

上肢支援型起立動作補助装置の開発（第1報） 上肢の影響を考慮した起立動作の剛体リンクモデルの導出と 関節モーメントの有効性検証

坂東 直行^{*1}、堀部 哲^{*2}、山田 宏尚^{*3}、森田 啓之^{*4}、田中 邦彦^{*4}

Development of assist machine for the motion of standing up using human's upper arm power (I)
Solid body link model for the motion of standing up and Capability of evaluation of joint moment

Naoyuki BANDO ^{*1}, Satoshi HORIBE ^{*2}, Hironao YAMADA ^{*3}
Hironobu MORITA ^{*4}, Kunihiko TANAKA ^{*4}

筆者らは、現在市販されている起立補助椅子では立ち上がりが困難なユーザであっても、立ち上がることができる起立補助椅子の実現を目標に研究を行っている。人は下肢の機能が低下したとき、上肢の力で機能を補って起立動作を行うことに着目すると、起立動作の負担軽減に肘掛けが役立つものと考えられる。そこで、肘掛けの可動機構を付加した起立補助椅子を開発している。

まず本報では、肘掛けを使った起立動作の負担の程度を示す指標を見いだすことを目的に、関節モーメントに着目して有効性を検証した結果を報告する。肘掛けを異なる位置に配置して起立動作を行い関節モーメントを比較したところ、肘掛けの位置変化により変化するという結果を得た。これにより関節モーメントは起立動作における肘掛けの有効性を検証する指標になると考えられる。

1. 緒言

一般に、高齢になるにつれて下肢の力のみに頼る立ち上がりは困難になり、上肢の力も加えた起立動作を行うようになる。また一部の筋・神経疾患患者においても、下肢の自由が利かない場合は上肢の力で起立動作を補う。しかし、現在市販されている起立補助椅子は、座面のみが動く、もしくは肘掛と座面が一体になって動くというものが多く、起立動作が行いやすい位置に肘掛けを配置するという配慮まではされていない。そこで、肘掛けに可動機構を付加し、立ち上がるときに肘掛けを有効に利用することで今までの椅子よりも容易に起立動作が行える起立補助椅子の開発を行っ

ている。

本研究を進めるうえで肘掛けを利用した起立動作の容易・困難を表す指標を定めることは、現行商品の機能と新規開発する起立補助椅子の機能を比較するうえで必要である。このとき定めた指標はどの程度起立動作を楽にする効果が得られたのかを把握するうえで定量的であることが望ましく、指標値の増大もしくは減少に寄与した原因を追及するうえでは理論面から考察が可能であることが望ましい。そこで、本研究では工学的視点から身体運動を解析することで、これらを満たす指標の導出を試みる。

身体運動を工学的に扱うとき、動作の負担や動作の効率を表す指標として関節モーメントがよく用いられる。関節モーメントとは、ある関節の中心回りに発生するモーメントの総和のことであり、ある運動を行うために身体が発揮した関節回りに体節を回転させる回転力である。そして関節の機

^{*1} 試験研究部（シミュレーション研究室）

^{*2} 総合企画部研究開発課

^{*3} 岐阜大学工学部人間情報システム工学科

^{*4} 岐阜大学医学系研究科生理学分野

機械的な負担を示すものとして扱われる。

関節モーメントは、直接計測することは困難であるが、起立動作を測定し、得たデータを用いて逆動力学から求めることが可能である。また理論面からの考察がしやすいことから、本研究において、起立動作の容易・困難に肘掛けが与える影響を示す指標の有力な候補である。そこで、様々な肘掛け位置における起立動作を計測し、関節モーメントを求めて比較することで、その有効性を検証する。

2. 関節モーメントの導出

2.1 剛体リンクモデル

工学的に、ある起立動作において、どのような関節モーメントが発生しているかを知るためには、身体を力学で扱うモデルとして表現する必要がある。通常は身体を近似的に剛体とみなせる範囲まで分け、ここで分けた体節は剛体であるとし、各体節は機械的に結合されているとして扱う、剛体リンクモデルを利用する¹⁾ことから、ここでも、身体を剛体リンクモデルで表すことにする。

どのような身体運動であっても、それは3次元空間上の動作であるため、3次元の剛体リンクモデルから運動方程式を導出すれば、すべての運動を扱うことができるが、この場合、数学的扱いが煩雑になり全体理解の妨げになるなどの理由から、剛体リンクモデルによる表現は2次元モデルでできるところまで扱うことが多い¹⁾。本研究においても対象とする起立動作を、運動の大部分が体重心の上前方移動に関係しており、その他の影響は微小であるものと想定して、2次元の剛体リンクモデルで扱うこととする。

2.2 運動方程式

関節モーメントを求めるには、剛体リンクモデルの各体節に関する運動方程式を導出し、すべての運動方程式を連立させて末梢側から節間力を消去していく方法が通常用いられる¹⁾。この際、各体節の運動方程式はニュートン・オイラー法から導くことが多い。しかし一般に、ニュートン・オイラー法から系の運動方程式を導出する場合、運動方程式の導出過程で定義した座標系に力の向きと最終的に得られる具体的な運動方程式の形が依存するほか、系に拘束条件がある場合、運動方程式とは別に方程式を導出する必要があるなど、式の導出過程が煩雑になる傾向にある。今回のように剛体リンクモデルの運動方程式を導出する際も、体節数や身体に作用する外力の数が多くなった場合、身体運動全体を表す系の方程式が複雑になり、系全体の性質を理解することが困難となる。この

表1 剛体リンクモデルの記号

l_i	体節長	[mm]
m_i	体節質量	[kg]
J_i	体節の重心まわりの慣性モーメント	[kg · m ²]
λ_i	質量中心比	[-]
P_{C_i}	体節重心位置	[mm]
θ_i	体節角度	[rad]
P_j	関節および体節端点の位置	[mm]
M_j	関節モーメント	[N · m]
g	重力加速度	[m/s ²]

表2 体節と添字 i の対応

i	体節を表す添字
= 1	足
= 2	下腿
= 3	大腿
= 4	体幹（頭部を含む）
= 5	上腕
= 6	前腕
= 7	手

表3 関節及び体節端点と添字 j の対応

j	関節および体節端点を表す添字
= 0	足先端
= 1	足首関節
= 2	膝関節
= 3	股関節
= 4	肩関節
= 5	肘関節
= 6	手首関節
= 7	手先端

ような理由から、本研究ではラグランジュ法に則って剛体リンクモデルの運動方程式を導出することとした。ラグランジュ法では、選択した座標系や拘束条件を別段意識することなく、機械的手続きにより運動方程式を導出することができる。

2.3 式の導出

ここでは、ラグランジュ法を用いて剛体リンクモデルの運動方程式を導出する。

まず、剛体リンクモデルにおける記号を表1のように定義する。ここで質量中心比は部分長に対する中心端からの比である。また、記号の添字 i は体節を表し、添字 j は関節および体節端点を表す（表2、表3）。本研究で扱う剛体リンクモデルを図1に示す。

なお、運動方程式導出にあたり起立動作は次の仮定を満足するものとする。

- ・ 起立動作中、足部は床から離れず動かない
- ・ 左右で同一の動きを行う
- ・ 関節の伸屈にともなう粘性抵抗は無視できる
足首座標の位置を原点とし、矢状面前方をX軸、

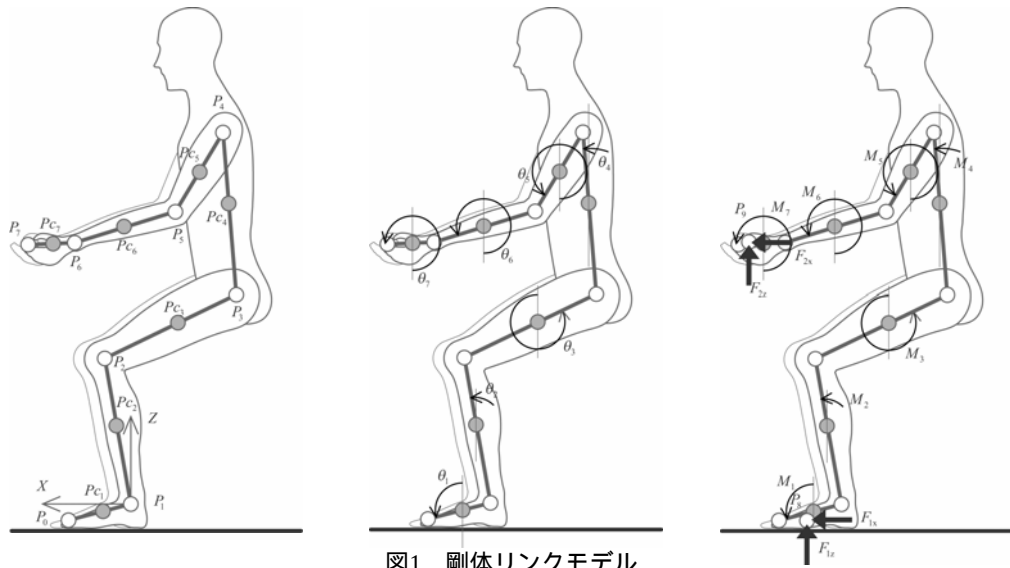


図1 剛体リンクモデル

(左：体節質量中心と関節位置の定義、中央：体節角度の定義、右：関節モーメントと外力の定義)

鉛直上向きをZ軸とする座標系において、各関節点位置 $P_j = (x_j, z_j)$ は次式により定義される。

足首座標位置 P_1 は

$$P_1 = (0, 0)$$

足先端点位置 P_0 は

$$P_0 = (l_1 \cdot \sin \theta_1, l_1 \cdot \cos \theta_1)$$

膝関節位置 P_2 は

$$P_2 = (l_2 \cdot \sin \theta_2, l_2 \cdot \cos \theta_2)$$

股関節位置 P_3 は

$$P_3 = (x_2 + l_3 \cdot \sin \theta_3, z_2 + l_3 \cdot \cos \theta_3)$$

肩関節位置 P_4 は

$$P_4 = (x_3 + l_4 \cdot \sin \theta_4, z_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)$$

肘関節位置 P_5 は

$$P_5 = (x_4 + l_5 \cdot \sin(\theta_5 - \pi), z_4 + l_5 \cdot \cos(\theta_5 - \pi))$$

手首関節位置 P_6 は

$$P_6 = (x_5 + l_6 \cdot \sin(\theta_6 - \pi), z_5 + l_6 \cdot \cos(\theta_6 - \pi))$$

手先端点位置 P_7 は

$$P_7 = (x_6 + l_7 \cdot \sin(\theta_7 - \pi), z_6 + l_7 \cdot \cos(\theta_7 - \pi))$$

ここから、各体節の重心位置 $PC_i = (x_{ci}, z_{ci})$ は次式により表される。

下肢体節の重心位置は

$$PC_i = (\lambda_i \cdot (x_{j-1} - x_j) + x_j, \lambda_i \cdot (z_{j-1} - z_j) + z_j) \\ (i = j, i = 1, 2, 3)$$

体幹の重心位置は、

$$PC_4 = (\lambda_4 \cdot (x_3 - x_4) + x_j, \lambda_4 \cdot (z_3 - z_4) + z_4)$$

上肢体節の重心位置は

$$PC_i = (\lambda_i \cdot (x_j - x_{j-1}) + x_{j-1}, \lambda_i \cdot (z_j - z_{j-1}) + z_{j-1}) \\ (i = j, i = 5, 6, 7)$$

各体節の移動速度 v_i は各体節の重心位置 PC_i を時間微分することで求められる。ここから、各体節の運動エネルギー T_i は次式で表される。

$$T_i = \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot v_i^2 + \frac{1}{2} \cdot J_i \cdot \left(\frac{d\theta_i}{dt} \right)^2$$

上式において右辺第1項は並進運動のエネルギーを表し、右辺第2項は回転運動のエネルギーを表す。ここで先に定めた仮定より

$$T_1 = 0$$

である。ここから、系の総運動エネルギー T_{Total} は体節の数をふまえて次式で表される。

$$T_{Total} = 2 \cdot \sum_{i=2}^3 T_i + T_4 + 2 \cdot \sum_{i=5}^7 T_i$$

上式において右辺第 1 項は下肢の運動エネルギーを表し、第 3 項は上肢の運動エネルギーを表す。

次に、各体節のポテンシャルエネルギー U_i は次式により表される。

$$U_i = m_i \cdot g \cdot z_i$$

ここから、系の総ポテンシャルエネルギー U_{Total} は体節の数を考慮して次式で表される。

$$U_{Total} = 2 \cdot \sum_{i=1}^3 U_i + U_4 + 2 \cdot \sum_{i=5}^7 U_i$$

上式において右辺第 1 項は下肢のポテンシャルエネルギーを表し、第 3 項は上肢のポテンシャルエネルギーを表す。

系の総運動エネルギーと総ポテンシャルエネルギーが明らかになったので、剛体リンクモデルにおけるラグランジアン L は次式で表される。

$$L = T_{Total} - U_{Total}$$

ラグランジュの運動方程式から、系の運動方程式を導出するには、一般化座標を定義し、一般化力を求めなければならない。そこでまず一般化座標は関節角度とし、次式で定義する。

$$\Theta_j = \theta_{i+1} - \theta_i \quad (i = j, j = 1, 2, \dots, 6)$$

次に一般化力を定義する。床から力が作用する点を P_8 とし、肘掛けから力が作用する点を P_9 とする。これらは成分表記すると、

$$P_8 = (x_8, z_8), \quad P_9 = (x_9, z_9)$$

である。また、床から身体に作用する力を F_1 、肘掛けから身体に作用する力を F_2 とする。これらは成分表記すると

$$F_1 = (f_{x1}, f_{z1}), \quad F_2 = (f_{x2}, f_{z2})$$

である。これらから、各関節に作用する一般化力 τ_j は次式で求まる。

$$\begin{aligned} \tau_j = & M_j - (x_8 - x_j) \cdot f_{z1} + (x_8 - x_j) \cdot f_{x1} \\ & + (x_9 - x_j) \cdot f_{z2} + (x_9 - x_j) \cdot f_{x2} \end{aligned}$$

これらより、各体節の運動方程式は次式で求められる。

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\Theta}_j} \right) - \frac{\partial L}{\partial \Theta_j} = \tau_j \quad (j = 1, 2, \dots, 6)$$

ここで求められた運動方程式を右辺の一般化力 τ_i に含まれる関節モーメント M_j について解けば、各関節の関節モーメントを求めることができる。

実際に上式を数学的に厳密に解くと項数が何十も存在する方程式が導かれる。その大半は関節角度の 1 階の時間微分および 2 階の時間微分が含まれる動的項であり、それらはそれぞれ関節角度の角速度および角加速度にあたる。工学的な立場では式に含まれる項の数が多く全体の見通しが悪い方程式は扱いづらいため、適当な仮定を導入して項数を減らすことが多い。本研究においても運動方程式の項数を減らすため次の仮定を導入する。

- ・起立動作における関節角度変化の角速度、角加速度は小さく、関節モーメントにおける動的項は静的項と比較して全体に与える影響は微小であると扱える。

これにより、運動方程式から動的項を除くと、関節モーメントを求める式は外力項と重力項により求められる釣り合いの式に変換される。関節角度 Θ_j を体節角度 θ_i に変換して具体的に示すと、足首関節モーメント M_1 は

$$\begin{aligned} M_1 = & (2\lambda_2 m_2 - 2m_2 - 2m_3 - m_4 - 2m_5 - 2m_6 - 2m_7) \\ & \cdot gl_2 \sin \theta_2 \\ & + (2\lambda_3 m_3 - 2m_3 - m_4 - 2m_5 - 2m_6 - 2m_7) \\ & \cdot gl_3 \sin \theta_3 \\ & + (\lambda_4 m_4 - m_4 - 2m_5 - 2m_6 - 2m_7) gl_4 \sin \theta_4 \\ & + (2\lambda_5 m_5 + 2m_6 + 2m_7) gl_5 \sin \theta_5 \\ & + (2\lambda_6 m_6 + 2m_7) gl_6 \sin \theta_6 \\ & + 2\lambda_7 m_7 gl_7 \sin \theta_7 \\ & + x_8 f_{z1} - z_8 f_{x1} - x_9 f_{z2} - z_9 f_{x2} \end{aligned}$$

膝関節モーメント M_2 は

$$\begin{aligned} M_2 = & (f_{x1} + f_{x2})l_2 \cos \theta_2 + (f_{z2} - f_{z1})l_2 \sin \theta_2 \\ & + (2\lambda_3 m_3 - 2m_3 - m_4 - 2m_5 - 2m_6 - 2m_7) \\ & \cdot gl_3 \sin \theta_3 \\ & + (\lambda_4 m_4 - m_4 - 2m_5 - 2m_6 - 2m_7) gl_4 \sin \theta_4 \\ & + (2\lambda_5 m_5 + 2m_6 + 2m_7) gl_5 \sin \theta_5 \\ & + (2\lambda_6 m_6 + 2m_7) gl_6 \sin \theta_6 \\ & + 2\lambda_7 m_7 gl_7 \sin \theta_7 \\ & + x_8 f_{z1} - z_8 f_{x1} - x_9 f_{z2} - z_9 f_{x2} \end{aligned}$$

股関節モーメント M_3 は

$$\begin{aligned} M_3 = & (f_{x1} + f_{x2})l_2 \cos \theta_2 + (f_{z2} - f_{z1})l_2 \sin \theta_2 \\ & + (f_{x1} + f_{x2})l_3 \cos \theta_3 + (f_{z2} - f_{z1})l_3 \sin \theta_3 \\ & + (\lambda_4 m_4 - m_4 - 2m_5 - 2m_6 - 2m_7) gl_4 \sin \theta_4 \\ & + (2\lambda_5 m_5 + 2m_6 + 2m_7) gl_5 \sin \theta_5 \\ & + (2\lambda_6 m_6 + 2m_7) gl_6 \sin \theta_6 \\ & + 2\lambda_7 m_7 gl_7 \sin \theta_7 \\ & + x_8 f_{z1} - z_8 f_{x1} - x_9 f_{z2} - z_9 f_{x2} \end{aligned}$$

肩関節モーメント M_4 は

$$\begin{aligned} M_4 = & (f_{x1} + f_{x2})l_2 \cos \theta_2 + f_{z2}l_2 \sin \theta_2 \\ & + (f_{x1} + f_{x2})l_3 \cos \theta_3 + f_{z2}l_3 \sin \theta_3 \\ & + (f_{x1} + f_{x2})l_4 \cos \theta_4 + f_{z2}l_4 \sin \theta_4 \\ & + (2\lambda_5 m_5 + 2m_6 + 2m_7) gl_5 \sin \theta_5 \\ & + (2\lambda_6 m_6 + 2m_7) gl_6 \sin \theta_6 \\ & + 2\lambda_7 m_7 gl_7 \sin \theta_7 \\ & - z_8 f_{x1} - x_9 f_{z2} - z_9 f_{x2} \end{aligned}$$

肘関節モーメント M_5 は

$$\begin{aligned} M_5 = & (f_{x1} + f_{x2})l_2 \cos \theta_2 + (f_{z2} - f_{z1})l_2 \sin \theta_2 \\ & + (f_{x1} + f_{x2})l_3 \cos \theta_3 + (f_{z2} - f_{z1})l_3 \sin \theta_3 \\ & + (f_{x1} + f_{x2})l_4 \cos \theta_4 + (f_{z2} - f_{z1})l_4 \sin \theta_4 \\ & - (f_{x1} + f_{x2})l_5 \cos \theta_5 - (f_{z2} - f_{z1})l_5 \sin \theta_5 \\ & + (2\lambda_6 m_6 + 2m_7) gl_6 \sin \theta_6 \\ & + 2\lambda_7 m_7 gl_7 \sin \theta_7 \\ & + x_8 f_{z1} - z_8 f_{x1} - x_9 f_{z2} - z_9 f_{x2} \end{aligned}$$

手首関節モーメント M_6 は

$$\begin{aligned} M_6 = & (f_{x1} + f_{x2})l_2 \cos \theta_2 + (f_{z2} - f_{z1})l_2 \sin \theta_2 \\ & + (f_{x1} + f_{x2})l_3 \cos \theta_3 + (f_{z2} - f_{z1})l_3 \sin \theta_3 \\ & + (f_{x1} + f_{x2})l_4 \cos \theta_4 + (f_{z2} - f_{z1})l_4 \sin \theta_4 \\ & - (f_{x1} + f_{x2})l_5 \cos \theta_5 - (f_{z2} - f_{z1})l_5 \sin \theta_5 \\ & - f_{x1}l_6 \cos \theta_6 - (f_{z2} - f_{z1})l_6 \sin \theta_6 \\ & - 2\lambda_7 m_7 gl_7 \sin \theta_7 \\ & + x_8 f_{z1} - z_8 f_{x1} - x_9 f_{z2} - z_9 f_{x2} \end{aligned}$$

となる。

式をみると、どの関節モーメントにおいても体節質量に起因する重力を含む項は、体節の関節角度を変数とする $\sin$ 関数が乗じられていることから、体節角度が鉛直に近い状態、つまり起立状態に近いほど関節モーメントが小さくなることがわかる。また、関節位置が下肢から上肢にむかうにつれて式中に外力を含む項数が増加し、逆に重力を含む項数が減少している。ここから負担を自覚しやすい下肢のトルクを減少させるには立位状態に近い姿勢をとることが効果的であることがわかる。姿勢を一定に保ったまま関節モーメントを減少させたいときは、外力が関与する項の値を大きくする必要があるが、意識的に踏み込むなどをして肘掛けや床面から反作用として受ける力を大きくすることはかえって身体の負担を増加させることになるため困難である。このときは力の作用点位置を変化させればよいことも式から理解できる。

3. 評価実験用装置

肘掛けを利用した起立動作における関節モーメントは、動作中に身体に作用する力 F_1 、 F_2 が得られていないと求められない。

そこで、図2に示す評価実験装置を製作した。この装置は、図3のように被験者が座った状態から立ち上がるまでに身体が外部に対して発揮する力を測定できる。

装置には、座面にみたてたプレート（以後、座面部）に荷重センサが取り付けられており、プレートに作用する鉛直方向および水平前後方向の力を測定できる。また、鉛直方向の力はプレートの4隅に取り付けた荷重センサで測定するため、座面に作用する力の作用点位置を求めることができる。椅子の肘掛けを模擬した可動部（以後、肘掛部）にも、荷重センサ（（株）共和電業製 LFM-A-1kN）が取り付けられており（図4）、起立動作時に肘掛に作用する力を測定できる。床面には、床反力計

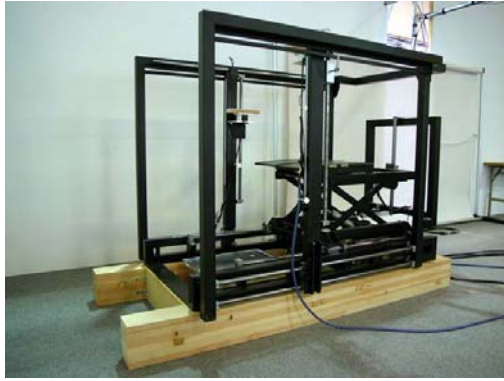


図2 重心移動評価装置



図3 重心移動評価装置（利用例）



図4 肘掛け部と荷重センサ

が設置されており、起立動作時の床面を踏み込む力を測定できる。これらのセンサはセンサインタフェースを介してPCと接続している。なお、肘掛け部は座面部に対する相対位置を調整できる。

また、身体関節角度を測定するため、回転型ポテンシオメータを利用したゴニオメータを製作した。ゴニオメータの外観を図5に示す。関節角度の変化を、関節の回転中心にポテンシオメータの回転中心を合わせて、ポテンシオメータの本体と軸にそれぞれ固定されたアームを被験者の体節に固定することで、身体関節角度はポテンシオメータの抵抗変化として測定できる。



図5 ゴニオメータ

（左上：肩関節、右上：肘関節、左中央：股関節、右中央：膝関節、下：足首関節）

4. 評価実験

肘掛けを使った起立動作の評価指標に関節モーメントが有効であるかを検証するため、起立動作解析実験を行った。

実験では、一人の被験者に固定した座面位置から肘掛けを使った起立動作を繰り返し行ってもらった。この際いくつか異なる肘掛け位置を用意し、実験水準として与えた。

座面位置は現在市場にて販売されている起立補助椅子（（株）キタニ製・MERODY）を参考にし、座面高560mm、座面傾斜角度5°に設定した。また、肘掛け位置は小原ら²⁾が提案する椅子プロトタイプを参考に、座面前縁から140mm後方で、座面上面から220mmの高さを基準位置と設定した。この基準位置から前方向に10cm刻みで5水準、上方向に同じく10cm刻みで4水準を設定し、これらを実験で与える水準とした。実験で与えた肘掛け部の位置水準を図6に示す。ここで、基準位置から上方向に20cmの位置、30cmの位置および10cm前方で30cm上方の位置については、肘掛けとして利用することが困難であったため、水準から除外した。

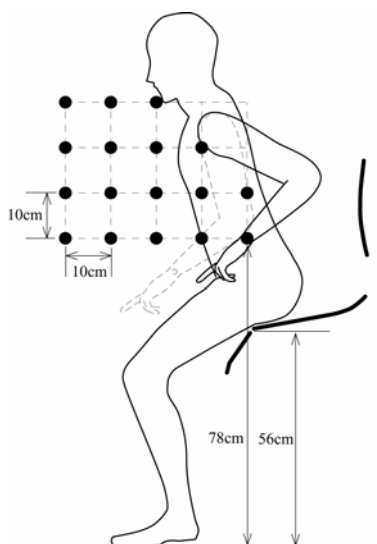


図6 肘掛け位置の実験水準

5. 結果と考察

起立動作実験の計測結果を、肘掛けが基準位置にある場合を例に図7、図8および図9に示す。また、これらの計測結果から求めた関節モーメントの時系列変化を図10に示す。ここで、手首の関節モーメントは、実際に肘掛けに手をついているあいだは評価実験用装置の肘掛け部に取り付けた荷重センサから直接測定できるため、測定データを示している。図10から、起立補助椅子からの起立動作では、足首、膝および肩に大きなモーメントが作用していることがわかる。普通の椅子からの起立動作における関節モーメントでは、股関節モーメントが最も大きくなる³⁾ことから、起立補助椅子と通常の椅子における起立動作の差異は、どの関節に作用するモーメントが大きいかを指標となるものと考えられる。

関節モーメントは図10のように時系列の数値として与えられる。これを起立動作の指標とするにはひとつの数値に置き換える必要がある。そこで座位姿勢から立位姿勢に移行する起立動作の中で、動作にともなう負荷が身体に作用する区間は臀部が座面から離床したときから、体節角度および床反力の変化がなくなるまでと想定し、その区間における関節モーメントの積分値を指標とすることにした。

図11および図12に肘掛け位置を変化させたときの関節モーメントの変化を示す。ここで、起立動作における負担は下肢に自覚されることから、足首および膝関節モーメントを示している。また、各条件で測定実験は5回行っている。肘掛け位置を要因とする一元配置分散分析を行ったところ、

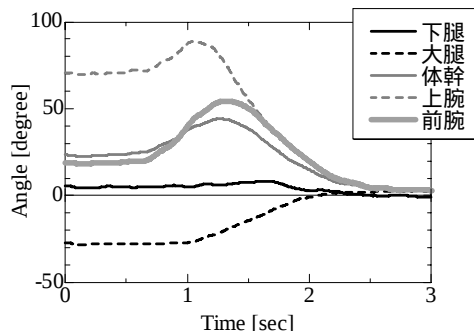


図7 起立補助椅子からの起立動作における体節角度の時系列変化

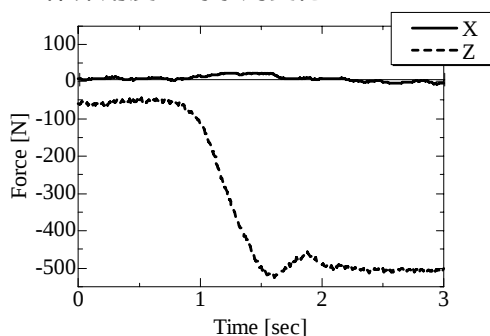


図8 起立補助椅子からの起立動作における床反力の時系列変化

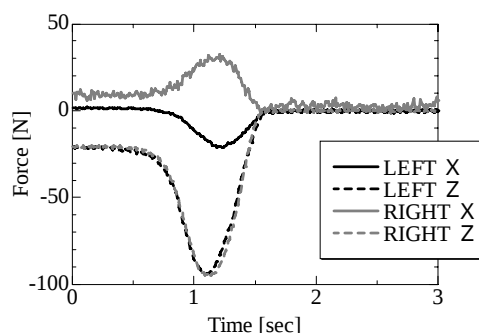


図9 起立補助椅子からの起立動作で肘掛けに作用する力の時系列変化

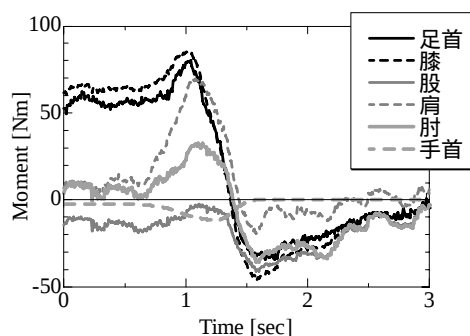


図10 起立補助椅子からの起立動作における関節モーメントの時系列変化

主効果が有意であった（膝関節モーメント： $F = 36.002$ $p < 0.05$ 、足首関節モーメント： $F = 28.249$ $p < 0.05$ ）。この結果は肘掛け位置が関節モーメントに影響を与えたことを示している。実験では座面位置を固定して肘掛けの位置だけを変化させたにもかかわらず下肢の関節モーメントに変化がみられた理由は、肘掛け位置に応じて人が起立動作を変化させているためと考えられる。

今後、肘掛け位置に応じた起立動作の変化の関係が解明されれば、様々な起立動作の様態の中から、負担の少ない動作を見だし、その動作が取れる位置に肘掛けを配置することができると考えられる。

6. まとめ

肘掛けを使った起立動作の評価指標に関節モーメントが有効であるかを検証するため、起立動作解析実験を行った。その結果、肘掛けの位置変化により関節モーメントも変化するという結果を得た。これにより関節モーメントは起立動作における肘掛けの有効性を検証する指標になると考えられる。

今後は、関節モーメントの観察をもとに、起立動作における肘掛けの有効な位置について検討していきたい。また肘掛けに可動機構を付加し、起立する際に肘掛けを利用しやすい位置に移動させることができる起立補助椅子を開発する予定である。

謝辞

本研究は、文部科学省知的クラスター創成事業「岐阜・大垣地区ロボティック先端医療クラスター」の一部として実施されたことを付記する。

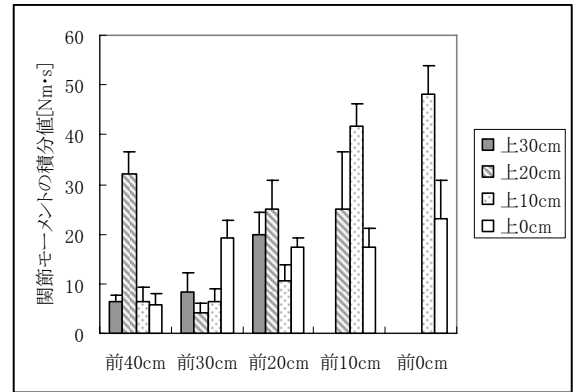


図11 肘掛け位置と膝関節モーメントの関係

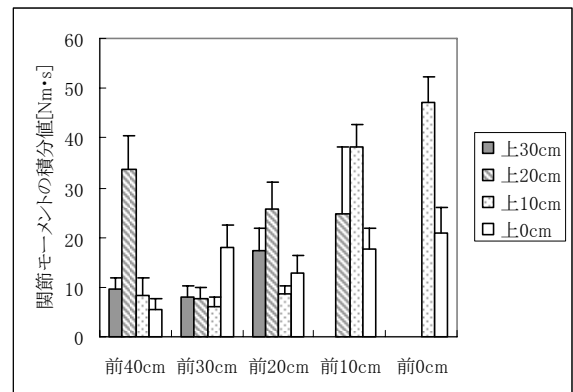


図12 肘掛け位置と足首関節モーメントの関係

参考文献

- 1) 石田明允，廣川俊二，宮崎信次，阿江通良，林豊彦共著：「身体運動のバイオメカニクス」，コロナ社，2002．
- 2) 小原二郎，内田祥哉，宇野英隆編：「建築 室内 人間工学」，鹿島出版会，1969．
- 3) 江原義弘，山本澄子著：「立ち上がり動作の分析」，医歯薬出版株式会社，2001．