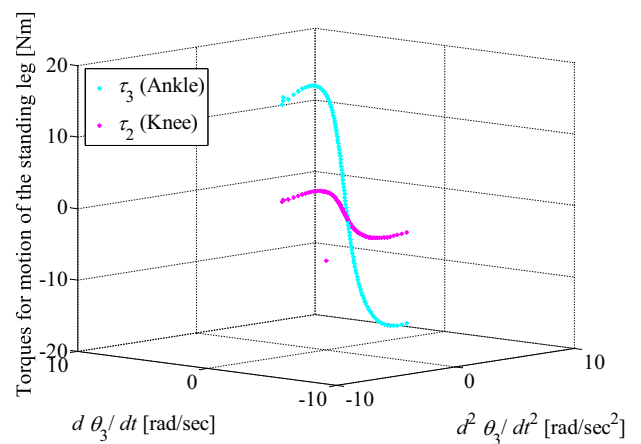
(c) 床反力に伴うアクチュエータトルク ($T_1, T_2, T_3, T_1 + T_3, T_2 + T_3$) [Nm]



(d) 立脚の運動に伴う関節の回転トルク (τ_3, τ_2) [Nm]

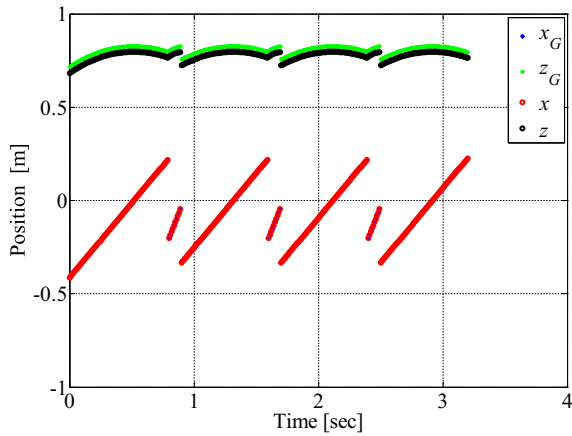


(e) 足関節から重心までの角度と足関節から股関節までの角度の差 (α) [rad]

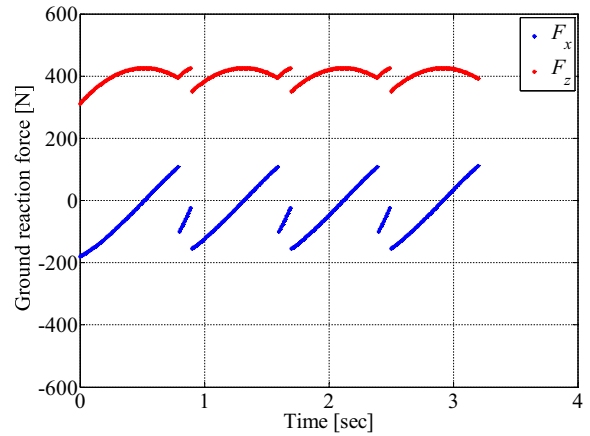


(f) トルク τ_3, τ_2 の股関節角加速度 ($\ddot{\theta}_3$) と角速度 ($\dot{\theta}_3$) に対する依存性 [Nm]

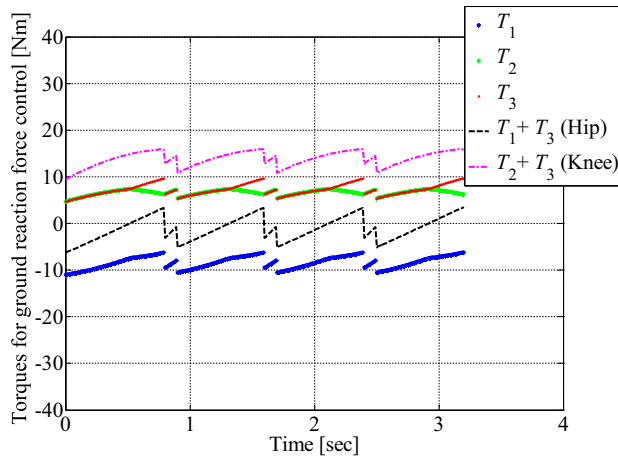
図 7.11: 一定速度歩行時の運動特性 ($\dot{x}_G = 1.20$ [m/sec])



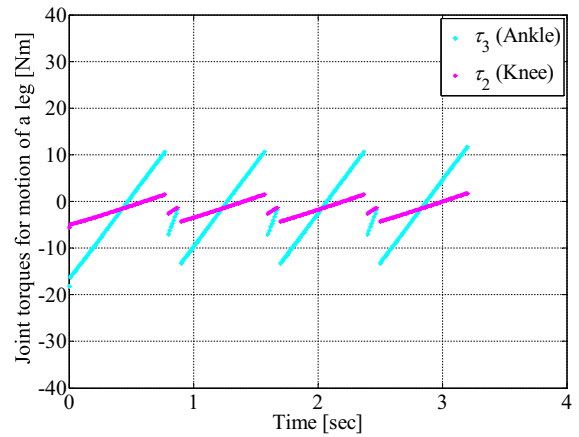
(a) 重心と股関節の軌跡 [m]



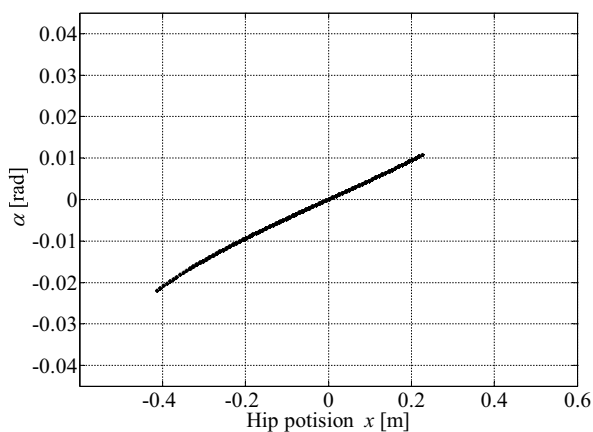
(b) 上体と遊脚を運ぶための床反力 (F_x, F_z) [N]



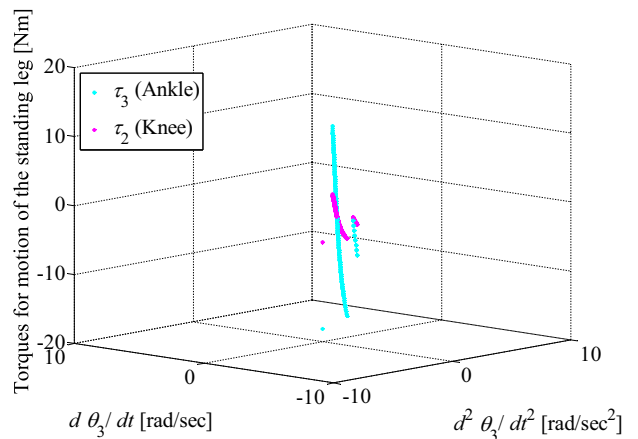
(c) 床反力に伴うアクチュエータトルク ($T_1, T_2, T_3, T_1 + T_3, T_2 + T_3$) [Nm]



(d) 立脚の運動に伴う関節の回転トルク (τ_3, τ_2) [Nm]



(e) 足関節から重心までの角度と足関節から股関節までの角度の差 (α) [rad]



(f) トルク τ_3, τ_2 の股関節角加速度 ($\ddot{\theta}_1$) と角速度 ($\dot{\theta}_3$) に対する依存性 [Nm]

図 7.12: 一定速度歩行時の運動特性 ($\dot{x}_G = 0.80$ [m/sec], 4 ステップ)

7.5 柔軟な床反力の制御とアクチュエータトルクの微調整に着目した 一定速度歩行の簡単な制御の提案

前節までの考察を基に、外乱力補償を備えた伸縮運動の制御を拡張させた歩行制御を提案する。提案システムのブロック線図を図 7.13 に示す。支点と先端を結ぶ方向への伸縮運動の場合、先端力を決めるアクチュエータトルクパターンが一定であったが、歩行の場合は足関節から重心に向かう床反力の方向と足関節と股関節を結ぶ方向に角度 α だけ差がある。ヒトの筋電図結果に着目すると、角度 α は股関節の一関節筋のトルク T_1 と二関節筋のトルク T_3 をそれぞれ変化させる範囲内にある。このことに着目し、各筋肉の筋出力の微調整と先端力の方向の微調整の関係を備えるという仮定の下で柔軟な力制御を利用した歩行制御を提案する。

床反力の進行方向成分 (F_x) を股関節位置の x 成分と仮想粘弾性 (K, B) を用いた関数で表し、角度 α を用いてそれぞれのアクチュエータトルクに加算する。 α の正負により T_1 または T_3 の調整を切り替える。歩行中の角度 α の変化は非常に小さくほぼ 0 rad である。

提案システムによる床反力制御のための関節トルクは、伸縮運動時の床反力制御に変化する先端力の方向を補償するトルクを重ね合わせたものであり、前節の理論式から求めた関節トルクと値が異なる。そこで、提案システムを用いた場合の床反力制御のための関節トルクを数値計算した。加えて、このトルクと第 7.3 節の理論式に基づくトルクの差を確かめるため、二つのトルクの差分を理論式から求めたトルクで割った値の時間変化を求めた。計算には MATLAB と Simulink を併せて使用した。それぞれの計算結果を図 7.14 に示す。

初めに、図 7.14(a) が提案システムから求めた床反力を制御するためのアクチュエータトルクである。前節の図 7.10(c) と比較すると、二つがかなり近い特性を持つことが示された。図 7.14(b) に示す通り、二つのトルクの誤差は非常に小さい。ゆえに、第 6 章で有効性を実験的に示した提案手法に基づく先端力制御を利用すると、伸縮運動を実現するアクチュエータトルクパターンと角度 α に依存した先端力の方向変化を補償するトルクに基づく関節トルクと、第 7.3 節の理論式から求めたトルクの差は、先述の力制御を用いて十分補償出来ると考えられる。足関節から重心までと足関節から股関節までの角度の差 α は、ヒトの構造的特徴により定まっており、解析で示したように歩行速度を変えても大きく変化しない。よって、ヒトの構造的特徴であるリンク長が等しいことと、一関節・二関節の協調的同時駆動の特徴に基づいて提案した伸縮運動の制御に、角度 α に依存した先端力の方向変化を補償するトルクを加えることで、歩行動作が簡単に実現すると考えられる。

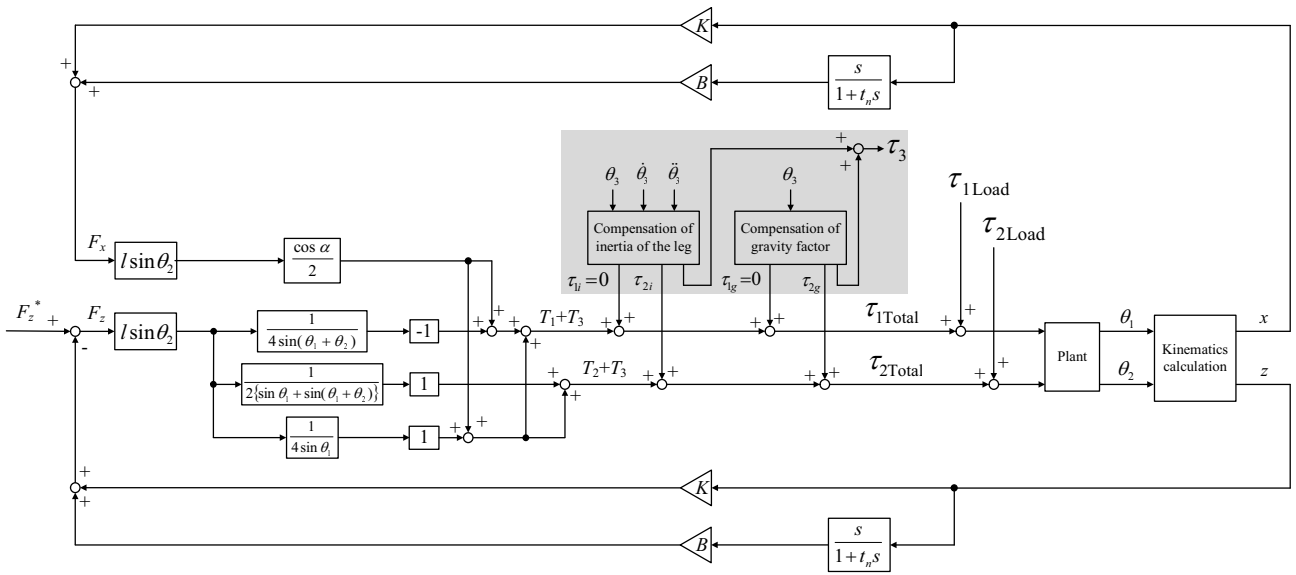
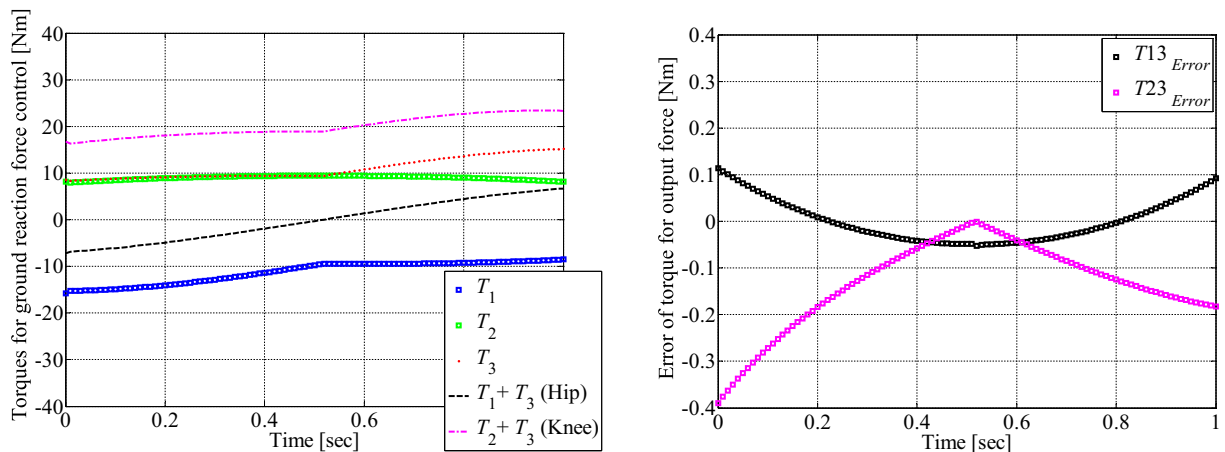


図 7.13: 柔軟な外乱力補償を持つ伸縮運動の制御を拡張した簡単な一定速度歩行制御のブロック線図



(a) 図 7.13 の提案制御から求めたアクチュエータトルク [Nm] (b) 提案制御から求めたアクチュエータトルクと理論式から求めたアクチュエータトルクの誤差

図 7.14: 提案する簡単な歩行制御と実際の歩行動作の理論式に基づくアクチュエータトルクの差

7.6 本章のまとめ

本章では、ヒトの下肢の構造と運動特性を理論的に解析し、上肢と同様にリンクの長さが等しいなどのヒトの構造的特徴と一関節・二関節の協調的同時駆動を考慮した、柔軟かつ簡単な外乱力補償を持つ基本動作の制御を提案した。

ヒトは下肢にも二関節筋を持っているため、第3章と第4章の論考から、上肢と同様に支点と先端を結ぶ方向への伸縮運動を簡単に行っている考えられる。そこで、鉛直落下からの着地運動の特性を理論的に論考した。

上体を安定させるための床反力の制御特性と、地面に着地後の足関節と膝関節トルクをそれぞれ定式化して評価した。下肢の場合、足裏が地面と平行に接地した後に滑らないことと、着地動作中に上肢が傾かないことを仮定すると、着地動作中の床反力の方向を常に鉛直上向きにすることが出来る。よって、床反力制御のために二関節同時駆動を考慮した一定のアクチュエータトルクパターンが適用出来ることが示された。加えて、リンク長が等しい下肢の運動に伴う関節トルクが簡単な非線形性であることを数値的に示し、上肢と同様に補償トルクとして扱えることを示した。以上より、鉛直落下からの着地動作の制御が、上肢の伸縮運動の制御と同様に簡単であることを利用し、床反力を柔軟に制御する着地運動の制御を提案した。

次に、伸縮運動と同じくヒトの基本動作である、歩行の運動特性について理論的に考えた。ヒトは、体全体の重心と股関節の位置が近い身体的特徴を持ち、歩行中にそれぞれが円弧上の軌跡を描く。この運動特性を考慮し、一定速度歩行時の床反力の特性と、地面に接地している立脚の移動に伴う関節トルクを定式化して評価した。

歩行時に膝関節の角度が大きく変化しないことに着目すると、立脚の移動に伴う関節トルクが伸縮運動と同様に簡単な非線形性を持つことが、理論式と数値解析より明らかになった。これより、ヒトのリンク長と関節の回転半径が等しい構造的特徴と、二関節同時駆動の思想を利用した伸縮運動時のアクチュエータトルクパターンと力の方向を微調整するためのトルク補償および、柔軟な外乱力の補償を加えることで、床反力を簡単に制御しながら歩行を実現する可能性が示せた。

第8章 結論と今後の課題

8.1 結論

本論文では、人間を手助けするためのロボットの四肢の運動制御を単純化する目的で、ヒトの特徴を考慮した基本動作を工学的に解析した。

第1章では、生物の筋骨格構造と従来のロボットの構造の違いを定性的に論じ、筋骨格構造に着目した既存研究をまとめた。そして、ロボットの運動制御を単純化する観点から、ヒトの筋骨格構造と運動制御特性の関係を理論的に論述することと、それらの工学的な優位性を見出すという本論文の目的を述べた。

第2章では、研究の背景として二関節筋と筋骨格構造を備える生物の特徴をまとめた。ヒト等の多くの生物は二関節を同時に駆動する二関節筋と呼ばれる特徴的な筋肉を持ち、二関節筋と一関節を駆動する一関節筋の協調活動により、先端で発生する力を制御している。この構造は、各関節にヒトの一関節筋に相当するアクチュエータを備え、各関節を独立的に制御する従来のロボットの構造と異なる。ヒトが先端で発生する力と各筋肉の筋電位の関係から、筋骨格構造の特徴を述べた先行研究 [6], [7] などを紹介した。

第3章では、ヒトの持つ一関節・二関節の協調的同時駆動を数学的に表現し、先端力と各筋肉の出力による関節の回転トルクとの関係を定式化して論じた。

はじめに、ヒトの構造的特徴として、腕の各リンクの長さとは各関節の回転半径が等しいことに着目した。そして、基本動作として頻繁に行っている支点と先端を結んだ方向への力の発生に着目した。この二つの条件の下では、支点と先端を結ぶ力の発生のための一関節・二関節同時駆動用のアクチュエータの制御が特異的に簡略化出来ることを導いた。この特徴はヒトの筋電図測定結果と一致し、ヒトが一関節筋と二関節筋の協調活動による合理的な先端力制御を行っていることを理論的に示した。

また、一関節・二関節同時駆動の筋骨格の特徴の数学モデルを用いて、支点と先端を結ぶ方向の力を最大化するための各筋肉の出力を最適化する問題を利用して先端力と筋出力の関係を数値的に記述した。数値計算の結果は、ヒトの構造的特徴と一関節・二関節の協調的同時駆動を考慮した支点と先端を結ぶ方向の力の理論式に基づく計算と一致し、導いた理論式の整合性を確かめた。

そして、2リンクアームの先端で発生する力と先端の剛性のそれぞれに関して、二関節同時駆動の有無による特性の相違を数学的に示した。先端で発生する力の特性の相違から、外乱に対する補償の相違を定性的に述べた。また、二関節筋の存在が剛性を高め外乱に強くすることを示した。

第4章では、ヒトの基本動作としての曲げ伸ばし運動に着目し、腕の質量や慣性および重力の影響を考慮した運動時の関節トルクを定式化して論じた。

第3章と同じくヒトのリンクの長さとは各関節の回転半径が等しいという構造的特徴に着目し、さらにリンクの質量が等しいという仮定を置き、伸縮運動時の関節トルクの特徴を数学的に導いた。一般的な運動に必要な関節トルクは複雑な非線形性を持っているが、ヒトの特徴に学んだ伸縮運動においては、肩関節と肘関節の回転トルクがそれぞれ肩関節角加速度の一次関数と肩関節角速度の二次関数を主とした

特性を持つ。よって、腕を曲げ伸ばしするために必要な関節トルクの非線形性が簡単であることを数値的に示した。ゆえに、このトルクの非線形性は容易に補償出来るため、ヒトは自身の構造的特徴を生かして頻繁に行う伸縮動作を簡単に実現していることが明らかになった。

第5章では、生物の柔軟性を仮想的なバネ・ダンパで再現した電磁アクチュエータの力制御を利用し、第3章で導いたヒトの力制御特性と組み合わせた柔軟かつ簡単な外力の補償を考えた。

一関節・二関節の協調的同時駆動の発想と柔軟性を組み合わせると、四肢の曲げ伸ばし運動が支点と先端を結んだ軸に仮想的なバネ・ダンパを備えた柔軟な運動と考えられる。その支点と先端を結ぶ方向の力は、一定のアクチュエータトルクパターンを用いて簡単に定められる。そこで、鉛直方向への力を指令とし、第4章で述べた腕や脚の運動に伴う関節トルクを補償トルクとして先端力制御に伴う関節トルクに足し合わせ、鉛直方向の外乱力を粘弾性を用いて柔軟かつ簡単に補償する伸縮運動の制御を提案した。外乱力に対する粘弾性は仮想バネ・ダンパの粘弾性係数をソフトウェアで簡単に変更出来る。

上肢では、肩の一関節筋と二関節筋により肩関節を引っ張り合うことで鉛直方向の力の発生を安定に実現している。想定外の任意の方向からの外乱力を受けた場合に、これらの筋出力の微調整の思想を持つ簡単な外乱力補償を提案した。二関節同時駆動の思想を持たない機構の場合は、任意の方向からの外乱力を簡単に補償した伸縮運動が実現しないことを理論的に示し、二関節同時駆動の思想を取り入れることの重要性を明確化した。

第6章では、提案した先端力制御と非線形項を持つ補償トルクを組み合わせた伸縮運動制御を実験機に実装し、性能の評価を論じた。

初めに、第3章で論じた理論式に基づくアクチュエータトルクパターンを用いた力制御を試験機に実装し、先端で発生する力の測定を通じて実測値と理論値との整合性を確認した。

次に、第5章で論じた二関節同時駆動を考慮した簡単な外乱力の制御を試験機に実装し、提案システムの有効性を実証した。提案システムは粘弾性をソフトウェアで簡単に調整出来るため、粘弾性係数の違いによる外乱力補償特性の違いを評価した。そして、二関節同時駆動を持たない場合の外乱力の補償特性を実験的に評価し、理論で述べた二関節同時駆動を考慮することの重要性を示した。

また、第4章で論じた、補償トルクを用いた伸縮運動のフィードフォワード制御を試験機に実装し、ヒトが頻繁に行う伸縮運動の簡単な実現を試みた。実験機のリンクの質量は異なっているが、関節トルクの非線形性は先述のリンクが等しい場合と同様の簡単な傾向を持つ。この理論的考察を基に伸縮運動のフィードフォワード制御を行ったが、製作した試験機の構造上の問題と想定していなかった摩擦等の外乱が原因で実現出来なかった。この問題は製作した試験機が持つ悪い特性が主な原因であり、本論文の実験の目的とは別の議論となるため、試験機に一定速度フィードバック制御を実装した際の運動特性を分析するに止めた。

第7章では、二関節筋を持つヒトの下肢を対象とした伸縮運動の運動特性を理論的に解析した。加えて、上肢と同様に柔軟な外乱力補償を考慮した簡単な伸縮運動の制御を提案した。また、ヒトの歩行動作と二関節筋の関係を明確化する目的で、歩行の運動特性を理論的に検討した。

上肢と同様に下肢のリンクの長さや関節の回転半径を等しくすると、着地などに必要な鉛直上向きの床反力が一関節・二関節の協調的同時駆動の思想に基づく簡単なアクチュエータトルクパターンを用いて制御できることを定式化から導いた。また、下肢の運動に伴う関節トルクについて上肢と同様に定式化を行い、非線形性を数値的に確認した。足裏が地面に着いた状態で伸縮をするために必要な足関節と膝関節の回転トルクは、それぞれ足関節の角加速度の一次関数と、角速度の二次関数を主とした簡単な非線形性を持ち、補償トルクとして簡単に考えることが出来る。下肢においても基本動作である屈伸・着地などの伸縮運動が、リンクの長さが等しいという構造的特徴と、一関節・二関節の協調的同時駆動の思想を考慮することで、上肢と同様に簡単な制御で実現することを示した。

また、ヒトの重心位置や各部分の構造と歩行時の運動特性をモデル化し、床反力の方向と、立脚の運動に必要な関節トルクの定式化を行った。歩行時の重心と股関節の軌跡が円弧上であることや、それぞれの地面からの位置関係を理論的に考察すると、ヒトは上体の質量が大きく、体全体の重心と股関節の位置が近いこと、上体の運動を制御する床反力の方向が足関節と股関節を結ぶ方向に近いことを定式化から導いた。これより、床反力の制御が伸縮運動時の力の制御と似ていることが分かった。

運動特性が伸縮運動に近い場合は、先述の通り二関節同時駆動の思想により運動制御が特異的に簡単になる可能性を持つ。そこで、伸縮運動時の柔軟かつ簡単な外乱力の制御を有効的に活用した簡単な歩行制御を提案した。

本章では本研究の内容を総括し、問題点を今後の課題として整理した。

要するに、本論文は従来医工学連携の中で一部の研究者が熱心に主張してきた、多くの生物が持つ二関節筋の存在が腕・脚の運動制御にもたらす利点を数式と理論解析から詳細に吟味し、具体的にロボットの腕・脚の運動制御に利用することを論考した。二関節筋の利点をロボットの腕・脚の運動制御に利用するためには、二関節筋の存在のみならず、多くの哺乳類が進化の結果獲得してきた構造上の特徴と、日常多用する伸縮運動に着目した解析の重要性を示した。具体的に、腕・脚の伸縮における先端力の発生や、動的挙動における慣性・重力の影響の制御則が、顕著に簡略化されることを数理的に明確にした。そして、2リンクのロボットを用いてその有効性を明らかにし、かつ、実装上の問題をまとめた。

8.2 今後の課題

工学的観点から本論文で述べたヒトの構造的特徴に基づくロボットの腕や脚の製作と運動制御のために重要な課題を以下に述べる。

1. 本論文では、外乱力を補償する提案手法の実証のために減速機を設けないダイレクトドライブの試験機を製作し、その有効性を評価した。しかし、実際には小型でダイレクトドライブの回転型モータが発するトルクが小さいためにロボットの腕・脚の運動に不十分なところがある。

この問題を解決するためには、減速機を用いる・より大きなモータを用いる・電磁アクチュエータ以外の高出力アクチュエータを用いることなどが考えられる。一方、これらの方法は本論文で用いたダイレクトドライブのモータと比べて摩擦・アクチュエータ自身の指令-出力特性の間の非線形性および、外乱などの影響が大きくなることが予想される。また、理論式と数値解析で示した伸縮運動時の簡単な特性を持つ関節トルクを用いた伸縮運動のフィードフォワード制御においては、製作した試験機の構造・加工精度が影響する運動特性が理論と異なる外乱として大きく影響した。

ヒトなどの生物を考えると、第2章で述べたように筋肉の出力特性に非線形性があり、腕や脚の構造も理論で仮定した円柱形の剛体と異なり、様々な外乱を補償しながら伸縮運動を行っている。つまり、伸縮運動の理論で述べた運動特性以外の外乱を補償し、本論文で提案した制御の理論と組み合わせることが必要となる。生物が備えている運動時の外乱補償と、ロボットの腕・脚の運動に伴う外乱を考慮した構造と制御の設計を考えることは重要な課題である。

2. 本論文では、リンク長さなどの構造的特徴と上肢・下肢回りの筋出力に着目した先端力特性と関節トルク特性に基づく二次元平面の運動制御について述べた。実際の腕や脚の運動は、上肢・下肢回りの筋出力の制御にさらに上位系の制御が備わっている。上位系の制御とは、例えば腕や脚の先端を目で見ながら位置制御することや、多用する運動に必要な筋出力の制御を日常生活での経験に基づく学習制御で行っていることなどを意味する。本論文で述べた、一関節・二関節筋の筋出力の微調整と先端力方向の微調整の関係には、各筋肉がどれだけ収縮しているかを意味する

筋長の情報が含まれており、これはヒトが各姿勢において各筋がどれだけ収縮し、その時に発する収縮力の情報を備えているということも出来る。第7章で述べた歩行時の床反力制御に必要な補償トルクは、床反力の方向を時々刻々変化させるために姿勢の情報が必要である。このように、一関節・二関節の協調的同時駆動による力制御において、姿勢の情報を把握しているのかどうかを考えると力制御なのか位置制御なのか位置付けが難しい。

リンクの長さなどの構造的特徴は、力・位置制御のどちらかに関係せずに多用する伸縮などの基本動作の運動特性を簡単にする特徴である。四肢の運動制御のための二関節筋を考慮した筋出力制御によるアクチュエータの制御は、上位の制御系との位置付けを考えることが重要である。

3. 第4章では、ヒトの構造的特徴に着目することで基本動作である伸縮動作を行うための関節トルクの非線形性が簡単になることを述べたが、この関節トルクを発生させる一関節・二関節筋相当のアクチュエータトルクの詳細に考えることで、伸縮運動時のそれぞれの制御が簡単になる可能性がある。一例として、伸縮運動に必要な2つの関節トルクの成分の中で、同じものを二関節筋相当のトルクと仮定した場合の、3つのアクチュエータトルクの詳細を付録にて考察した。筋電図測定やその他の測定からヒトなどの生物の運動特性を詳細に知ること、運動時の3つのアクチュエータトルクの簡単な制御法を考えることが課題として挙げられる。

参考文献

- [1] 中川栄一, 伊藤雅則: 「ロボット工学概論」, 成山堂書店, 2005
- [2] “ものづくり白書”, 経済産業省, 2009
- [3] “Handy-1” (英)Rehab robotics 社
- [4] “ヒューマノイドヘルパープロジェクト ホームページ”,
http://www.rob-one.com/robo_help/robo_help2.html
- [5] “ロボットスーツ HAL CYBERDYNE 社ホームページ”,
<http://www.cyberdyne.jp/>
- [6] Minayori Kumamoto: 熊本水頼: 「ヒューマノイド工学 生物進化から学ぶ2 関節筋ロボット機構」,
東京電機大学出版局, 2006
- [7] 奈良勲, 熊本水頼, 内山靖, 畠直輝: 「二関節筋 運動制御とリハビリテーション」, 医学書院, 2008
- [8] Neville Hogan: “Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles,” IEEE Transactions on Automatic Control, Vol. AC-29, No. 8, pp. 681-690, 1984
- [9] Jacobs R, GJ van Ingen Schenau: “Control of an external force in leg extensions in humans”, J Physiol (Long) 457 pp. 611-626, 1992
- [10] 大島 徹 “腓腹筋の機能による跳躍メカニズム”
- [11] 門田 健志, 鈴木 健也, 深井 善朗, 小田 高広: “二関節筋装備基本モデル「HIPRO」 - VEA を用いたロボットアームによる二関節筋特性評価 -”, 精密工学会 生体機構制御・応用技術専門委員会 二関節筋実利用 Workshop, 2003
- [12] 小田 高広, 鴫田 守, 門田 健志, 鈴木 健也, 深井 善朗, 島田 耕吉: “協調制御モデル - 「二関節筋装備型ロボットレッグ」,” 精密工学会 生体機構制御・応用技術専門委員会 第4会例会, 2005
- [13] 新山 龍馬, 國吉 康夫: “非対称拮抗駆動と二関節筋をふくむ人工筋骨格系ロボットによる高所からの着地”, 第25回日本ロボット学会学術講演会, 1F27, 2007
- [14] 高山 仁志, 田熊 隆史, 細田 耕: “二関節筋を含めた筋骨格構造を持つロボットによる連続跳躍の実現,” JSME Conference on Robotics and Mechatronics, No. 08-4, 2P2-I17, 2008
- [15] 生物II 改訂版, 啓林館
- [16] 小池 康晴: 「表面筋電信号を用いた腕の運動制御に関する研究」, 東京工業大学博士論文, 1996
- [17] 吉田 憲吾: 「生物の筋骨格構造に基づくモーション制御に関する研究」, 東京大学博士論文, 2009

- [18] Sehoon Oh, Yasuto Kimura and Yoichi Hori : “Control Methodology for Reaction Force at Impact based Only on the Viscoelasticity of Muscles”, The 36th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, (IECON 2010), pp.1878-1883, (2010)
- [19] Takahiro Sugimoto, Hiroyuki Fukusho and Takafumi Koseki : “Calculation of the Maximum Force Distribution of an Index Finger by using Linear Programming Method”, International Symposium on Application of Biomechanical Control System to Precision Engineering, (ISAB2010), pp.210-215, (2010)
- [20] 藤川 智彦, 大島徹, 熊本水頼, 山本 倫久 : “上肢における拮抗する一関節筋および二関節筋群の協調活動とその機械モデルによる制御機能解析”, バイオメカニズム学会誌, No.13, pp.181-193, (1996) Biological Cybernetics, Vol.52, No.5, pp.315-331, Springer-Verlag, (1985)
- [21] Neville Hogan : “The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control”, Biological Cybernetics, Vol.52, No.5, pp.315-331, Springer-Verlag, (1985)
- [22] 有本 卓: 「新版 ロボットの力学と制御」, 朝倉書店, 2004
- [23] 三田 宇洋 : 「MATLAB/Simulink とモデルベース設計による 2 足歩行ロボット・シミュレーション」, サイバネットシステム株式会社, 2007
- [24] Cornelius Lanczos : “The variational principles of mechanics”, (4th Edition ed.), Dover Publications Inc.. p. 92, New York, 1970
- [25] 鈴木 武海 : 「一定むだ時間を考慮しサンプリングレートオブザーバの提案と汎用カメラの画像情報に基づくリニア同期モータの状態フィードバック制御」, 東京大学修士論文, 2008
- [26] 堀 洋一, 大西 公平: 「応用制御工学」, 丸善株式会社, 1998
- [27] 斎藤 太朗, 高木 建次 共訳 : “人体物理学 - 動きと循環のメカニズムを探る -,” NTS, P.18, 102, 120, (2009)
- [28] Yasuto Kimura, Sehoon Oh, Yoichi Hori : “Realization of Bi-articular Driven Robotic Arm with Planetary Gear Based on Disturbance Observer,” International Symposium on Application of Biomechanical Control System to Precision Engineering, (ISAB2010), pp.203-208, (2010)
- [29] Ivan Godler and Takashi Sonoda : “A Muscle-Like Actuator Named “Twist Drive”,” International Symposium on Application of Biomechanical Control System to Precision Engineering, (ISAB2010), pp.81-86, (2010)

本研究に関する発表文献

査読付き論文

1. 福正, 古関: 「ヒトのリンク構造と一関節駆動と二関節同時駆動の協調を生かしたロボットの曲げ伸ばし運動の制御」, 電気学会論文誌 D (査読中)
2. **H. Fukusho**, T. Sugimoto and T. Koseki: “Flexible and Simplified Motion Control of Engineering Robotic Legs Taking Advantage of a Human Evolution - Cooperative Simultaneous Actuation of Mono- and Bi-articular Muscles”, IET Research Journals, Control Theory & Applications (査読中)
3. 杉本, 福正, 古関: 「運動学的冗長性・筋冗長性を有するマニピュレータの出力及び加速度の線形計画法を用いた最大化手法の提案と工学的検証」, 日本ロボット学会誌 (査読中)
4. 福正, 杉本, 高田, 古関: 「二関節筋を生かしたロボットアームの伸縮運動制御実験」, 電気学会論文誌 (その他) (投稿準備中)

査読付き国際学会

1. **H. Fukusho**, T. Koseki, H. KIM and H. Shibata : “Design method and fundamental calculation of a light PM-type linear synchronous actuator for production large thrust”, International Conference on Electrical Machines and Systems (ICEMS 2006), DS4DF1-13, 2006
2. **H. Fukusho**, T. Koseki and H. KIM : “Flexible Motion Control of a Linear Synchronous Actuator with an Artificial Stiffness and Damping Factor for a Humanoid Robot,” Proc. International Symposium on Linear Drives for Industrial Applications (LDIA 2007), PS 2.7 (**Best Paper of the Poster Session**), 2007
3. **H. Fukusho**, T. Sugimoto, T. Koseki : “Control of a Straight Line Motion for a Two-Link Robot Arm Using Coordinate Transform of Bi-articular Simultaneous Drive,” The 11th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control (AMC 2010), NF-003069, 2010
4. **H. Fukusho**, T. Sugimoto, T. Koseki : “Control of a Straight Line Stretching Motion for a Humanoid Robot Taking Advantages of Cooperation with Biological Bi-articular Simultaneous Drive,” The 36th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, (IECON 2010), pp.1477-1482, (2010)

国際学会・シンポジウム

1. **H. Fukusho**, T. Koseki : “Control of a PM-type linear synchronous actuator for an artificial muscle with arbitrary stiffness and damping emulation,” The 8th University of Tokyo - Seoul National University Joint Seminar on Electrical Engineering, pp. 93-96, 2007

2. **H. Fukusho**, T. Koseki : “Coordinated control for a robot arm with bi-articular muscle mechanism,” The 9th University of Tokyo - Seoul National University Joint Seminar on Electrical Engineering, pp. 132-135, 2009
3. **H. Fukusho**, T. Sugimoto, T. Koseki : “Motion Control for a Humanoid Robot with Characteristics of Bi-Articular Simultaneous Drive,” The 10th University of Tokyo - Seoul National University Joint Seminar on Electrical Engineering, pp. , 2010
4. **H. Fukusho**, T. Sugimoto, T. Koseki : “Control of a Straight Line Motion for a Humanoid Robot using Characteristics of Bi-Articular Simultaneous Drive and Machine Learning Control,” International Symposium on Application of Biomechanical Control Systems to Precision Engineering (ISAB 2010), pp. 163-169, 2010
5. T. Sugimoto, **H. Fukusho**, T. Koseki : “Calculation of the Maximum Force Distribution of an Index Finger by using Linear Programming Method,” International Symposium on Application of Biomechanical Control Systems to Precision Engineering (ISAB 2010), pp. 210-215, 2010

国内学会・シンポジウム・研究会

1. 福正, 山本, 古関, : 「Halbach 永久磁石を利用した二関節駆動用アクチュエータの概念設計と基本特性の評価」, 平成 18 年電気学会全国大会, 5-050, pp. 59-60, 2006
2. 福正, 山本, 古関 : 「二関節筋電磁アクチュエータの磁気回路設計と静推力特性」, 第 18 回電磁力関連のダイナミクスシンポジウム, pp. 19-22, 2006
3. 福正, 古関 : 「ロボットアーム駆動用リニア同期アクチュエータの負荷力オブザーバを用いた剛性・減衰係数の制御」, 2006 年電気学会 リニアドライブ・半導体電力変換研究会, LD-06-73, 2006
4. 福正, 古関, 金 : 「生物の粘弾性を考慮したロボット用リニア同期アクチュエータの制御」, 電気学会リニアドライブ研究会, LD-07-14, pp. 69-72, 2007
5. 古関, 福正, 金 : 「電磁アクチュエータによる二関節筋機能代替の可能性と機会インピーダンス制御」, 精密工学会 生体機構制御・応用制御専門委員会第 10 回研究例会 招待講演, 2007
6. 古関, 福正, 金 : 「模擬生体電磁アクチュエータの提案と将来展望」, 2007 年精密工学会秋季大会シンポジウム 「精密工学への二関節筋力学系導入」 招待講演. 2007
7. 福正, 古関 : 「生体の二関節筋機構を取り入れたヒューマノイドロボットの静力学基礎計算」, 平成 21 年電気学会全国大会, 3-081, pp. 116-117, 2009
8. 福正, 杉本, 古関 : 「二関節筋を持つ 2 リンクロボットアームの動力学計算から見た二関節筋の特徴解析」, 精密工学会 生体機構制御・応用制御専門委員会第 16 回研究例会, pp. 14-17, 2009
9. 福正, 杉本, 古関 : 「生体の機構と特徴を取り入れたヒューマノイドロボットの動力学計算」, 平成 21 年電気学会産業応用部門大開, 2-73, 2009
10. 杉本, 福正, 古関 : 「生体の筋配列を有する多関節マニピュレータの先端出力分布特性」, 第 27 回ロボット学会学術講演会, 1K2-03, 2009

本研究に関する奨学金

1. ドイツ学術交流会 (DAAD) 奨学金 (2007-2008), 月 : 1000 ユーロ
2. グローバル COE, RA, (2008-2009), 月 : 180,000 円
3. 日本学術振興会 特別研究員 DC2, (2009-2011), 日本学術振興会 科学研究費補助金奨励研究 No.8937 「ヒューマノイドロボット用の柔軟性・粘弾性を持つアクチュエータの開発と制御」, 月 : 200,000 円, 特別研究奨励費 (年度) : 700,000 円

謝辞

本研究を進めるに当たり、以下の多くの方々に大変お世話になりました。この場を借りて、心よりお礼申し上げます。

指導教員である古関隆章准教授には、修士課程の学生として古関研究室に入った時から、終始丁寧かつ的確なご指導をして頂きました。そして、特に博士課程に進んでからは、私のことを学生であり研究者であるという姿勢で見守って頂きました。自分が留学したいと考えた時にも具体的な相談と手助けをしてくださり、特別研究員に応募する時や学術論文として投稿する時にも、その都度何を考えて行動すべきかを教えて下さいました。暖かい人間性と熱心な指導・議論および一人の人間として優しく気を遣って頂いたことなど、感謝に尽きません。古関研究室で大学院生として研究生生活を送れたことを幸せに思います。どうぞこれからもお体に気をつけて、ご活躍を祈ります。

堀洋一教授には、修士課程の時から様々な場所での確なご意見と助言を頂き、ご指導頂きました。そして、堀先生の周りに集まるたくさんの方々と交流させて頂きました。大学院の修士課程の入試を受ける際にお話をさせて頂いた時からお世話になり、古関研究室に入った後も「福正君は堀研究室が第一志望だったんだよね？」などと言われながら研究生生活を送りました。研究について頂いたご指導が、発想を転換する、広い視野で考え直すことなどの幾度かの重要な機転につながったと思っています。そして、研究だけでなく色々とお話をする機会を設けて頂いたことは、大きな人生経験となりました。誠にありがとうございました。

久保田孝教授、橋本秀紀准教授、馬場旬平准教授、そして藤本博志准教授には、予備審査と本審査を通して研究に重要なアドバイス・方向性と考え方などをご指導頂きました。心より感謝申し上げます。大崎博之教授と藤本博志准教授には、国際学会に参加した時などにも優しく声をかけてくださり、海外で緊張している自分を助けて下さいました。その他、電気系工学専攻の先生方には、修士課程の卒業審査や年度毎の輪講発表の時に色々とおアドバイスを頂き、さらには講義で様々な知識を教えてくださいました。誠にありがとうございました。

京都大学名誉教授 熊本水頼先生をはじめとする、精密工学会 生体機構制御・応用技術専門委員会の皆様には、私が研究を進めるにあたり多くの知識を教えてくださいました。さらに、他分野の興味深い研究などを知る大変良い機会になりました。二関節筋の研究のさらなる発展を祈念します。特に、呉世訓助教と埼玉大学 辻俊明助教および、吉田憲吾博士には、工学的観点から研究に関する多くの助言を頂くとともに、議論する機会を設けて頂きました。そして、研究以外の多くの場でも話をする事が出来て、楽しい時間を過ごすことが出来ました。どうもありがとうございました。

Technical University of Munich の Prof. Dr. Martin Buss 先生と、Prof. Dr. Sandra Hirche 先生には、私が博士課程1年の夏から1年間 Institute of Automatic Control Engineering (LSR) で研究生生活を送った際に大変お世話になりました。Martin 先生は、私の留学志望を古関先生を通じて手助けして下さり、ドイツのミュンヘンで非常に充実した研究生生活を送ることが出来ました。研究については数回しかお話しする機会がなかったですが、短時間の会話や一緒に飲みに行くなどの時間の中でいつも心優しく接して頂いたおかげで、忘れられない思い出になりました。Sandra 先生は、私が留学した時期にちょうど東京工業大学の藤田政之研究室でポストドクター生活を終えてミュンヘンに戻られたため、何度も直接ご指導頂きました。研究内容が少し違うことから私が何度も無理なお願いをしたこともありましたが、快く対応して頂いたおかげで最後まで充実した研究生生活を送ることが出来ました。その他、ミュンヘン工科大学に留学していた際には、多くの同僚とプライベートで会う友人が気さくに接してくれて、心細さを取ってくれました。特に、台湾人の Dr. Chih-Chung Chen さんとは、研究もプライベートも

毎日のように一緒に過ごし、助けて貰ってばかりでしたが、いい友情関係が築けて嬉しく思います。日本語で書いても理解して貰えないですが、機会を設けてお礼を申し上げたいと思います。

SUNGJIN Royal Motion Col, Ltd. の金弘中博士には、修士課程の間に試験機の製作をして頂き、技術的な助言などをたくさん頂きました。また、学生の私のことを優しく気遣い心配して頂き、大変お世話になりました。今後益々のご活躍を期待します。

渋谷武夫助教、板垣敏文助教、内田利之様、高田康宏様には、技術的なご指導と様々なアドバイスを頂きました。渋谷さんには、試験機の設計のために工作室に伺った際にアドバイスを頂き、高精度の加工などを行って頂きました。板垣さんが古関研究室にない実験機器などを快く貸して下さったおかげで、実験を行うことが出来ました。内田さんは、古関研究室が工学部2号館に移った時から、場所が近いこともあってたくさん接して頂き、研究室の飲み会にも参加して頂くなど大変お世話になりました。高田さんは、古関研究室で私達の技術的なご指導を頂くだけでなく、毎日の研究生生活を楽しく充実したものにしてくれました。特に、何度も遅くまで研究を手伝って頂きご迷惑をお掛けしましたし、その都度優しく接して頂いたことは、研究生生活における辛い時期に何度も自分を救って頂きました。今後あまりご無理をされないようにして、学生の技術指導をよろしくお願い申し上げます。そして、早く高田さんの結婚式に呼んで頂ける日を、切に願います。

南佳子様、松崎由香子様は、古関研究室の秘書として、研究生生活を送る中で色々とお世話になりました。お二人のおかげで研究室の雰囲気是和やかになり、楽しい研究生生活が送れました。どうもありがとうございました。

古関研究室から卒業された野崎雄一郎博士には、私が修士課程の学生として入学した時から大変お世話になりました。卒業後も何度も顔を出して頂き、研究以外のプライベートで親交を深めるだけでなく、中間審査や博士論文を取りまとめる際の苦勞を分かっていることから、様々なアドバイスを頂き、支えて貰いました。また、修士課程の時の先輩・同期だった友人や先に卒業された当時後輩の方々および、堀研究室や他研究室の交流することが出来た方々にも感謝申し上げます。留学中も含めると6年間の大学院生活の中で多くの方に出会い、お世話になりました。どうもありがとうございました。

2010年度に古関研究室に所属していた学生の皆様にも大変お世話になりました。打ち合わせでの私の厳しい発言などでストレスを抱えたこともあったと思いますが、皆さんそれぞれ頑張っていたと思います。特に修士課程2年の杉本貴大君は、研究テーマが同じことから何度も個人的に議論をし、私の間違いを指摘して頂くなど大変お世話になりました。杉本君のおかげで得られた研究成果もあり、支えられました。皆様の今後の活躍を願います。古関研究室に残る学生達は、態度の大きかった博士課程の私がいなくなりますが、しっかりと研究室を支え、充実した学生生活を送れることを願います。これからの古関研究室をよろしく願います。

ドイツ学術交流会 (DAAD) には、留学中の研究生生活のための奨学金を頂き、そのおかげで1年間の貴重な海外生活を送ることが出来ました。また、グローバル COE セキュアライフ・エレクトロニクスからも2008年後期から2009年前期まで半年間奨学金を頂き、研究生生活を支えて頂きました。さらに、試験機を製作する際の研究費用なども出して頂き、おかげで実験結果を残すことが出来ました。そして、日本学術振興会からは、特別研究員 DC2 として採用されたことで、2009年前期から2011年前期までの2年分の奨学金と特別研究奨励費を頂きました。そのおかげで学生生活が続けられ、また試験機を製作して実験による検証が実現出来ました。心より感謝申し上げます。

最後に、私の長い研究生生活を常に支え続けてくれた両親と姉と親族に心から感謝します。長い学生生活を自分のやりたいことするのがいいと支えてくれ、色々と思うこともあったと思いますが、理解し協力し自由にさせてくれました。また、健康面を心底心配してくれました。そして、ここに書ききれない多くの友人が、私の研究生生活と人生の支えとなってくれました。謝辞が長くなりましたが、それだけ感謝申し上げたい人が多く、皆様の支えのおかげで学位論文を執筆出来たことを幸せに思います。今一度心より感謝申し上げます。

福正 博之

付録 A 生体の構造的特徴と先端力特性およびアームの運動に伴う関節トルクの関係

本文では、基本動作である鉛直方向への伸縮動作を簡単に実現するためにヒトの構造的特徴に着目し、リンクの長さが異なる場合の先端力特性の相違を第 3.5 節で述べた。また、第 6.4 節では、製作した試験機のリンク質量を用いて伸縮運動時のアームの運動に必要な関節トルクの肩関節角加速度・角速度依存性を数値計算し、関節トルクの非線形性がリンク質量が異なる場合もリンク質量が同じ場合と大差ないことを述べた。ここでは、その他のヒトの構造的特徴としてリンクの長さや関節の回転半径の影響を述べる。

A.1 リンクの長さが異なる 2 リンクアームの運動に伴う関節トルクの特徴

リンク長が異なると、前述の鉛直運動における二つの関節角度の条件 1 を満たさなくなるため、アームの鉛直運動における関節トルクは式 (E.2)、式 (E.3) と異なる。ここで、リンク 2 の長さをリンク 1 の n 倍と仮定し (すなわち $l_2 = nl_1$)、リンク長の異なるアームの手先が z 軸上に存在する場合の関節角度を考える。肘関節角度 θ_2 は、肩関節角度 θ_1 と n を用いて次式で表される。

$$\theta_2(n) = \pi - \cos^{-1} \beta$$

$$\beta = \left(\frac{n^2 + 1}{2n} - \frac{2 \sin^2 \theta_1 + 2 \sin \theta_1 \sqrt{\sin^2 \theta_1 + n^2 - 1} + n^2 - 1}{2n} \right) \quad (\text{A.1})$$

肩関節角度 $\theta_1 = \frac{\pi}{4} \text{rad}$ 一定とし、変数 n を変えた場合の肘関節角度 $\theta_2(n)$ と、リンク長が等しい場合 ($n = 1.0$) の肘関節角度 $\theta_2(1)$ の比を式 (A.1) から求めた。計算結果を表 A.1 に示す。

表 A.1 から、リンクの長さが異なる場合に手先が z 軸上に存在するためには、肩関節角度と肘関節角度の関係が複雑になることが分かる。そのため、アーム自身の伸縮運動に伴う関節トルク (τ_1, τ_2) は、肩関節角度・角速度・角加速度 ($\theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1$) に加えて、式 (A.1) にあるように肩関節の正弦関数 $\sin \theta_1$ な

表 A.1: リンクの長さが異なる場合に手先が z 軸上に存在するための肘関節角度 $\theta_2(n)$ とリンクの長さが等しい場合 $\theta_2(1)$ の比

	$\theta_2(n)/\theta_2$
$n = 0.8$	1.190
$n = 0.9$	1.075
$n = 1.1$	0.945
$n = 1.2$	0.901
$n = 1.3$	0.866

どを持つため非線形性が複雑になる。ゆえに、先端力の制御とアーム自身の伸縮運動に伴うトルクの制御の両方の観点から、リンクの長さを等しくすることは重要である。

A.2 関節の回転半径が異なる2リンクアームの運動特性

A.2.1 先端力特性

第3章では、関節の回転半径が等しい場合の先端力特性を定式化した。が、関節の回転半径が異なる場合は式(3.4)中の二関節同時駆動のアクチュエータトルク(T_3)と関節トルク($T_{\text{shoulder}}, T_{\text{elbow}}$)の関係が変化する。アクチュエータトルクは、次式のように相当する各筋肉の筋出力と関節の回転半径の積で表される¹⁸⁾。ただし、各関節の回転半径を r_1, r_2 とし、各筋肉の収縮力を $F_{e1}, F_{f1}, F_{e2}, F_{f2}, F_{e3}, F_{f3}$ と記述する。

$$\begin{bmatrix} T_{\text{shoulder}} \\ T_{\text{elbow}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (F_{f1} - F_{e1})r_1 + (F_{f3} - F_{e3})r_1 \\ (F_{f2} - F_{e2})r_2 + (F_{f3} - F_{e3})r_2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

一例として、肩関節の回転半径を肘関節の回転半径の2倍とした場合($r_1 = 2r_2$)の、関節トルクとアクチュエータトルクの間関係を以下に示す。

$$\mathbf{T}_{\text{arm}} = \begin{bmatrix} T_{\text{shoulder}} \\ T_{\text{elbow}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 2 \\ 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A.3})$$

式(A.3)において、 T_1 と T_2 はそれぞれ肩関節および肘関節に影響するトルクであるため変化しない。この条件で手先先端が z 軸上に存在する場合の力特性は、式(3.9)と式(A.3)から次式で表される。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_z \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_1 \cos \theta_1} \begin{bmatrix} -T_1 \cos \theta_1 - 2T_3 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin \theta_1 - 2T_2 \sin \theta_1 - T_3 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.4})$$

($\because 2\theta_1 + \theta_2 = \pi$)

よって、肩関節の回転半径が肘関節の回転半径の2倍の大きさの場合の鉛直方向への力の特性は次式で表される。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{3T}{2l \cos \theta_1} + \frac{T_2}{l \cos \theta_1} \end{bmatrix}, (T_1 = 2T, T_3 = -T) \quad (\text{A.5})$$

式(A.5)より、関節半径が異なると二関節筋相当のトルクの各関節トルクに対する影響が変化し、鉛直方向への力の制御に対するアクチュエータトルクの関係が変化する。鉛直方向へ力を出すためには、二つの関節の回転半径の比が二つのアクチュエータトルク(T_1, T_3)に関連する。よって、関節の回転半径が異なる場合は、この関係を考えることで回転半径が等しい場合と同様に簡単な鉛直方向の力制御が実現する。

A.2.2 アーム自身の運動に伴う関節トルクの特性

関節の回転半径は、第 4.1 節の式 (4.1) で示した慣性モーメントに影響し、アーム自身の運動特性に係る。また、通常のロボットは、運動中に関節の回転半径が変化しない。そこで、第 E 節と同様に、伸縮運動時の関節トルクの肩関節角加速度・角速度の依存性を考え、関節の回転半径の影響を考察する。

各関節トルク (τ_1, τ_2) は、それぞれ肩関節角加速度の一次関数 ($\dot{\theta}_1$) を主とした特性と肩関節角速度の二次関数 ($\dot{\theta}_1^2$) を主とした特性となり、その非線形性は関節の回転半径が等しい場合と同様に簡単である。

以上より、先端力制御とアーム自身の運動に伴う関節トルクの両方の観点から、基本動作である曲げ伸ばし運動の制御を簡単化するためには、リンクの長さが等しいことが重要であることが明らかとなった。また、リンクの質量と関節の回転半径がそれぞれ異なる場合は、第 3 章と第 4 章で論じた特性に対して上記の特性の変化を及ぼすが、目的とする鉛直方向への曲げ伸ばし運動制御の簡単化のためには、質量と回転半径がそれぞれ等しい場合と大差ないことが明確になった。

付録B 筋電図測定結果に基づく先端力の方向とアクチュエータトルクの制御

本論文ではヒトの基本動作に着目し、支点と先端を結んだ方向への力の特性を工学的観点から論じているが、二関節筋を持つヒトは六角形の先端力分布特性を備えており、二関節筋は力の微調整に役立っていると考えられる⁶⁾¹⁷⁾。そこで、実際に一関節・二関節同時駆動を考慮した場合のアクチュエータトルクを、先端力の方向 (ϕ) の関数として定式化する。

手先が任意の位置にある場合に、先端から発生する力を図 2.5 の D1 - D2, D2 - D3, D3 - D4, D4 - D5, D5 - D6, D6 - D1 に分けて考える。その時に、筋電図測定結果を利用して筋の発生力を調整する必要のある拮抗対を選択することで、各アクチュエータトルクを一意に決定することが出来る。D1 - D2 と D4 - D5, D2 - D3 と D5 - D6, D3 - D4 と D6 - D1 はそれぞれ力の方向が反対なため、各アクチュエータトルクの符号が逆になる。よって回転トルクの符号を考慮することで3つの場合分けによりアクチュエータトルクを決定出来る。ここで、図 3.1 にあるように先端力の大きさ (F) と x 軸からの対する方向 (ϕ) を用いて、式 (3.10) から場合分けを行う。

B.1 先端位置が y 軸上にある場合

はじめに、リンク長が等しく先端位置が図 3.1 の y 軸上にある場合について考える。先端力の方向 ϕ による3つのアクチュエータトルクは次の3通りに場合分けされる。

Case 1 $\frac{\pi}{2} \leq \phi < \theta_1 + \theta_2$, $-\frac{\pi}{2} \leq \phi < \theta_1 + \theta_2 - \pi$
 $T_2 = -T_1$ となり, T_3 が独立に変化する。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \cos \phi \\ F \sin \phi \end{bmatrix} = \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{bmatrix} -T_1 \cos \theta_1 - T_3 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin \theta_1 + 2T_1 \sin \theta_1 - T_3 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.1})$$

$$T_1 = \frac{lF}{2} (-\sin \theta_1 \cos \phi + \cos \theta_1 \sin \phi)$$

$$T_2 = -T_1$$

$$T_3 = -\frac{lF}{2} (3 \sin \theta_1 \cos \phi + \cos \theta_1 \sin \phi) \quad (\text{B.2})$$

Case 2 $\theta_1 + \theta_2 \leq \phi < \pi$, $-\pi \leq \phi < -\pi + \theta_1$, $\theta_1 + \theta_2 - \pi \leq \phi < 0$, $0 \leq \phi < \theta_1$
 $T_3 = T_1$ となり, T_2 が独立に変化する。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \cos \phi \\ F \sin \phi \end{bmatrix} = \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{bmatrix} -T_1 \cos \theta_1 + -T_1 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin \theta_1 - 2T_2 \sin \theta_1 - T_1 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.3})$$

表 B.1: 2 リンクアームモデルの仕様と定数

各関節の回転半径 : r_1, r_2	0.030 [m]
各リンクの長さ : l_1, l_2	0.20 [m]
先端力の大きさ : F	50.00 [N]
関節 i の角度	θ_i [rad]
各関節の回転トルク	$T_{\text{shoulder}}, T_{\text{elbow}}$ [Nm]
アクチュエータトルク	T_1, T_2, T_3 [Nm]
x 軸を基準とした先端力の角度	ϕ [rad]

$$T_1 = -lF \sin \theta_1 \cos \phi$$

$$T_3 = T_1$$

$$T_2 = -lF \cos \theta_1 \sin \phi \quad (\text{B.4})$$

Case 3 $-\pi + \theta_1 \leq \phi < -\frac{\pi}{2}$, $\theta_1 \leq \phi < \frac{\pi}{2}$
 $T_2 = T_3$ となり, T_1 が独立に変化する。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \cos \phi \\ F \sin \phi \end{bmatrix} = \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{bmatrix} -T_1 \cos \theta_1 - T_3 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin \theta_1 - 2T_3 \sin \theta_1 - T_3 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.5})$$

$$T_3 = -\frac{lF}{2}(\sin \theta_1 \cos \phi + \cos \theta_1 \sin \phi)$$

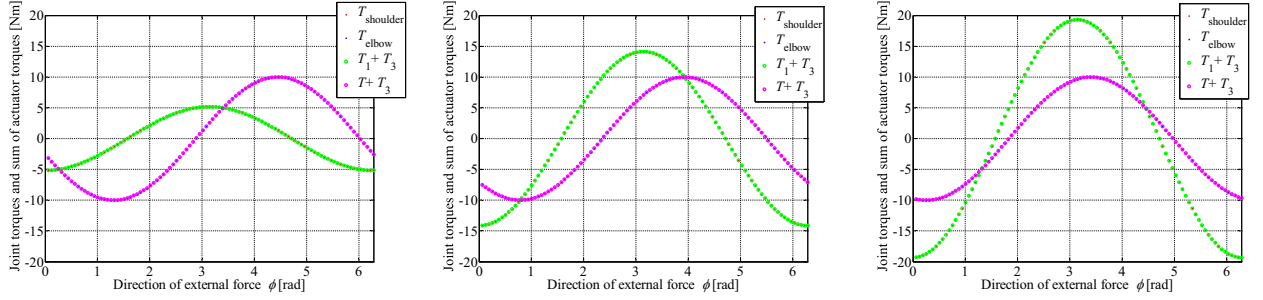
$$T_2 = T_3$$

$$T_1 = \frac{lF}{2}(-3 \sin \theta_1 \cos \phi + \cos \theta_1 \sin \phi) \quad (\text{B.6})$$

以上の場合分けを数値計算により評価し、各筋肉の役割をするアクチュエータトルクと先端力の方向の関係を示す。ケーススタディで扱う 2 リンクアームモデルの仕様と定数を表 B.1 に示す。

先端で発生する力の大きさを 50.00 N 一定とした条件下において、力の方向 (ϕ) を 0 rad - 2 π rad まで変化させたときのアクチュエータトルクおよび先端力から直接求めた 2 リンクの関節トルクを計算し、比較した。数値計算には MATLAB を使用し、異なる 3 点の先端位置における力の方向は計 100 点、すなわち力の方向の間隔を $\frac{\pi}{50}$ rad に設定した。結果を図 B.1 に示す。

図 B.1 の (i) は、3 つの姿勢における先端力の方向の変化に依存した関節トルクと、筋電図結果と先端力の方向の関係を基にしたアクチュエータトルクから関節にかかる回転トルクを比較したものである。すなわち、先端力の方向と関節角度を用いた 3 つの場合分けからそれぞれのアクチュエータトルクを計

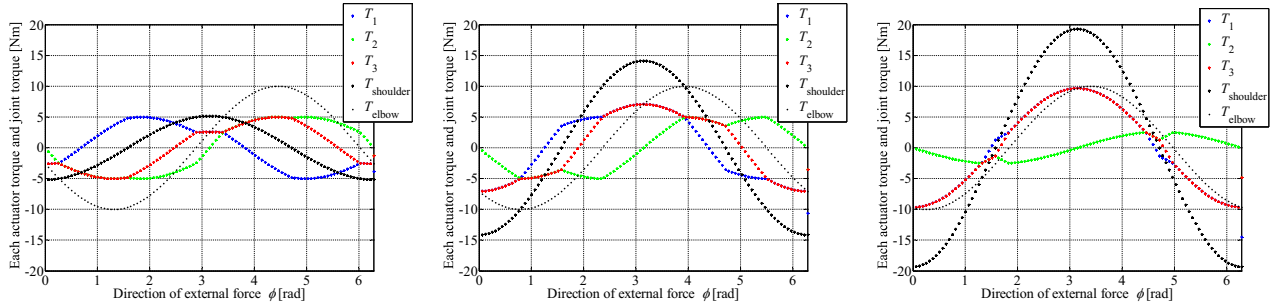


(a) $\theta_1 = \frac{\pi}{12}, \theta_2 = \frac{5}{6}\pi$ [rad]

(b) $\theta_1 = \frac{\pi}{4}, \theta_2 = \frac{\pi}{2}$ [rad]

(c) $\theta_1 = \frac{5}{12}\pi, \theta_2 = \frac{\pi}{6}$ [rad]

(i) 場合分けから求めたアクチュエータトルク和と先端力から直接求めた肩・肘関節の回転トルク



(d) $\theta_1 = \frac{\pi}{12}, \theta_2 = \frac{5}{6}\pi$ [rad]

(e) $\theta_1 = \frac{\pi}{4}, \theta_2 = \frac{\pi}{2}$ [rad]

(f) $\theta_1 = \frac{5}{12}\pi, \theta_2 = \frac{\pi}{6}$ [rad]

(ii) 一関節筋によるトルク (T_1, T_2) と二関節筋によるトルク (T_3) と関節トルク ($T_{\text{shoulder}}, T_{\text{elbow}}$)

図 B.1: 手先先端が y 軸上に存在する場合の一関節・二関節の協調的同時駆動と従来法から求めたの関節トルク特性の比較

算し、式 (3.9) から 2 つの関節にかかる回転トルクを計算したものと、式 (3.5) から直接関節の回転トルクを求めたものは一致する。この二つの計算結果が一致するのは当然であり、ここでは場合分けによるアクチュエータトルク的设计が特異解を持たずに実現することが示された。加えて、グラフ (ii) から一関節駆動と二関節同時駆動を備えることでそれぞれのアクチュエータに必要なトルクが小さくて済むことが見て取れる。これは、先述の理論式で導いた先端力の大きさに対する二関節筋の役割を意味し、二関節筋が加わることで各筋肉の出力は小さくて済むことを示している。

B.2 先端位置が任意の点にある場合

次に、先端が支点から任意の位置に存在する場合の先端力の方向に応じたアクチュエータトルクの場合分けを定式化する。

Case 1 $\frac{\pi}{2} \leq \phi < \theta_1 + \theta_2, -\frac{\pi}{2} \leq \phi < \theta_1 + \theta_2 - \pi$
 $T_2 = -T_1$ となり、 T_3 が独立に変化する。

$$\begin{bmatrix} F \cos \phi \\ F \sin \phi \end{bmatrix} = \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{bmatrix} T_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) + T_1 \{\cos \theta_1 + \cos(\theta_1 + \theta_2)\} - T_3 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) + T_1 \{\sin \theta_1 + \sin(\theta_1 + \theta_2)\} - T_3 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.7})$$

$$\begin{aligned}
T_1 &= \frac{lF}{2}(\cos \theta_1 \sin \phi - \sin \theta_1 \cos \phi) \\
T_2 &= -T_1 \\
T_3 &= \frac{1}{\cos \theta_1} \left(T_1 \{ \cos \theta_1 + 2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \} - lF \sin \theta_2 \cos \phi \right) \quad (\text{B.8})
\end{aligned}$$

Case 2 $\theta_1 + \theta_2 \leq \phi < \pi$, $-\pi \leq \phi < -\pi + \theta_1$, $\theta_1 + \theta_2 - \pi \leq \phi < 0$, $0 \leq \phi < \theta_1$
 $T_3 = T_1$ となり, T_2 が独立に変化する。

$$\begin{bmatrix} F \cos \phi \\ F \sin \phi \end{bmatrix} = \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{bmatrix} T_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) - T_2 \{ \cos \theta_1 + \cos(\theta_1 + \theta_2) \} - T_1 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) - T_2 \{ \sin \theta_1 + \sin(\theta_1 + \theta_2) \} - T_1 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.9})$$

$$\begin{aligned}
T_1 &= \frac{lF}{2} \left(\{ \cos \theta_1 + \cos(\theta_1 + \theta_2) \} \sin \phi - \{ \sin \theta_1 + \sin(\theta_1 + \theta_2) \} \cos \phi \right) \\
T_3 &= T_1 \\
T_2 &= \frac{1}{\cos \theta_1 + \cos(\theta_1 + \theta_2)} \left(T_1 \{ \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos \theta_1 \} - lF \sin \theta_2 \cos \phi \right) \quad (\text{B.10})
\end{aligned}$$

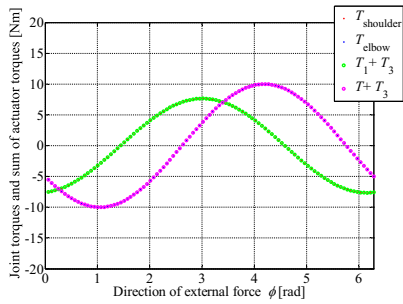
Case 3 $-\pi + \theta_1 \leq \phi < -\frac{\pi}{2}$, $\theta_1 \leq \phi < \frac{\pi}{2}$
 $T_2 = T_3$ となり, T_1 が独立に変化する。

$$\begin{bmatrix} F \cos \phi \\ F \sin \phi \end{bmatrix} = \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{bmatrix} T_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) - T_3 \{ \cos \theta_1 + \cos(\theta_1 + \theta_2) \} - T_3 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin(\theta_1 + \theta_2) - T_3 \{ \sin \theta_1 + \sin(\theta_1 + \theta_2) \} - T_3 \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.11})$$

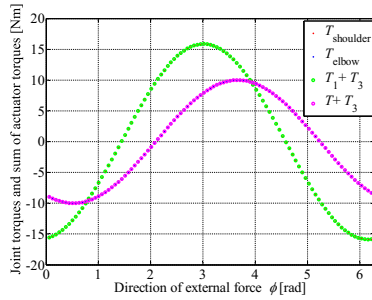
$$\begin{aligned}
T_3 &= \frac{lF}{2} \left(\cos(\theta_1 + \theta_2) \sin \phi - \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos \phi \right) \\
T_2 &= T_3 \\
T_1 &= \frac{1}{\cos(\theta_1 + \theta_2)} \left(T_3 \{ 2 \cos \theta_1 + \cos(\theta_1 + \theta_2) \} + lF \sin \theta_2 \cos \phi \right) \quad (\text{B.12})
\end{aligned}$$

以上の場合分けを適用した一関節・二関節同時駆動のアクチュエータトルクと、仮想仕事の原理を用いて先端力から直接求めた各関節の回転トルクを数値計算を用いて比較する。上記と同様に MATLAB を用いた数値計算結果を図 B.2 に示す。

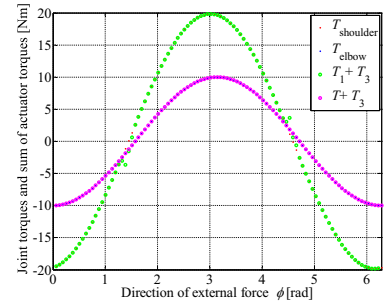
図 B.2 の結果も、図 B.1 と同様に先端力の方向に応じて場合分けしたアクチュエータトルクが、 2π rad の先端力の方向に対して特異解を持たないことを示している。よって、本節の定式化に基づき、任意の姿勢における先端力の方向を簡単に制御出来る。ゆえに、先端力の方向制御は、二関節同時駆動を考慮した筋電図測定に基づくアクチュエータトルクの微調整により簡単実現出来ることが示された。



(a) $\theta_1 = \frac{\pi}{12}, \theta_2 = \frac{3}{4}\pi$ [rad]

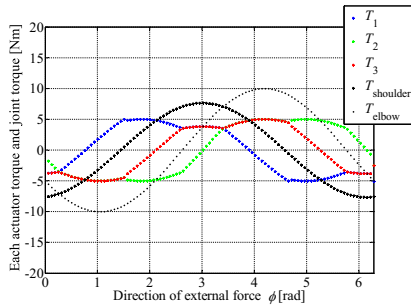


(b) $\theta_1 = \frac{\pi}{4}, \theta_2 = \frac{5}{12}\pi$ [rad]

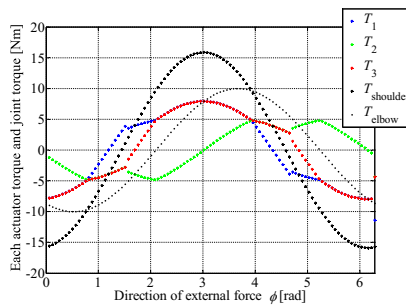


(c) $\theta_1 = \frac{5}{12}\pi, \theta_2 = \frac{\pi}{12}$ [rad]

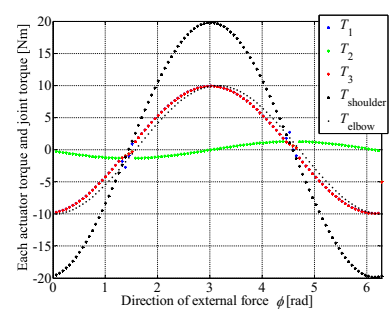
(i) 場合分けから求めたアクチュエータトルク和と先端力から直接求めた肩・肘関節の回転トルク



(d) $\theta_1 = \frac{\pi}{12}, \theta_2 = \frac{3}{4}\pi$ [rad]



(e) $\theta_1 = \frac{\pi}{4}, \theta_2 = \frac{5}{12}\pi$ [rad]



(f) $\theta_1 = \frac{5}{12}\pi, \theta_2 = \frac{\pi}{12}$ [rad]

(ii) 一関節筋によるトルク (T_1, T_2) と二関節筋によるトルク (T_3) と関節トルク ($T_{\text{shoulder}}, T_{\text{elbow}}$)

図 B.2: 手先先端が任意の位置に存在する場合の一関節・二関節の協調的同時駆動と従来法から求めた関節トルク特性の比較

付録C 筋の粘弾性と拮抗筋の特徴を利用した剛性特性を考慮した伸縮運動の制御アルゴリズム

第5章では、生物の柔軟性を仮想粘弾性係数 (K, B) を用いて模擬した柔軟な外乱力の補償について論考したが、ここでは生物の拮抗筋を仮想的に模擬し、筋の粘弾性が影響する先端の剛性特性を加えた伸縮運動の制御の理論を考える。

序論で述べたように、ヒトの腕や脚は拮抗する筋肉が組み合わさった筋骨格構造を持ち、3対6筋構造と呼ばれている。筋肉が収縮時のみに力を出す特徴を持っているため、両方向に関節を回転させるためには拮抗する筋肉を備える必要がある。そして、拮抗する筋肉がそれぞれ力を発生すると、それぞれの筋出力の差が出力となり外に対して仕事をし、拮抗筋の筋出力の和が手先の剛性を調整する⁶⁾。

第3.3.3節において、手先が肩関節から鉛直(もしくは肩節に対して垂直)な位置に静止している場合の剛性を含めた関節トルクを式(3.21)に示した。剛性は、拮抗筋の収縮力の和と筋肉の持つ弾性係数 (k) および、静止状態からの角度変位を変数に持つコンプライアンス (C) を用いて数学的に表現される。一関節筋と二関節筋の筋肉自体の特性は同じであるため、先述の通り二関節筋の有無による剛性の相違は、二関節筋のコンプライアンス (C_3) の有無により考えられる。そこで、第5.1節と第5.2節で論じた力制御に剛性特性を加えることを考える。剛性の理論式をアクチュエータトルクの制御にソフトウェア的に反映させることで、ハードウェア的に拮抗構造を備えていないシステムで一関節・二関節の協調的同時駆動の持つ剛性特性の実装した外乱力補償を考える。

C.1 一関節・二関節の協調的同時駆動の持つ剛性特性を考慮した伸縮運動の制御

第5.1節で論考した簡単な伸縮運動に剛性特性を加えた制御のブロック線図を図C.1に示す。前述と同様に、手先が肩関節から鉛直方向に位置すると仮定すると、肘関節角度 (θ_2) が肩関節角度 (θ_1) を用いて表せる。よって、外乱力を受けた場合の角度変位と各筋肉の収縮力の和から先端の剛性が求まる。

前節までの剛性を考えない場合は、それぞれのアクチュエータが拮抗筋の特徴を考慮しない一方の回転トルクのみを想定していた。それは、例えば手先から鉛直上向きに力を出す場合(D1方向)は、 u_{f1}, u_{e2}, u_{e3} の筋肉が力を発生し、それぞれの拮抗筋である u_{e1}, u_{f2}, u_{f3} の筋肉が全く力を出さないことに相当する。この場合は各筋における収縮力の和と差がそれぞれ同じであるため、第3.3.3節の式(3.22)から求まるコンプライアンスは全て同じ大きさである。拮抗筋の筋出力をゼロとし、それぞれのコンプライアンスが等しい場合の剛性を考慮した関節トルクは、式(3.21)から次式で表される。ここで、鉛直方向に力を出す筋肉の収縮力の大きさを ($u_{f1} = u_{e2} = u_{e3} = u$) とする。

$$\begin{bmatrix} T_{\text{shoulder}} \\ T_{\text{elbow}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -2ur - 3ukr^2\Delta\theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.1})$$

この場合の剛性特性は、第 3.3.3 節の式 (3.24) を用いて次のように求まる。

$$\begin{bmatrix} \Delta F_x \\ \Delta F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{3ukr^2}{l \cos \theta_1} \Delta \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.2})$$

つまり、先端で力を出すための各筋肉の拮抗筋が出力しない場合は、二関節筋の存在により x 方向の剛性がゼロになる。そして、各筋肉の拮抗筋が出力する場合は、3 対の筋肉の収縮力之和に相違があれば、先端の剛性が調整出来る。例えば、二関節筋を持つヒトの場合、二関節筋の収縮力の和が肩の一関節筋の収縮力の和より大きい場合、 ΔF_x が正となる。

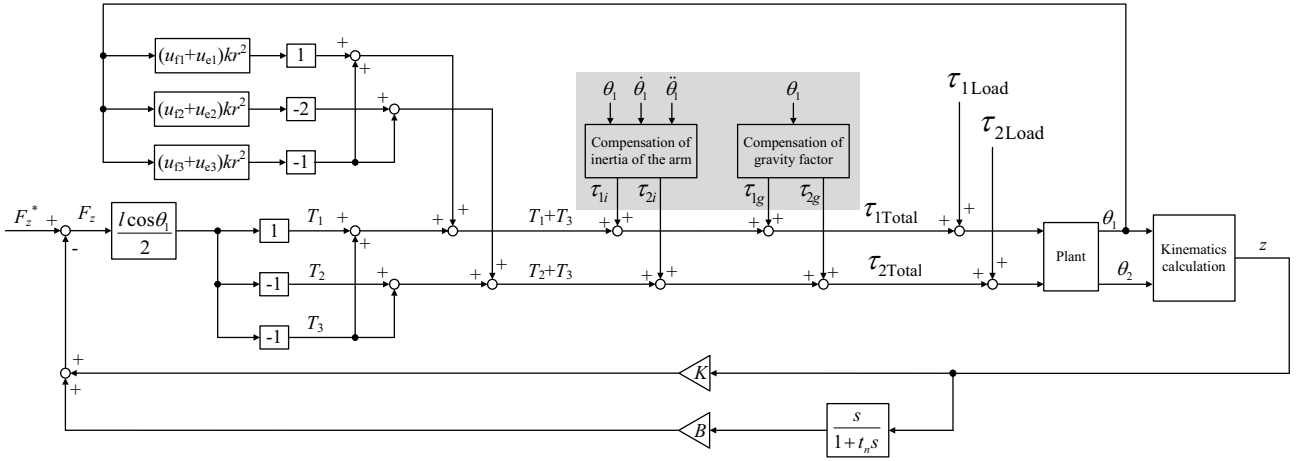


図 C.1: 鉛直方向への力 (F_z) を入力とし剛性を考慮した鉛直方向への伸縮運動のブロック線図

C.2 二関節同時駆動を持たない機構による剛性特性を考慮した伸縮運動の制御

二関節同時駆動を持たない機構においても、拮抗筋の収縮力の和を用いて剛性を調整出来る。肩関節と肘関節にそれぞれ一関節を駆動する拮抗筋を備えた 2 対 4 筋構造を想定し、鉛直方向へ伸縮運動する場合のブロック線図を図 C.2 に示す。前節と同様に、各筋肉の拮抗筋の出力をゼロとした場合の関節トルクと剛性特性をそれぞれ以下に示す。

$$\begin{bmatrix} T_{\text{shoulder}} \\ T_{\text{elbow}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -kr^2 \Delta \theta_1 \\ -ur - 2ukr^2 \Delta \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.3})$$

この場合の第 3.3.3 節の式 (3.25) で表される剛性特性は次式となる。

$$\begin{bmatrix} \Delta F_x \\ \Delta F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{ukr^2}{l \sin \theta_1} \Delta \theta_1 \\ \frac{5ukr^2}{2l \cos \theta_1} \Delta \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.4})$$

式 (C.2) と式 (C.4) を比較すると、 x 方向の剛性がゼロになることはなく、 ΔF_x は常にマイナスの値をとる。2 対の筋肉の拮抗筋が出力する場合も、 ΔF_x は常にマイナスである。これは、各筋の収縮力之和

大きさを定めることで、 ΔF_x をプラスマイナス両方向に取ることが出来る二関節筋を持つ構造と異なる特性である。そして、 z 方向の剛性は各筋肉の力の込め具合に関わらず二関節筋を持つ場合の方が高くなる。

以上より、収縮力の和に寄与する関節トルクをそれぞれ図 C.1 と図 C.2 に示した先端力に関わる関節トルクに付加した制御アルゴリズムを考えると、二関節筋の有無による剛性の相違が分かる。拮抗筋と筋の弾性係数 (k) を仮想的に模擬し、剛性特性を考慮した制御アルゴリズムについては後述する。

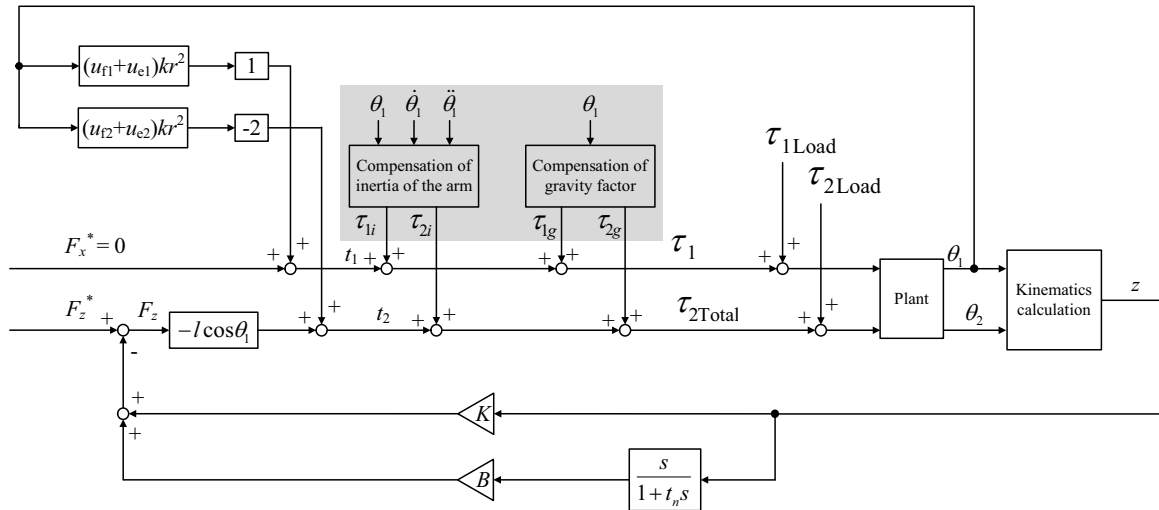


図 C.2: 二関節同時駆動を持たない場合の剛性を考慮した鉛直運動のブロック線図

C.3 仮想粘弾性を考慮した外乱力補償と筋の粘弾性と拮抗筋による剛性特性を組み合わせた力制御の実装と評価

本節では、第 C 節で論じたヒトの拮抗筋構造と筋肉の持つ粘弾性を考慮した剛性特性を考慮した制御アルゴリズムに基づく外乱力補償に実装し、実験的に検証する。そして、拮抗筋の収縮力の和を調整することと二関節同時駆動を合わせて考慮した外乱力制御の特性を評価する。

C.3.1 剛性特性の実装と条件設定

拮抗筋を想定した場合の、各筋肉の収縮力の和と差について説明する。第 2 章では、ヒトが鉛直方向へ力を発生するとき主に力を発する筋肉が図 2.5 から u_{f1}, u_{e2}, u_{e3} であることを述べた。そして、第 3 章では先端から鉛直方向へ力を出す際に各筋肉の出力をアクチュエータトルクとして扱えば $T_1 = -T_3$ となり、 T_2 が時計回りのトルクを発生することから、筋電図結果と理論式に基づく鉛直上向きの力 (D1) の結果が一致することを述べた。ここで、収縮力の和について具体的に考えてみよう。例えば、肩の一関節筋の拮抗筋の収縮力の大きさに $u = u_{e1}, u_{f1} = 2u_{e1}$ の関係がある場合は、その拮抗対による出力は u となり、剛性に関係する収縮力の和は $3u$ となる。つまり、一関節筋と二関節筋のそれぞれの拮抗対のペアにおいて、どれだけの収縮力を発生するかには自由度がある。本節では、拮抗筋の和と差をそれぞれ次のように変数 S_i, D_i を用いて表す¹⁷⁾。

$$\begin{aligned} S_i &= u_{fi} + u_{ei} \\ D_i &= u_{fi} - u_{ei}, \quad (i = 1, 2, 3) \end{aligned} \tag{C.5}$$

簡単のため、鉛直方向に力を出す時の拮抗筋の収縮力の和 (S_i) を収縮力の差 (D_i) の整数倍として考える。ここでは、 $S_i = nD_i$, (n : 整数) として剛性特性を考える。第 5.1 節の図 5.1 に示したコンプライアンスと肩関節角度の変位 ($\Delta\theta_1$) および、仮定した収縮力の和と差の比 (n) を考えると、鉛直方向へ力を出すときの外乱力を補償するためのトルク (T_i) と収縮力の差 (D_i) から、各アクチュエータトルクの剛性分を数学的に記述出来る。ここでは、第 3.3.3 節の式 (3.21) を用いて、一例として肩の関節筋相当のトルク (T_1) の剛性分 ($T_{1stiffness}$) を考える。

$$T_{1stiffness} = S_1kr^2 = nD_1kr^2 = nT_1kr \quad (C.6)$$

ここで、関節トルク (T_1) は、手先が外乱力に対する仮想粘弾性係数 (K, B) と、鉛直方向へ力を出すためのアクチュエータトルクパターンを利用して求めることが出来る。ここでは、肘の一関節筋相当のトルクの剛性分 ($T_{2stiffness}$) と二関節筋相当のトルクの剛性分を ($T_{3stiffness}$) を式 (C.6) の $T_{stiffness}$ を基準として調節することで、外乱力補償に剛性特性の影響を付加する。

C.3.2 剛性特性を考慮した一関節・二関節の協調的同時駆動による外乱力の補償

第 6.3.1 節の実験と同様に、静止している試験機の先端に外乱を与え、外乱力補償の特性から剛性特性を考察する。筋の弾性係数 (k) は、文献¹⁷⁾ から 3.0 に設定し、肩の一関節筋における拮抗筋の収縮力の和を、収縮力の差の 5 倍、すなわち $n = 5$ として実験を行った。

一関節・二関節の協調的同時駆動を考慮した図 C.1 の制御を試験機に実装し、 y 方向およびその他の任意の方向に対する外乱力補償における剛性特性を評価する。試験機の初期姿勢を $\theta_1 = \frac{\pi}{4}, \theta_2 = \frac{\pi}{2}$ rad の位置で固定し、バネ定数とダンパ係数を求めるための質量 (バネ・マス・ダンパ系の減衰振動特性) は 1.00 kg に設定した。また、仮想バネ・ダンパの係数を決定する固有角周波数と減衰係数は、第 6.3.1 節の実験と同様に $\omega_n = 10.0$ rad/sec, $\zeta = 0.50$ とした。次の手順でアーム先端に外力を加えた場合の特性を測定した。

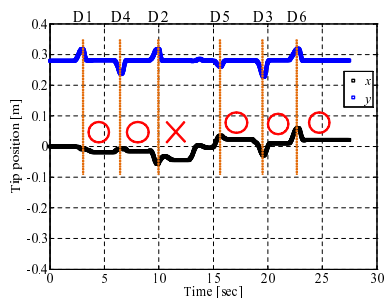
剛性特性を考慮した外乱力補償制御の実験手順

1. 図 2.5 中の D1, D4 方向がそれぞれ $+y, -y$ 方向を意味する。D1 方向へ先端を引っ張り、離れた時のアーム先端の位置とアクチュエータトルクの時間変化を測定する。
2. D1 方向への変位から外乱力を補償して位置を修正し、安定した状態で、今度は D4 方向へ引っ張る。その後、離れた時のアーム先端の位置とアクチュエータトルクの時間変化を測定する。
3. 同様に、D2 方向へ変位させた場合、D5 方向, D3 方向, D6 方向と順番に変位の方向を変えて引っ張り、離れた後のアームの先端が静止した位置とアクチュエータトルクの時間変化を測定する。
- 4.引っ張られたアームの外乱力補償の成功の有無は、アームの先端を離してから安定した位置 (特に x 座標) と初期位置の差で判断する。
5. 外力を受ける前の静止状態の先端位置と、引っ張られた先端が元に戻って静止した位置の差から $\sqrt{dx^2 + dy^2}$ を求める。同様に、静止状態の先端位置と外力を与えて引っ張った位置の差から $\sqrt{dX^2 + dY^2}$ を求め、この $\sqrt{dX^2 + dY^2}$ に対する $\sqrt{dx^2 + dy^2}$ の値が 20% 以内の場合を外乱力の補償に成功したと判断した。
6. 肩の一関節筋の収縮力の和 ($u_{f1} + u_{e1}$) を基準とし、肘の一関節筋の収縮力の和 ($u_{f2} + u_{e2}$) を基準と等しくした場合と、基準の 2 倍に設定した場合を考える。
7. 肘の一関節筋の収縮力の和が 5. の 2 つの条件を満たす場合に、二関節筋の収縮力の ($u_{f3} + u_{e3}$) 和を肩の一関節筋の収縮力の和 ($u_{f1} + u_{e1}$) を基準として次の 3 つの条件を考える。
 - (i) 基準の 0.5 倍
 - (ii) 基準と等しい
 - (iii) 基準の 3 倍

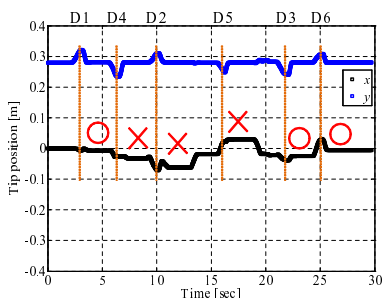
初めに、一関節・二関節の協調的同時駆動を考慮し、肘の一関節筋の収縮力と肩の一関節筋の収縮力とを等しくした場合の外乱力補償特性を実験により検証した。外乱力に対する補償実験の結果を図 C.3 に示す。上記の手順 5 に基づく外乱力補償の成功の有無を図中に各々 \circ と \times で示した。

第 C 節で論考したように、二関節筋の収縮力の和と肩の一関節筋の収縮力の和が等しい場合は、式 (C.2) に示したように x 方向の力を補償する剛性を持たないため、図 C.3(h) に示した肩関節のトルクはゼロとなる。そのため、手先に y 方向の外力を与えると、第 C 節で述べた通り y 方向の外乱力に対する高い剛性を備えることが確認出来た。その他の二関節筋の収縮力の和と一関節筋の収縮力の和が異なる場合は、図 C.3(g), (i) の肩関節に剛性分のトルクが発生していることが見て取れる。しかし、図 C.3(a), (b), (c) から分かる通り、第 6.3.1 節で述べた剛性を考慮しない外乱力補償の結果と比べて大きな差異は見られなかった。

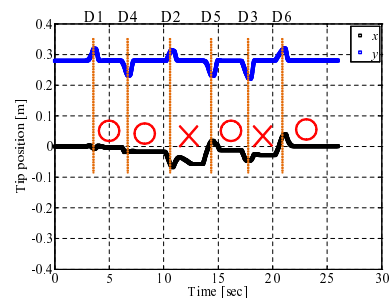
つまり、剛性を備えても任意の方向の外力を確実に補償出来るようになるわけではない。それは、図 C.3 の (g) - (l) に示した各条件における各関節トルクの出力分と剛性分を比較することで分析出来る。今回の実験は、 y 方向に仮想的なバネ・ダンパを備えた外乱力補償を備え、肩の一関節筋の拮抗筋の収縮力と ($u_{f1} + u_{e1}$) を収縮力の差 ($u_{f1} - u_{e1}$) の 5 倍の大きさに設定し、力を込めて外力に対応する条件にした。収縮力の和を差に対してより大きくすることや、筋肉の弾性係数 (k) をより大きくすることで剛性はより大きくなるが、それでも任意の方向からの外乱力を補償するためには、拮抗筋の収縮力の和を差に対してかなり大きくする必要がある。すなわち、剛性を高めるために外に出す力のための筋出力と比較してとても大きな筋出力を発することを意味する。剛性を高めることで外乱力の補償が高まることは、実験中の試験機の挙動から確認できたが、正確な外乱力補償を実現するためには、第 6.3.2 節で実験した外乱力の方向に応じて各アクチュエータトルクすなわち、各筋肉の出力を微調整することが必要であることが示された。



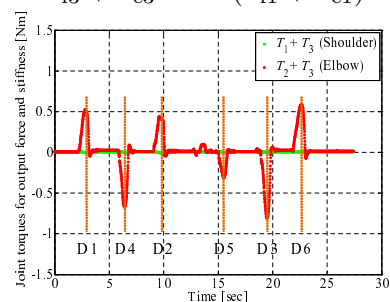
(a) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$



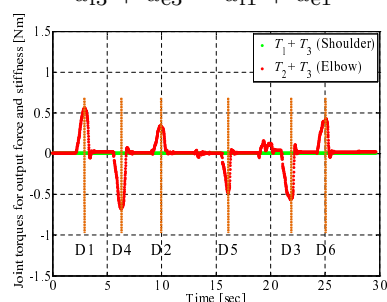
(b) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$



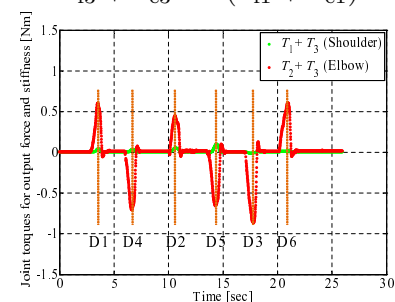
(c) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$



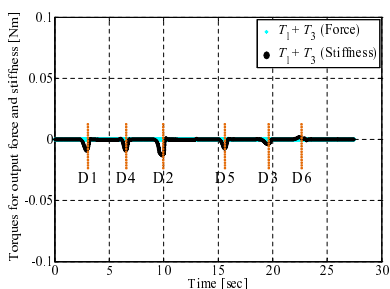
(d) 関節トルク $(T_1 + T_3, T_2 + T_3)$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$



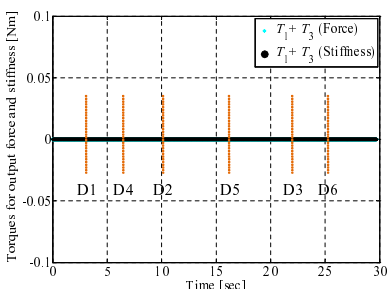
(e) 関節トルク $(T_1 + T_3, T_2 + T_3)$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$



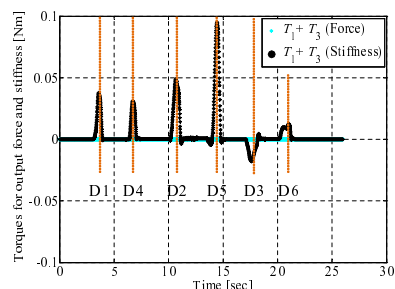
(f) 関節トルク $(T_1 + T_3, T_2 + T_3)$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$



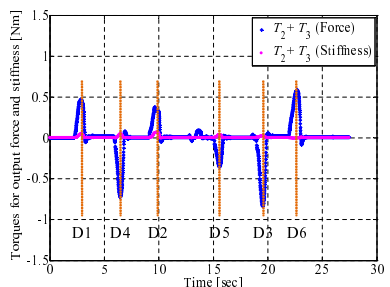
(g) 肩関節トルク $(T_{1force} + T_{3force}, T_{1stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$



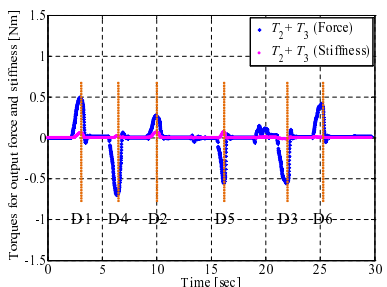
(h) 肩関節トルク $(T_{1force} + T_{3force}, T_{1stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$



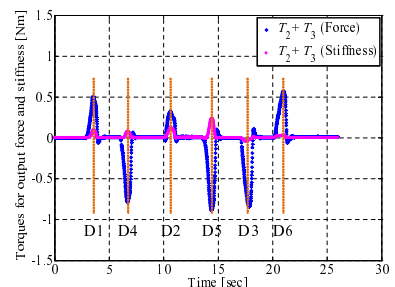
(i) 肩関節トルク $(T_{1force} + T_{3force}, T_{1stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$



(j) 肘関節トルク $(T_{2force} + T_{3force}, T_{2stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$



(k) 肘関節トルク $(T_{2force} + T_{3force}, T_{2stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$



(l) 肘関節トルク $(T_{2force} + T_{3force}, T_{2stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$

図 C.3: 剛性を考慮した外乱力補償特性, $u_{f2} + u_{e2} = u_{f1} + u_{e1}$

次に、肘の一関節筋の収縮力とを肩の一関節筋の収縮力とを2倍にした場合の、外乱力に対する補償特性を実験した。前述と同じ実験条件での結果を図 C.4 に示す。上記の手順 5 に基づく外乱力補償の成功の有無を図中に各々 ○ と × で示した。グラフからは図 C.3 と同じ傾向であることしか読み取れないが、実験中の挙動から剛性による外乱力補償特性の確かな相違は感じられた。

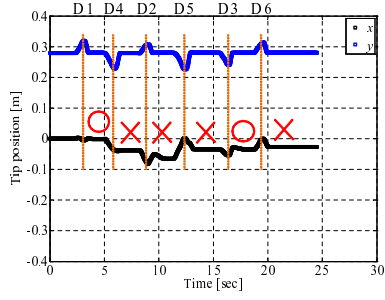
C.3.3 剛性特性を考慮した二関節同時駆動の有無による外乱力補償の相違

本節では、第 C 節の図 C.2 に示した、二関節筋を持たない 2 対 4 筋構造の外乱力補償における剛性特性を評価する。前節の二関節同時駆動を考慮した場合と同じ条件で実験を行った。肩の一関節筋の収縮力の和 ($u_{f1} + u_{e1}$) を基準とし、肘の一関節筋の収縮力の和 ($u_{f2} + u_{e2}$) を基準と等しくした場合と、基準の 2 倍に設定した場合における剛性特性を考察する。外乱力に対する補償実験の結果を図 C.5 に示す。上記の手順 5 に基づく外乱力補償の成功の有無を図中に各々 ○ と × で示した。

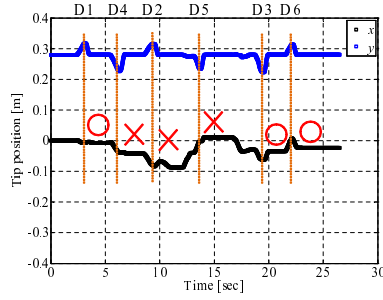
図 C.5(e), (f) に示した肩関節の一関節筋相当のトルクの剛性分が外力を補償するために働いているが、これはグラフの縦軸を小さく設定したことでよく見えているだけで、実際のトルクの値としては小さく剛性の影響は小さい。肘関節についても同様のことが言えるため、今回の実験では第 6.3.2 節と比較して剛性の特長と二関節同時駆動の有無による相違を見出すことは出来なかった。

肘の一関節筋がより高い収縮力とを備えることで、 y 方向の力の補償が高まることが予想されたが、外乱力を補償する収縮力の差が影響する関節トルクに対して、剛性が影響する関節トルクは小さかった。そのため、二関節同時駆動の有無による相違の定量的な評価をすることが難しかった。

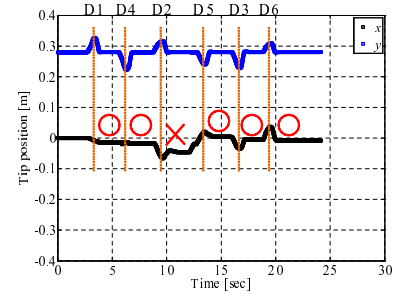
定性的には、例えば拳をしっかりと握って力を込めれば多少の外力を受けても動じないほどの高い姿勢の保持が実現する。今回の実験で期待したほどの剛性の影響と二関節同時駆動の有無による相違が確かめられなかったことは、収縮力の差に対する収縮力の和の比が小さかったことと、筋肉の持つ係数の値が小さかったと考えられる。



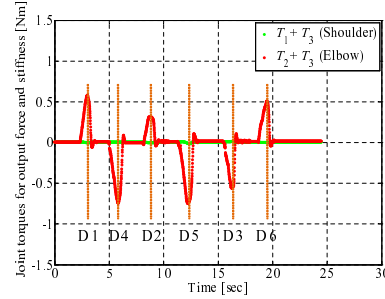
(a) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$



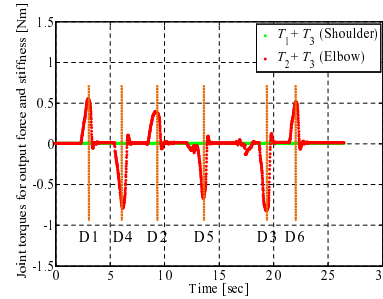
(b) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$



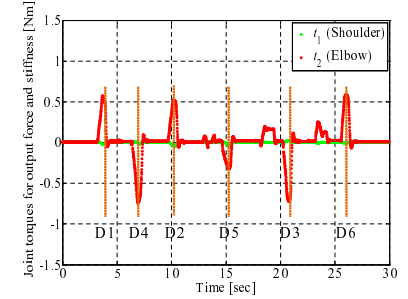
(c) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$



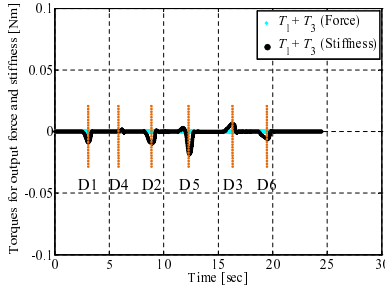
(d) 関節トルク $(T_1 + T_3, T_2 + T_3)$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$



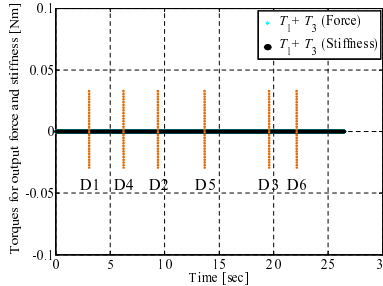
(e) 関節トルク $(T_1 + T_3, T_2 + T_3)$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$



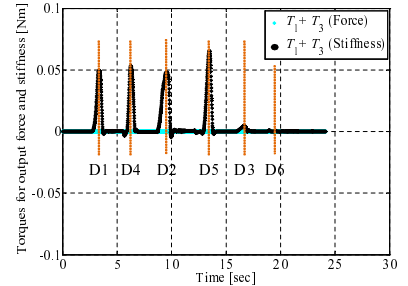
(f) 関節トルク $(T_1 + T_3, T_2 + T_3)$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$



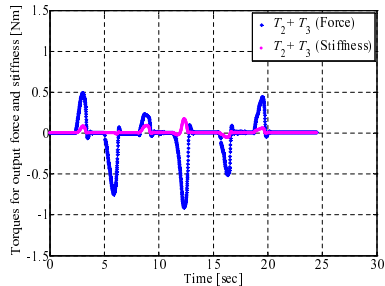
(g) 肩関節トルク $(T_{1force} + T_{3force}, T_{1stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$



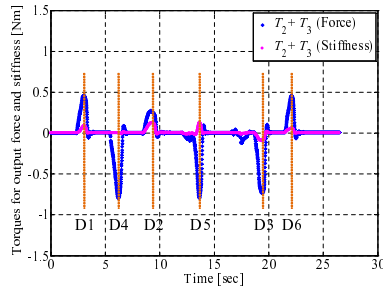
(h) 肩関節トルク $(T_{1force} + T_{3force}, T_{1stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$



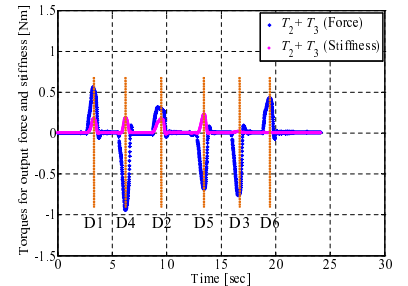
(i) 肩関節トルク $(T_{1force} + T_{3force}, T_{1stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$



(j) 肘関節トルク $(T_{2force} + T_{3force}, T_{2stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 0.5(u_{f1} + u_{e1})$

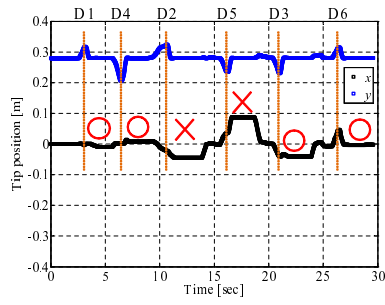


(k) 肘関節トルク $(T_{2force} + T_{3force}, T_{2stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = u_{f1} + u_{e1}$

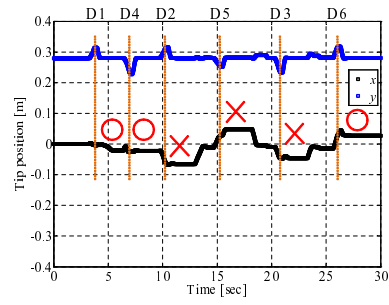


(l) 肘関節トルク $(T_{2force} + T_{3force}, T_{2stiffness} + T_{3stiffness})$ [Nm],
 $u_{f3} + u_{e3} = 3(u_{f1} + u_{e1})$

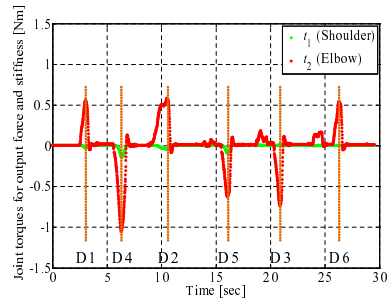
図 C.4: 剛性を考慮した外力乱力補償特性, $u_{f2} + u_{e2} = 2(u_{f1} + u_{e1})$



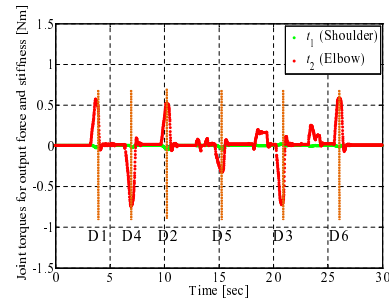
(a) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e2} = (u_{f1} + u_{e1})$



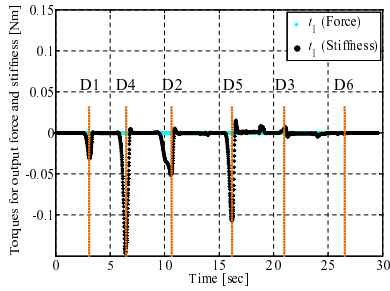
(b) 手先位置 (x, y) [m],
 $u_{f3} + u_{e2} = 2(u_{f1} + u_{e1})$



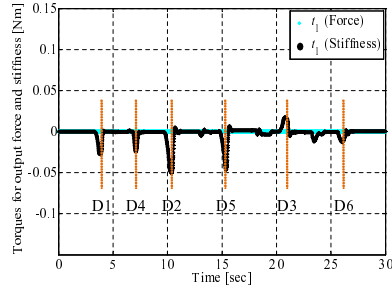
(c) 関節トルク (t_1, t_2) [Nm],
 $u_{f2} + u_{e2} = (u_{f1} + u_{e1})$



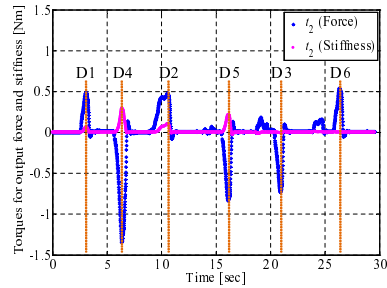
(d) 関節トルク (t_1, t_2) [Nm],
 $u_{f2} + u_{e2} = 2(u_{f1} + u_{e1})$



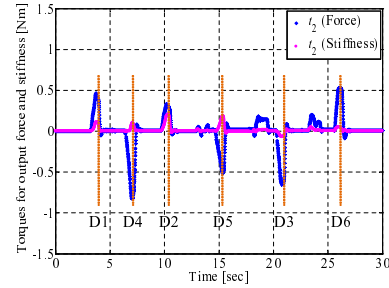
(e) 肩関節トルク
 $(t_{1force}, t_{1stiffness})$ [Nm],
 $u_{f2} + u_{e2} = u_{f1} + u_{e1}$



(f) 肩関節トルク
 $(t_{1force}, t_{1stiffness})$ [Nm],
 $u_{f2} + u_{e2} = 2(u_{f1} + u_{e1})$



(g) 肘関節トルク
 $(t_{2force}, t_{2stiffness})$ [Nm],
 $u_{f2} + u_{e2} = u_{f1} + u_{e1}$



(h) 肘関節トルク
 $(t_{2force}, t_{2stiffness})$ [Nm],
 $u_{f2} + u_{e2} = 2(u_{f1} + u_{e1})$

図 C.5: 剛性を考慮した外乱力補償特性, 二関節同時駆動なし

付録D 位置制御形インピーダンス制御と提案する外乱力制御の相違

第 6.3 節において外乱力の補償特性を実験的に示した柔軟な力制御は、本論文で着目する一関節・二関節の協調的同時駆動の理論を考える上で自然な発想であるが、先端を柔軟に制御する手法として位置制御に仮想粘弾性を取り入れた位置制御形インピーダンス制御がある。本章では、位置制御形インピーダンス制御と提案した力制御の本質的な違いについて実証実験を通じて論考する。

D.1 位置制御形インピーダンス制御

位置制御形インピーダンス制御について説明する。提案する力制御形インピーダンス制御と同様に、仮想バネ・マス・ダンパを用いて粘弾性を再現する。この制御の目的は、アクチュエータ本体やロボットなどのマニピュレータと環境の間に仮想的なインピーダンスを設定し、環境に対する安定性や柔軟性を確保することである。図 D.1 にインピーダンス制御項を示す。次に、今回実装した位置制御形インピーダンス制御のブロック線図を、図 D.2 に示す。

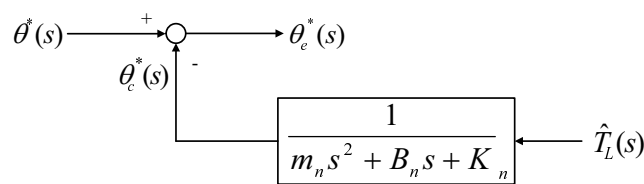


図 D.1: 位置制御に対するインピーダンス制御ループ

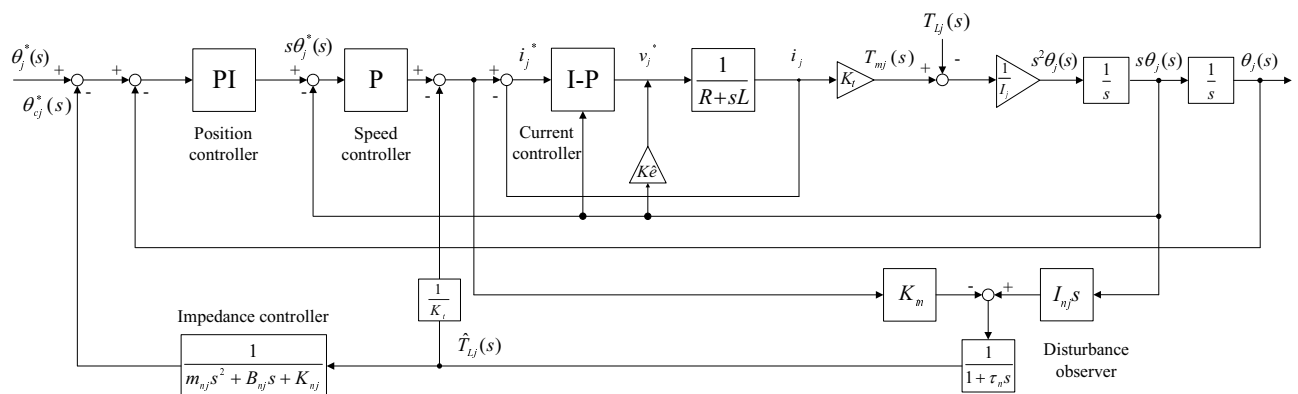


図 D.2: 位置制御形インピーダンス制御を持つアクチュエータの位置制御のブロック線図

ロボットにアームにかかる外乱はアクチュエータのトルクを変動させる。製作した試験機は回転形 DC モータを使用しているため、外乱オブザーバを用いて得られる外乱トルクを図 D.1 に示すインピーダン

ス制御ループを通して変位に変換する。これより、外乱トルクによる変位は柔軟性を持った形で位置制御系にフィードバックされる。ここで、外乱トルク (\hat{T}_L) による変位 (θ_{cj}^*) は次式で表される。

$$\theta_{cj}^*(s) = \frac{\hat{T}_L(s)}{m_{nj}s^2 + B_{nj}s + K_{nj}} \quad (D.1)$$

ここで、 m_{nj} は可動子の質量、 B_{nj} は粘性係数、 K_{nj} はバネ定数のノミナル値である。回転形モータの場合、角度指令値 $\theta_j^*(s)$ に補正 $\theta_{cj}^*(s)$ を加えたものを指令値として位置制御系に入力することで仮想インピーダンス制御が実現する。

図 D.2 に示すように外乱オブザーバと仮想インピーダンスを挿入して位置制御系を設計した。インピーダンスモデルは図 D.1 に示すように二次系として扱った。ダンピングを持つ二次系の標準形の特性方程式は次式となる。

$$s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2 = 0 \quad (D.2)$$

ただし、 ω_n は固有角周波数 [rad/sec]、 ζ は減衰係数である。これより、仮想バネ定数 K_n と仮想粘性係数 B_n はそれぞれ次のようになる。

$$\begin{aligned} \frac{B_{nj}}{m_{nj}} &= 2\zeta\omega_n \\ \frac{K_{nj}}{m_{nj}} &= \omega_n^2 \end{aligned} \quad (D.3)$$

これより、式 (D.2) と式 (D.3) を用いて固有角周波数と粘弾性を変数に持つ仮想インピーダンスが考えられる。

D.2 位置制御系の構成

第 6.4 節と同様に、フィードバック制御系の構成を述べる。試験機に用いた DC モータは第 6.4 節と同じものであり、電流制御系は第 6.4 節と同じく I-P 制御系を構成し、電流制御器の制御パラメータは式 (6.5) のものを用いた。

次に、速度制御器は外側に位置ループがあることから P 制御系を構成した。関節 j の速度フィードバックの伝達関数は次のようになる。

$$\dot{\theta}_j(s) = \frac{1}{1 + \frac{1+\tau_i}{K_{Pi}K_t I_j s}} \dot{\theta}_j^*(s) \quad (D.4)$$

速度制御器の等価時定数を $\tau_{\dot{\theta}_j}$ と置くと、制御パラメータは次のように求まる。

$$K_{P\dot{\theta}_j} = \frac{1 + \tau_i}{K_t \tau_{\dot{\theta}_j}} I_j \quad (D.5)$$

最後に、位置制御の構成を述べる。位置制御系は PI 制御系とした。関節 j の位置フィードバックの伝達関数は次のようになる。

$$\theta_j(s) = \frac{1 + \frac{K_{P\theta_j}}{K_{I\theta_j}}}{1 + \frac{K_{P\theta_j}}{K_{I\theta_j}s} + \frac{1 + \tau_{\theta_j}}{K_{I\theta_j}}s^2} \theta_j^*(s) \quad (D.6)$$

等価時定数 (τ_{θ_j}) を用いた分母多項式を Kessler 標準形から次のように定めた。

$$1 + \tau_{\theta_j}s + \frac{1}{2}\tau_{\theta_j}^2s^2 \quad (D.7)$$

これより、各制御パラメータは次のように計算される。

$$K_{P\theta_j} = \frac{2}{\tau_{\theta_j}}(1 + \tau_{\theta_j}), \quad K_{I\theta_j} = \frac{2}{\tau_{\theta_j}}(1 + \tau_{\theta_j}^2) \quad (D.8)$$

試験機では、電流制御系の等価時定数 $\tau_i = 0.0030$ sec, 速度制御系の等価時定数 $\tau_{\dot{\theta}_j} = 0.010$ sec, および位置制御系の等価時定数 $\tau_{\theta_j} = 0.20$ sec として設計した。また、過電流を防ぐために Anti-windup を施し、時間微分のための LPF の時定数 $\tau_n = 1.00$ sec として実験を行った。

D.3 位置制御形インピーダンス制御を用いた外乱力に対する変位の補償

第 6.3 節と同様に、試験機の先端に外乱を加え、実装した位置制御形インピーダンス制御による変位の補償を測定し、評価する。第 6.4 節を基に、各リンクに対して位置制御形インピーダンス制御系を構成し、表 6.1 に示した試験機の基本定数を用いて制御器のパラメータを求めた。また、表 6.1 に示した各リンクの慣性モーメントは各リンクの重心における値であるため、回転軸における慣性モーメントを計算して制御パラメータを求めた。固有角周波数 10.00 rad/sec, 減衰係数 0.50 とし、各リンクの質量のノミナル値は、表 6.1 に示したリンク質量を用いた。次の手順でアーム先端に変位を与えた場合の特性を測定した。

手先の変位に対して柔軟な位置制御の実験手順

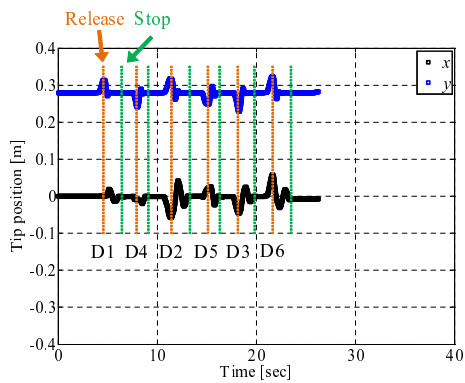
1. 図 2.5 中の D1, D4 方向がそれぞれ $+y, -y$ 方向を意味する。D1 方向へ先端を微小に引っ張り、離れた時のアーム先端の位置とアクチュエータトルクの時間変化を測定する。
2. D1 方向への変位から外乱による変位を補償し、安定した状態で今度は D4 方向へ微小に引っ張る。その後、離れた時のアーム先端の位置とアクチュエータトルクの時間変化を測定する。
3. D1 方向へ大きく引っ張り、離れた時の先端位置とアクチュエータトルクの値および、D4 方向へ大きく引っ張り、離れた時の先端位置とアクチュエータトルクの値を測定する。
4. 同様に、D2 方向へ変位させた場合、D5 方向, D3 方向, D6 方向と順番に変位の方向を変えて引っ張り、離れた後のアームが静止した位置とアクチュエータトルクの時間変化を測定する。
- 5.引っ張られたアームの外乱補償の成功の有無は、アームの先端を離してから安定した位置 (特に x 座標) と初期位置の差で判断する。
6. 外力を受ける前の静止状態の先端位置と、引っ張られた先端が元に戻って静止した位置の差から $\sqrt{dx^2 + dy^2}$ を求める。同様に、静止状態の先端位置と外力を与えて引っ張った位置の差から $\sqrt{dX^2 + dY^2}$ を求め、この $\sqrt{dX^2 + dY^2}$ に対する $\sqrt{dx^2 + dy^2}$ の値が 20% 以内の場合を外乱力の補償に成功したと判断した。
7. 仮想インピーダンス制御を挿入した位置制御系と、挿入しない通常の位置制御系を実装した試験機に対して上記の外乱を与え、変位に対する特性を測定した。

先端の変位が微小な場合の補償特性を図 D.3 に示し、大きな変位を与えた場合の補償特性を図 D.4 に示す。上記の手順 6 に基づく外乱力補償の成功の有無を図中に各々 \circ と \times で示した。

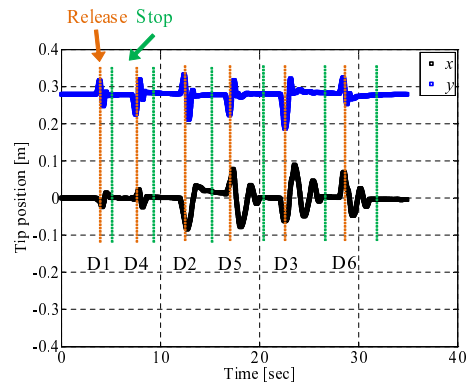
位置のフィードバック制御を実装しているため、どの方向の外力に対しても補償が行われている。第 6.3 節の提案した力制御形の制御と比較すると、力を補償するのに対して変位を補償しているため挙動が振動的で、位置のフィードバックが終わるまでに長い時間がかかっている。これは、力制御が電流制御系の時定数に基づいて力の補償を行っているのに対して、位置制御の時定数が大きいことが原因にある。特に、図 D.4(c) の D2 方向への変位に対する補償では、安定するまでに長い時間を要している。例として、力の補償と比べて位置の補償は大きな関節トルクを必要とすることが見て取れる。これは、時定数の違いと速度制御系・位置制御系のゲインおよび位置に対する仮想インピーダンス特性 (固有角周波数と減衰係数) のパラメータが要因であるが、今回の測定条件では提案した力制御系の方が小さなアクチュエータトルクで速い補償を実現している点で、有効な結果が得られた。

図 D.3 と図 D.4 に示した位置制御形インピーダンス制御の特性は、外乱オブザーバに挿入した LPF の特性など製作した試験機の性能に依存した結果となった。また、第 6.3 節の測定と同様にエンコーダの特性に問題があるため、挙動を目で見ていると外力を加える前と後で変位差が生じる場合もあった。

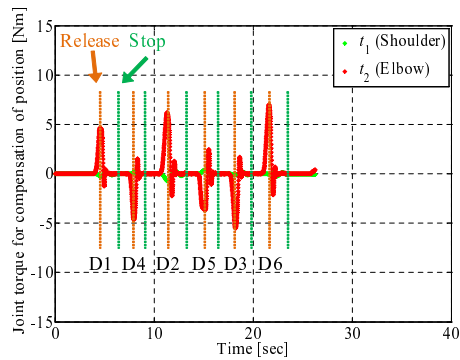
提案した柔軟な外乱力の補償が電流制御系の時定数に依存するのに対して、位置制御形は時定数が大きくなる。試験機に実装した測定結果は、力制御に比べて振動的な変位の補償特性となった。製作した試験機の特性上、関節角度の微分値を求めるための LPF の時定数を大きくして測定したため正確な評価は難しい。今回の実験では、提案した力制御の方が短い時間で外乱力を補償出来たため、提案した外乱を力で補償するという自然な考えに基づく提案手法の有効性が位置制御形との比較から明確になった。



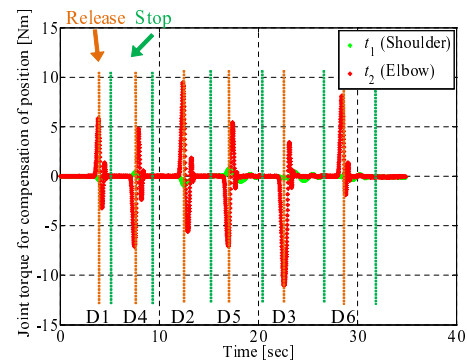
(a) 手先位置 (x, y) [m], 仮想粘弾性なし



(c) 手先位置 (x, y) [m], 仮想粘弾性あり

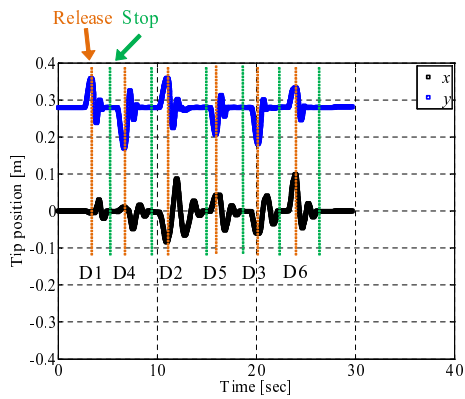


(b) 関節トルク (t_1, t_2) [Nm], 仮想粘弾性なし

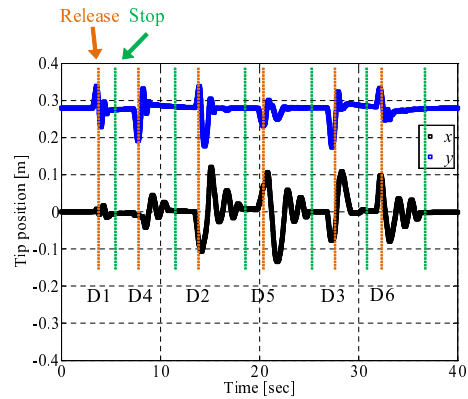


(d) 関節トルク (t_1, t_2) [Nm], 仮想粘弾性あり

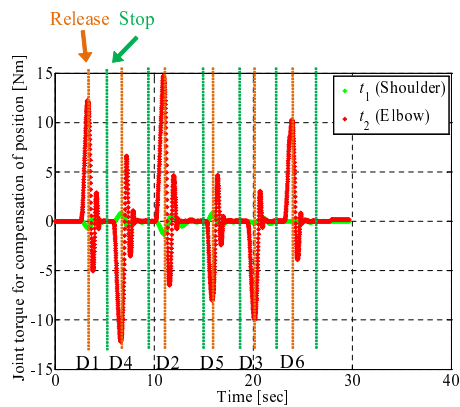
図 D.3: 位置制御形インピーダンス制御の外乱に対する変位の補償特性, 固有角周波数 : $\omega_n = 10.00$ rad/sec, 減衰係数 : $\zeta = 0.50$, 微小変位



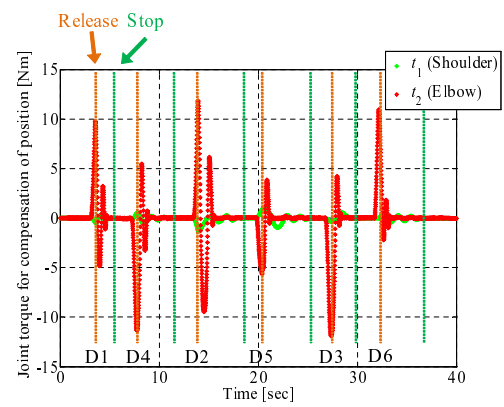
(a) 手先位置 (x, y) [m], 仮想粘弾性なし



(c) 手先位置 (x, y) [m], 仮想粘弾性あり



(b) 関節トルク (t_1, t_2) [Nm], 仮想粘弾性なし



(d) 関節トルク (t_1, t_2) [Nm], 仮想粘弾性あり

図 D.4: 位置制御形インピーダンス制御の外乱に対する変位の補償特性, 固有角周波数 : $\omega_n = 10.00$ rad/sec, 減衰係数 : $\zeta = 0.50$, 大きな変位

付録E 腕や脚の伸縮運動に必要な関節トルクと一関節・二関節筋相当のアクチュエータトルクの関係

ここでは、アームが伸縮運動をする際に必要な各関節のトルクを一関節・二関節筋相当のアクチュエータトルクに分けて考え、各アクチュエータトルクの非線形性について述べる。

E.1 腕や脚の伸縮運動に必要な一関節・二関節筋相当のアクチュエータトルクの定式化

第4.3節で論考した、2リンクアームが任意の方向に伸縮運動をする際の、腕の運動に必要なトルク特性について考える。検討モデルを図E.1に示す。手先が x 軸から任意の角度 δ の方向へ伸縮する時に必要な各関節トルク $([\tau_{\text{shoulder}}, \tau_{\text{elbow}}]^T)$ は次式で表される。

$$\begin{aligned}\tau_{\text{shoulder}} &= \left(I_1 - I_2 + m_1 l_{g1}^2 + m_2 (l_1^2 - l_{g2}^2) \right) \ddot{\theta}_1 + g \left(m_1 l_{g1} \cos \theta_1 + m_2 \{ l_1 \cos \theta_1 + l_{g2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \} \right) \\ \tau_{\text{elbow}} &= \left(-I_2 + m_2 (-l_{g2}^2 + l_1 l_{g2} \cos \theta_2) \right) \ddot{\theta}_1 + m_2 l_1 l_{g2} \ddot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 + g m_2 l_{g2} \cos(\theta_1 + \theta_2)\end{aligned}\quad (\text{E.1})$$

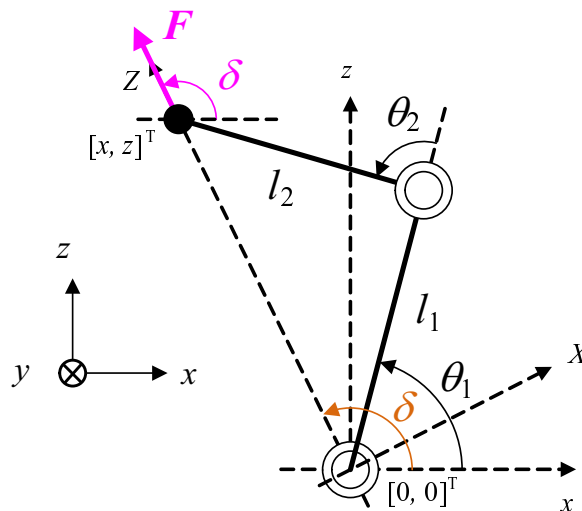


図 E.1: 任意の方向への伸縮運動

ここで、式(E.1)の各関節トルクの中の同じ成分を二関節筋相当のトルクが発すると仮定し、肩・肘関節の一関節筋相当のトルクと二関節筋相当のトルク (τ_1, τ_2, τ_3) を求める。リンクの長さを等しくし、リンク質量が異なると仮定する $(l_1 = l_2 = l)$ 。各関節から各リンクの重心までの距離をそれぞれリンク長

表 E.1: 数値解析に用いる 2 リンクアームの基本定数.

関節の回転半径 : $r (r_1, r_2)$	0.0300 [m]
リンクの長さ : $l (l_1, l_2)$	0.20 [m]
リンク 1 の質量 : m_1	4.00 [kg]
リンク 2 の質量 : m_2	2.00 [kg]
リンクの慣性モーメント : $I (I_1, I_2)$	0.0142, 0.0071 [kgm ²]

の半分と仮定すると ($l_{g1} = l_{g2} = \frac{1}{2}l$)、伸縮運動に伴う 3 つのアクチュエータトルクはそれぞれ次のように求まる。

$$\tau_1 = \left(I_1 + \frac{1}{4}m_1l^2 + m_2l^2 \right) \ddot{\theta}_1 + gl \cos \theta_1 \left(\frac{1}{2}m_1 + m_2 \right) \quad (\text{E.2})$$

$$\tau_2 = \frac{1}{2}m_2l^2 \{ 1 - 2 \sin^2(\delta - \theta_1) \} \ddot{\theta}_1 + m_2l^2 \dot{\theta}_1^2 \sin(\delta - \theta_1) \cos(\delta - \theta_1) \quad (\text{E.3})$$

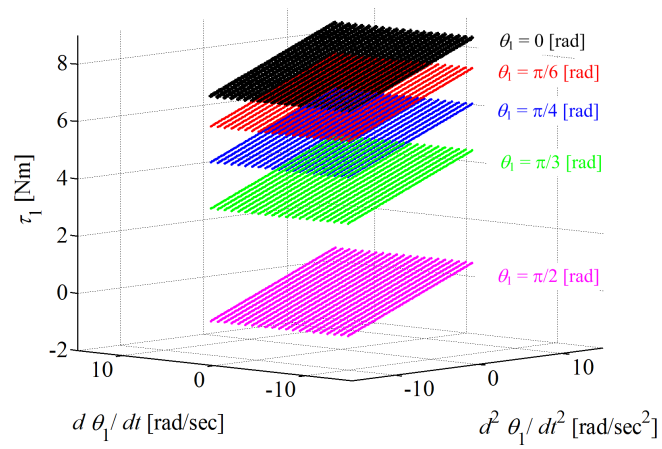
$$\tau_3 = - \left(I_2 + \frac{1}{4}m_2l^2 \right) \ddot{\theta}_1 + \frac{1}{2}gm_2l \cos(2\delta - \theta_1) \quad (\text{E.4})$$

これより、リンクの長さが等しいアームが伸縮動作する場合の一関節筋と二関節筋相当のトルクを数学的に記述すると、伸縮する方向を示す角度 δ と肩関節の角度・角速度・角加速度 ($\theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1$) を変数に持つ関数であることが示された。

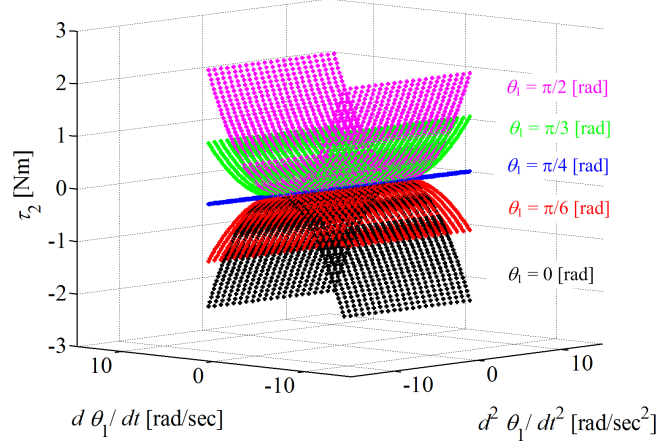
E.2 伸縮運動時の各アクチュエータトルクの非線形性

式 (E.2), 式 (E.3), 式 (E.4) の特性を持つアーム自身の伸縮運動に必要なアクチュエータトルクの特性を考察する。先述の通り、アーム自身の運動に必要なトルクは、肩関節角度、角速度および角加速度 ($\theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1$) を変数に持つ関数である。そして、ヒトは一定方向への伸縮動作を多用する。そこで、このアクチュエータトルクの任意の肩関節角度における肩関節角加速度と角速度に対する依存性を数値計算し、その特性を評価する。ケーススタディで扱う 2 リンクアームモデルの仕様と定数を表 E.1 に示す。手先が図 E.1 の Z 軸上に存在し、 x 軸と Z 軸の角度 δ は $\frac{3}{4}\pi$ rad とした。肩関節の角度が $\theta_1 = 0, \frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{3}, \frac{\pi}{2}$ rad の 5 つの姿勢を想定した。関節の角加速度と角速度の範囲はロボットの運動として現実的な値を想定し、それぞれ ± 10.00 rad/sec², ± 10.00 rad/sec とした。数値解析には MATLAB を使用し、各関節角度におけるトルクをそれぞれ 100 点計算した。計算結果を図 E.2 に示す。

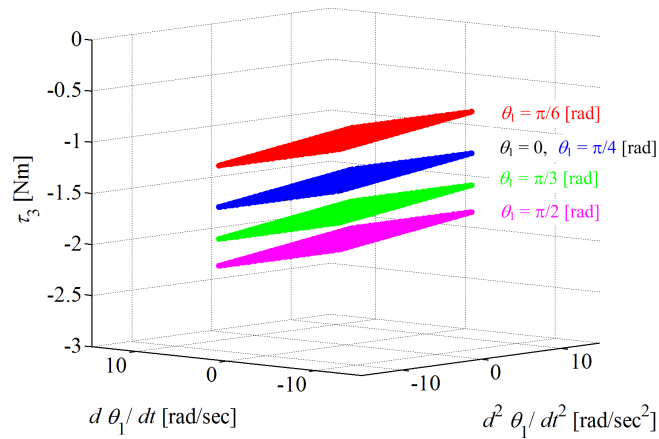
図 E.2(a) の肩の一関節筋相当の回転トルク (τ_1) は、肩関節角加速度の一次関数 ($\ddot{\theta}_1$) を主とした特性を持つ。図 E.2(b) の肘の一関節筋相当の回転トルク (τ_2) は、肩関節角速度の二次関数 ($\dot{\theta}_1^2$) を主とした特性を持つ。そして、図 E.2(c) の二関節筋相当の回転トルク (τ_3) は、肩関節角加速度の一次関数 ($\ddot{\theta}_1$) を主とした特性を持ち、その特性が τ_1 と似ていることが分かる。これより、アームが伸縮運動をするために必要な各アクチュエータトルクは、それぞれ簡単な非線形性を持つことが示された。



(a) 肩関節の一関節筋相当のトルク (τ_1) [Nm]



(b) 肘関節の一関節筋相当のトルク (τ_2) [Nm]



(c) 二関節筋相当のトルク (τ_3) [Nm]

図 E.2: アームが x 軸から角度 $\delta = \frac{3}{4}\pi$ rad の方向に伸縮運動する際の各アクチュエータトルクの肩関節角加速度と角速度に対する依存性

E.3 伸縮運動時の各アクチュエータトルクのまとめ

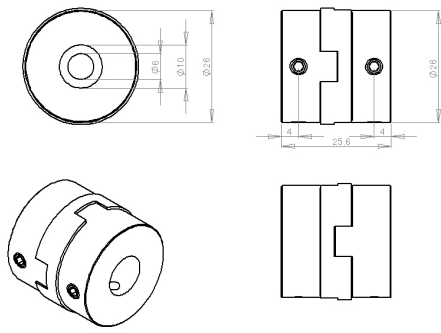
伸縮運動の特性は、仮想仕事の原理を拡張させたダランベールの原理を用いることで数学的に記述される²⁴⁾。つまり、先端の力特性は運動の問題が力のつり合い(平衡)の問題に帰着されることを利用すると、先端力制御に伴う関節トルクとアーム自身の伸縮運動に伴う関節トルクを重ね合わせることで伸縮運動の特性が記述出来る。ここで、先端で発する力を制御するための3つのアクチュエータトルクの大きさが等しいと仮定する ($|T_1| = |T_2| = |T_3| = T$)。第3.4節の式(3.30)から、Z方向の力(F_Z)に対する3つのアクチュエータトルクの大きさ T は次式となる。

$$T = -\frac{F_z l \sin(\theta_1 - \delta)}{2} \quad (\text{E.5})$$

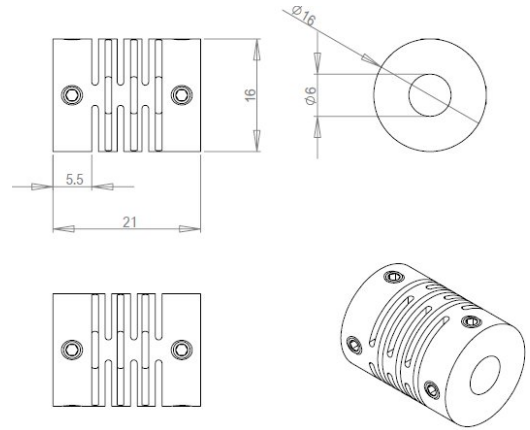
これより、アームの先端が図 E.1 に示した任意の角度 δ の方向に力を出しながら真っ直ぐに移動する時の一関節・二関節筋相当のアクチュエータトルクは、次のように表される。

$$\begin{bmatrix} \tau_{1\text{Total}} \\ \tau_{2\text{Total}} \\ \tau_{3\text{Total}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{eq. (E.2)} \\ \text{eq. (E.3)} \\ \text{eq. (E.4)} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} T \\ -T \\ -T \end{bmatrix} \quad (\text{E.6})$$

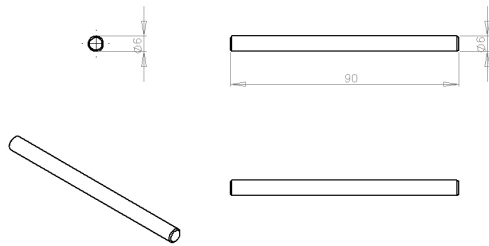
式 (E.2) と式 (E.4) の特性が近く、先端力を伸縮方向に制御するため $T_1 = -T_3$ の条件を備えていることから、二関節同時駆動を備えることで伸縮運動に伴うそれぞれのアクチュエータトルクの制御が簡単になる可能性が示された。



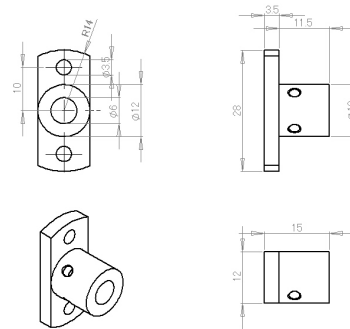
(a) モータ軸とシャフト間のカップリング



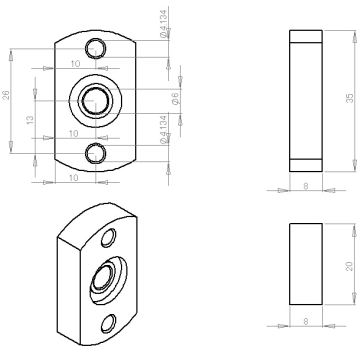
(b) エンコーダ軸とシャフト間のカップリング



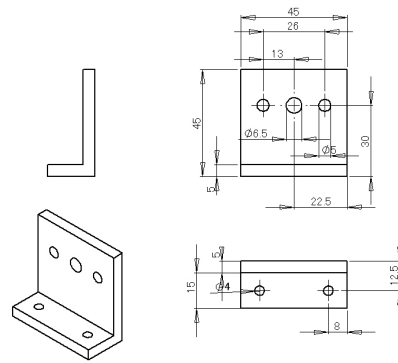
(c) モータ・カップリング・ベアリング・エンコーダを連結するシャフト



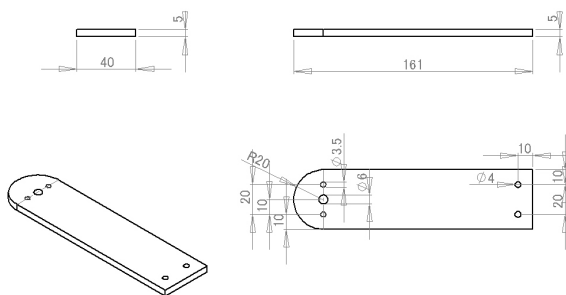
(d) シャフトホルダ



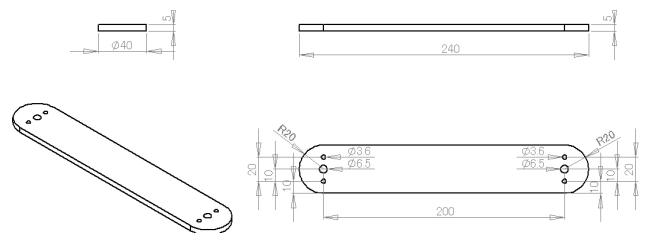
(e) シャフトを通すベアリング



(f) ベアリング固定部分

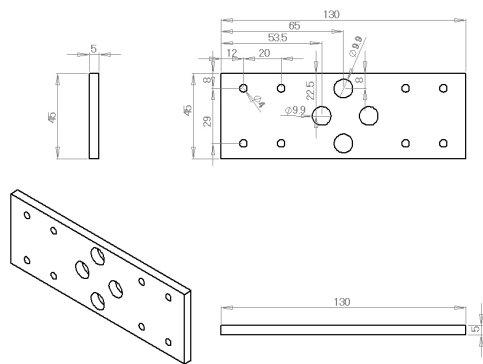


(g) 先端のリンク

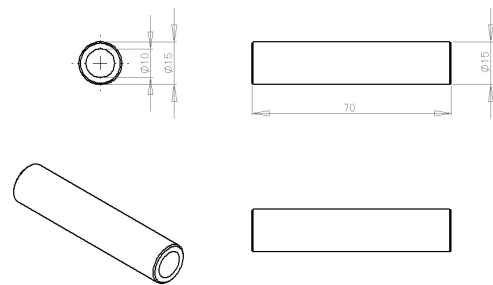


(h) 支点を基準に第1関節と第2関節を結ぶリンク

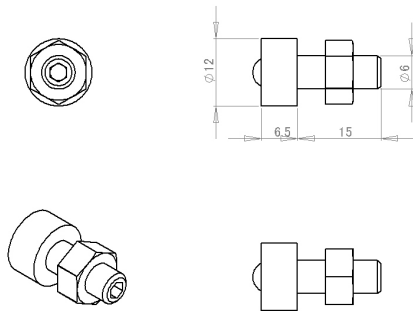
図 F.2: 回転形モータとエンコーダを搭載する関節の構成およびリンク形状



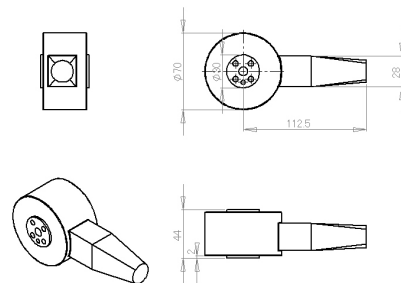
(a) 関節と重力荷重を支える台車をつなぐリンク



(b) (a) と台車をつなぐシャフト



(c) 台車に用いるローラー



(d) 先端に配置する 3 軸力センサ

図 F.3: 水平運動を支持する台車構造と先端の出力を測定する 3 軸力センサ

付録G 3軸力センサの取扱い

3軸力センサから計測した値を本論文で扱う x, y 方向の力 (F_x, F_y) に変換する方法を説明する。図 G.1 に計測に使用した3軸力センサの構造を示す。試験機の先端が移動中に先端にかかる力を測定することを目的として、図 G.1(a) の固定側 (Fixing side) と書かれた部分を先端のアームの底面に固定する。ゆえに、アーム先端を上から見た場合の力センサの出力 (F_X, F_Y) と本論文で扱う先端力 (F_x, F_y) の関係は、図 G.2 から次式のようになる。

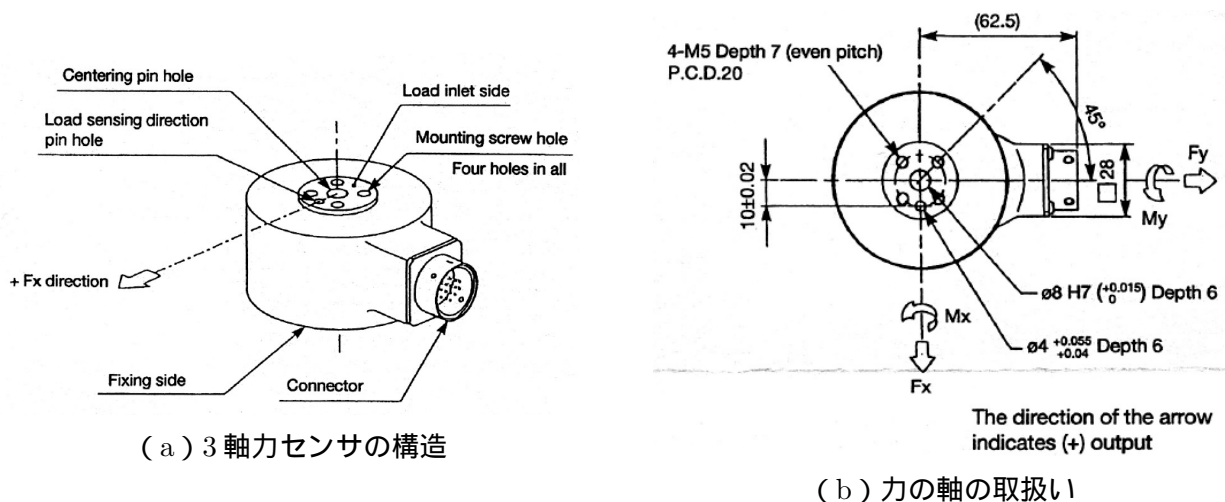


図 G.1: 実験に使用した3軸力センサ (協和電業 LAT-10010KA-2)

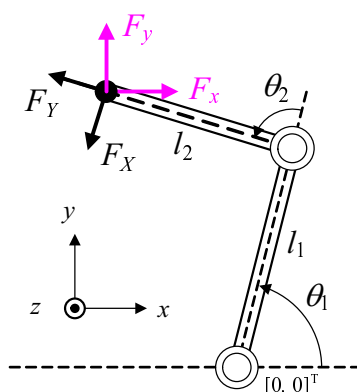


図 G.2: 力センサの測定値を x, y 座標に変換するモデル

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -F_X \sin(\theta_1 + \theta_2) + F_Y \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ F_X \cos(\theta_1 + \theta_2) + F_Y \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (\text{G.1})$$