CCD カメラを用いたリアルタイム動作解析*

栗田 裕^{*1}, 松村 雄一^{*2}, 井上 祐哉^{*3}
富田 文武^{*4}, 竹村 節子^{*5}, 横井 和美^{*5}

Real-time Motion Analysis Using CCD Camera

Yutaka KURITA^{*6}, Yuichi MATSUMURA, Yuya INOUE,
Fumitake TOMITA, Setsuko TAKEMURA and Kazumi YOKOI^{*6} Department of Mechanical Systems Engineering, The University of Shiga Prefecture,
2500 Hassaka-cho, Hikone-shi, Shiga, 522-8533 Japan

This paper proposes a device that simultaneously computes and displays the biomechanical quantities, such as joint moments, joint forces and the center of gravity point, at the same time with the symmetric motion of subjects with respect to a sagittal plane. These biomechanical quantities are computed in real-time based on the inverse dynamics, using the marker positions obtained by real-time image processing of the body movement which is captured by a CCD camera. Then these biomechanical quantities are displayed in real-time on a screen by a LCD projector, and accordingly the subject can objectively recognize the quality of the motion by seeing these physical quantities during the motion. In the application of this real-time motion analyzer to the analysis of bow motion, bending and stretching and sit-to-stand motion, it is shown that this device is advantageous for the coaching and the self-education of an optimal motion based on the body mechanics.

Key Words: Human Engineering, Biomechanics, Bio-Motion, Joint Moment, Image Processing

1. 緒 言

理学療法やスポーツの分野では、身体運動のスティックピクチャ表示を利用した動作の指導が有効である^{(1)~(3)}。例えば、介助動作の熟練技術の伝授⁽¹⁾や、リハビリテーションにおける運動障害の程度の把握⁽²⁾、ゴルフのスイングフォームの修正⁽³⁾などに動作解析が利用されている。身体各部の運動を、モーションキャプチャにより計測し、スティックピクチャとして画面表示することで、熟練者と学習者の動作の比較や、毎回の動作の変化の定量化が可能となる。同時に身体重心を画面表示すれば、姿勢の安定性についても評価できる。最近では、リアルタイムにモーションキャプチャを行う装置⁽⁴⁾⁽⁵⁾も開発され、その利点を活かした臨床への応用⁽⁶⁾なども検討されている。

身体各部の運動がわかれば、逆動力学を用いて関節間力や関節モーメントなどの身体的負担を算出できる。また、床反力計を用いることなく、床反力の大きさと方向を算出できる。関節間力は、骨にかかる負担を表し、関節モーメントは、筋肉にかかる負担を間接的に表す⁽⁷⁾。床反力は、身体運動を生みだす力として、動作の評価に不可欠である。身体内部に働く力学量であり、センサでは直接測定できない関節間力や関節モーメントは、逆動力学解析により算出される。この解析は計算負荷が高く、オフラインで行われている。

動作と同時に、関節間力や関節モーメントをリアルタイムに画面表示できれば、主観的な体感と客観的な力学量を対比させた動作学習が可能になる。また、オフライン解析においても、待ち時間が短縮でき、試行を繰り返す時間が確保できる利点もある。動作を指導する側も、エビデンスを確認しながら動作の修正を指示できる。多くのことを学ばなければならない看護系学生への動作教育の効率改善などに有用であると考えられる。しかし、市販の動作解析装置において、リアルタイムに関節間力や関節モーメントを算出する装置は見当たらない。床反力をリアルタイムに画面表示する装置はあるが、そこでは床反力計が利用されている。

* 原稿受付 2007年9月19日。

^{*1} 正員, フェロー, 滋賀県立大学工学部(〒522-8533 彦根市八坂町2500)。^{*2} 正員, 滋賀県立大学工学部[現: 山梨大学大学院医学工学総合研究部(〒400-8511 甲府市武田4-3-11)]。^{*3} 学生員, 滋賀県立大学大学院工学研究科。^{*4} 正員, 日本輸送機(株)(〒617-8585 長岡京市神足2-1-1)。^{*5} 滋賀県立大学人間看護学部。

E-mail: kurita@mech.usp.ac.jp

本研究では、CCD カメラで動作を撮影し、同時に逆動力学解析を行うことで、関節モーメントや床反力をリアルタイムに画面表示する装置を開発する。解析対象を2次元動作に限定し、市販の制御用 DSP (Digital Signal Processor) の計算能力を利用することで、逆動力学解析のリアルタイム化を実現する。この際、床反力計を必要としない逆動力学解析を実現するため、剛体リンクモデルを頭部の末端リンクから解く方法を採用する。また、力学量を円や矢印などで図示化して画面表示し、動作中でも瞬時に情報を読みとれるように工夫する。最後に、本装置をボディメカニクスの教育に適用し、日常生活動作の力学的根拠を学習する手法についても検討する。

2. リアルタイム動作解析装置

2.1 リアルタイム動作解析 本装置を用いた動作解析の例を図 1 に示す。被験者のおじぎ動作と同時に、動作映像に重ねて力学量を画面表示している。被験者の足首、膝、股、腰、肩関節、こめかみの 6 箇所にマーカーを貼り付け、CCD カメラで撮影して、身体重心や関節モーメント、床反力をリアルタイムに算出し、画面表示する。

身体の負担を瞬時に把握できるように、これらの力学量を、点や円、矢印などで図示化して画面表示した。図 1 に示すように、おじぎ動作時の身体重心位置 (CGP) を丸点で示し、支持基底面の範囲を足のつま先と踵の位置から画面上方に引かれた 2 本の実線で表した。また、床反力の大きさや方向は、足関節を基点とする矢印として表示した。関節モーメントの大きさは、各関節を中心とした円の大きさで表した。これらの工夫により、身体重心と支持基底面の関係や、身体的負担を一目で確認できる。動作映像の左側には、力学量の時間軸波形を表示した。これにより、力学量の時間変化や具体的な数値を確認できる。ただし、一部

Fig. 1 Experiment scenery

の動作では、力学量を確認するために、視線をスクリーンに不自然に向けなければならない場合も想定されるが、スクリーンの位置を調整するなどして対処すればよい。

2.2 装置の構成 装置の構成と、リアルタイム解析の流れを示す。図 2 に示すように、本装置は、CCD カメラ、PC、PC 内に設置された画像入力ボードと DSP ボードで構成される小形可搬形の装置である。CCD カメラにより撮影された被験者の動作映像は、PC 内の画像入力ボードを介して取り込まれ、PC の CPU を利用した画像処理により、被験者の主要関節に貼り付けたマーカー位置を検出する。映像の明るさは、計測環境に応じ、レンズの絞りで調整した。この位置データを DSP へ転送し、DSP に実装された運動学解析、逆動力学解析を行う。これらの解析で算出された身体重心や関節間力、関節モーメントを PC へ転送し、画像処理に用いた動作映像に重ねて表示する。これら一連の処理を 30Hz のサンプリングで実現した。

2.3 関節位置の推定 CCD カメラで撮影した画像から、マーカーを貼り付けた主要関節の位置を推定した。精度よりも現場利用での簡便性を優先し、マーカーは着衣に貼り付けるだけとした。身体との密着度が低い衣服の場合、ゴムバンドで衣服を押さえた。マーカーには、直径 50mm の黒色の半球を、直径 80mm の白色円板上に貼り付けたものを利用した。図 3 に示

Fig. 2 Schematic diagram of real-time motion analyzer

Fig. 3 Resolution of real-time motion analyzer

すように, CCD カメラの画素数 480(H)×480(V)に対して, カメラの投影枠を縦横 1.8m に固定した. 画像処理の分解能は 3.75mm/ピクセルである. 全身撮影のため, 被験者とカメラの間に 3m の距離が必要である.

マーカークの誤認識を防ぐ画像処理法として, 固定閾値法による二値化処理と形状特徴量解析を併用した. 固定閾値法では, マーカークの白色と黒色の部分が明確に分別できるように適切な閾値を与え, 画面全体から黒色領域のみを検出した. 検出された黒色領域に対し, 形状特徴量である面積と真円度を利用して, マーカークの円形部分だけを検出する. 検出されたマーカークの黒色領域の重心位置を関節位置の推定値とした.

2・4 力学量の算出

2・4・1 剛体リンクモデル 逆動力学解析には, 身体を足部, 下腿部, 大腿部, 腰部, 胴体部, 頭部の 6 つの部位に分割した矢状面上の剛体リンク (図 4(a)) を用いた. 回転ジョイントを用いて, 足首, 膝, 股, 腰, 首の関節で各リンクを接合した.

各剛体リンクの質量, 重心位置は, 標準体型の人間を被験者として想定し, 文献⁽⁸⁾⁻⁽¹⁰⁾を参考にして求めた. 図 4(b)に示す変数の定義において, 各リンクの質量 m_i ($i=0, 1, \dots, 5$) と, 長手方向の重心位置 $r_i l_i$ を算出する方法を表 1 に示す. 各リンクの長さ l_i は, 医学の分野で利用されている測定方法⁽¹¹⁾に基づいて実測した.

2・4・2 身体重心の算出 動作時の身体重心を求めるには, はじめに, 各リンクの重心位置を算出する必要がある. 以下, 足関節を原点とする. 本論では,

Fig. 4 Definition of joint angles and forces on links

Table 1 Mass and CGP of each link

Parts	m_i	r_i
Sole ($i=0$)	$0.03 \times M$	0.57
Shin ($i=1$)	$0.10 \times M$	0.57
Thigh ($i=2$)	$0.21 \times M$	0.57
Waist ($i=3$)	$0.10 \times M$	0.5
Body ($i=4$)	$0.48 \times M$	0.4
Head ($i=5$)	$0.08 \times M$	0.5

M [kg]: Mass of whole body

足部を床に固定する動作だけを対象にすると, 足部の剛体リンクの重心位置を, 次式により求めた.

$$\begin{aligned} x_{G_0} &= -(1-r_0)l_0 - 0.055 \quad [\text{m}] \\ y_{G_0} &= -0.04 \quad [\text{m}] \end{aligned} \quad (1)$$

ここに, l_0 は足裏の長さを表す. 水平方向の重心位置を表す式(1)の第 1 式において, 第 1 項は踵から重心位置までの水平距離を, 第 2 項は足関節から踵までの水平距離を表す. 被験者の足関節から踵までの水平距離には, 実測値 0.055m を用いた. また, 第 2 式では, 垂直方向の重心位置が床面から 0.03m 上にあると仮定して, 足関節からの垂直距離の実測値 0.04m を用いた.

他のリンクの重心位置は, 図 4(a)に定義した関節角度を用いて, 下腿部から順に求める.

$$\begin{aligned} x_{G_i} &= r_i l_i \cos \theta_i \\ y_{G_i} &= r_i l_i \sin \theta_i \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} x_{G_i} &= \sum_{k=1}^{i-1} l_k \cos \theta_k + r_i l_i \cos \theta_i \\ y_{G_i} &= \sum_{k=1}^{i-1} l_k \sin \theta_k + r_i l_i \sin \theta_i \end{aligned} \quad i=2,3,\dots,5 \quad (3)$$

各リンクの質量 m_i を表 1 により求めれば, 身体重心は次式で求められる.

$$\begin{aligned} x_{CGP} &= \frac{\sum_{i=0}^5 x_{G_i} \cdot m_i}{M} \\ y_{CGP} &= \frac{\sum_{i=0}^5 y_{G_i} \cdot m_i}{M} \end{aligned} \quad (4)$$

2・4・3 加速度推定法 逆動力学計算に必要な各リンクの重心位置の加速度, 角加速度を算出する手法を示す. 高周波ノイズの増幅を抑え, 可能な限りリアルタイムに 2 階微分を行うため, 臼井らの提案した低域通過 2 階微分アルゴリズム⁽¹²⁾を用いた. 本装置で加速度算出に用いた FIR フィルタを次式に示す.

$$\ddot{X}_k = \frac{1}{2T^2} \sum_{n=0}^{N-1} C_n \cdot X_{k-n} \quad (5)$$

ここに, T はサンプリング間隔[s], C_n はフィルタ係数, X_k は時刻 kT における信号, $\ddot{X}_k$ はその信号の 2 階時間微分を表す. X_k に各リンクの重心位置 x_{G_i} , y_{G_i} や角度 θ_i を代入することで, 各リンクの重心位置の加速度, 角加速度が求まる. 本論では, フィルタ長 $N=7$ の場合に設計される最適なフィルタ係数 C_0 , $C_6 = 0.2305$, C_1 , $C_5 = 0.0176$, C_2 , $C_4 = -0.1450$, $C_3 = -0.2062$ を用いてフィルタ処理を行った.

低域通過 2 階微分フィルタの伝達特性を図 5 に示す. 図 5 には, 理想 2 階微分の伝達特性も併せて示す. 横軸は角周波数, 縦軸は上段から順にゲインと位相を表す. 本フィルタを利用することで, 理想 2 階微分に比

べて、高周波ノイズを低減できることがわかる。また、図5の斜線部に示すように、1.5Hz程度までの低周波域では、理想2階微分と同等のゲイン特性が得られる。スポーツ動作などの動きの速い動作ではなく、今回対象とするおじぎ動作や屈伸動作などの日常生活動作を解析する上では、1.5Hz程度までの応答性があれば十分である。また、位相特性は直線位相となり、群遅延は99ms（画像3フレーム分）である。

2・4・4 関節間力と関節モーメントの算出 逆動力学解析により、各関節に働く関節間力や関節モーメントを算出する手法を示す。ここに示す手法は、簡便な剛体リンクモデルに基づく逆動力学計算手法であり、精度よりもリアルタイム性を重視した計算手法である。 i 番目のリンクに働く力を図4(b)のように定義すると、並進・回転方向の運動方程式は次式で表される。

$$m_i \ddot{x}_{Gi} = F_{x_i} - F_{x_{i+1}} \quad (6)$$

$$m_i \ddot{y}_{Gi} = F_{y_i} - F_{y_{i+1}} - m_i g \quad (7)$$

$$I_i \ddot{\theta}_i = M_i - M_{i+1} + (r_i \cdot F_{x_i} + (1-r_i) F_{x_{i+1}}) l_i \sin \theta_i - (r_i \cdot F_{y_i} + (1-r_i) F_{y_{i+1}}) l_i \cos \theta_i \quad (8)$$

まず、頭部にあたる $i=5$ の末節リンクについて考える。この末節リンクの上端には力、モーメントが働かないことから、下側のリンクにつながる関節に働く関節間力 F_{x_5} , F_{y_5} 、関節モーメント M_5 の3つが未知数となる。いま、前項の加速度推定法により、リンクの加速度 $\ddot{x}_{Gi}$, $\ddot{y}_{Gi}$ 、角加速度 $\ddot{\theta}_i$ が既知であるため、式(6)～(8)の3つの運動方程式から3つの未知数である F_{x_5} , F_{y_5} , M_5 が求まる。

次に、胴体に当たる $i=4$ のリンクにおいては、上側リンクにつながる関節に働く力が既知となるため、下側リンクとつながる関節に働く3つの未知力が求ま

ることになる。胴体以下のリンクに対して同様に、式(6)～(8)の運動方程式を順に計算していくことで、各関節に働く関節間力、関節モーメントが求められる。また、足部が地面に接地している動作の場合、足関節に働く関節間力に、足部の質量分の重力を加えることで、床反力が求まる。

3. 装置の精度検証

3・1 身体重心の推定精度 フォースプレート (Kistler 製 9286A) の上で直立し、そのまま前に倒れ込む実験を行い、本装置で推定した身体重心位置と、フォースプレートによる実測値を比較した。図6に、水平方向の身体重心推定値と実測値の比較を示す。図中に横軸方向に引かれた破線は踵からつま先までの支持基底面を表し、この範囲内で推定精度を検証する。図中では、踵を原点にとり、つま先側の水平方向左向きを正とした。

図6から、身体重心の推定値と実測値は、良く一致していることがわかる。約1秒の時点で倒れ込み動作を開始し、約4.8秒の時点で支持基底面から重心が外れて転倒するまでの間を比較した。前方に倒れるにしたがって、身体重心が支持基底面の中央付近から、徐々につま先の方向に移動している。この間、推定値はフォースプレートの実測値とほぼ同じ値を示している。

3・2 床反力の推定精度と応答性 フォースプレート上で屈伸動作を行い、床反力の推定値とフォースプレートによる実測値を比較し、本装置の精度と応答

Fig. 5 Frequency response of differentiation filter

Fig. 6 Accuracy verification of CGP estimates

性を検証した。床反力が大きく変動するように、膝の屈曲、伸展をすばやく行った。図 7 に屈伸動作時の床反力推定値と実測値の時間変化を示す。屈曲時には、床を踏んでいた足の力を弱めて床反力を低減させ、重力を利用してしゃがむことや、しゃがみ込みを止める際には、重力より大きな床反力を発生して、急激に減速している様子が計測できている。また、伸展時には、屈曲時と逆に、始めに床反力を増加させ、最後に床反力を減少させている。推定値の大きさや挙動は、フォースプレートの実測値ともよく一致している。本装置により、フォースプレートのような特別な測定装置を用いることなく、ほぼリアルタイムに床反力の変動を精度良く推定できることが示された。

実測値に対する推定値の遅れは、約 0.13 秒である。この遅れは、画像取得の際に生じる遅れ (1 フレーム分: 33ms) と、加速度の算出に用いた FIR フィルタによる遅れ (3 フレーム分: 99ms) を足し合わせた時間に等しい。本論で扱う日常生活動作の負担を確認する上では、十分な応答性を有すると考えられる。

4. ボディメカニクス教育での利用例

ボディメカニクスの理解に欠かせない力学的な基礎的事項を、本装置を利用して教育する例として、おじぎ動作と屈伸動作、椅子からの立ち上がり動作の 3 つの動作を取り上げる。これらの動作は、重心やモーメントなどの力学量に基づいて、安定性や腰の負担を教育するための基本動作として選択した。

4・1 おじぎ動作 ゆっくりとしたおじぎ動作の解析は、身体重心と支持基底面の関係に着目して、安定性を理解するのに有用である。約 2 秒をかけて、ゆっくりとしたおじぎを行った場合の、リアルタイム解析の様子を図 8(a) に示す。動作は 1 秒の時点で開始した。図 8(a) において身体重心に着目すると、直立姿勢の時点(1.0 秒)から、上体を地面と平行になるまで折り

曲げた時点(3.0 秒)まで、常に身体重心が支持基底面の中央あたりに保たれていることがわかる。人は、おじぎを行っても転倒しないように、臀部を後方に引くことで、意識することなく、身体重心を支持基底面の中央付近に維持している。

また、ゆっくりとしたおじぎ動作を解析することで、姿勢と身体的負担の関係が理解できる。図 8(a) の腰関節まわりには、腰関節モーメントの大きさを、円の大きさで表示した。上体の傾きに比例して円の大きさが大きくなり、上体を地面と平行になるまで折り曲げた時点で最大となる。腰関節モーメントの大きさは、腰関節より上の上部部に働く重力に、上体の重心から腰関節までの水平距離を掛けて得られる静的なモーメントに等しい。ゆっくりとしたおじぎ動作では、上体を前傾させる際に、上部に働く重力は一定であるのに対し、上体の重心から腰関節までの水平距離が変化する。上体を深く傾ける姿勢を取るほど、理論通りに腰の負担が増加していくことが、体感と画面表示を通して、動作と同時に確認できる。

ゆっくりとしたおじぎ動作と、速いおじぎ動作を解析して比較すると、動作速度と身体的負担の関係が理解できる。約 0.7 秒で動作が終了するように、速いおじぎを行った場合のリアルタイム解析の様子を図 8(b) に示す。図 8(b) の 3 段目に示すように、上体の運動を止める瞬間に大きな腰関節モーメントが発生している。また、図 8(b) の 4 段目に示すように、動作静止後は、図 8(a) の 4 段目と同じ程度の腰関節モーメントの大きさに戻る。動作速度が速くなると、姿勢で定まる静的モーメントに加えて、加減速によって生じる動的モーメントの影響が現れることがわかる。

ゆっくりとしたおじぎ動作と、速いおじぎ動作を行った場合の腰関節モーメントの時間変化を図 9 に示す。図 9 の上段には腰関節モーメント、中段にはその静的成分、下段にはその動的成分を表示した。上段の図を左右で比較すると、おじぎの速さの違いで、腰関節モーメントの最大値に約 1.6 倍の差が生じている。

中段の図を比較すると、静的モーメントの最大値は左右ともに 82Nm である。下段の図を見ると、速いおじぎのときには、加減速時に大きな動的モーメントが発生している。この動的成分の大きさ 50Nm が静的モーメントの最大値 82Nm に加わることで、腰関節モーメントの最大値が 132Nm と大きくなることがわかる。急激な運動により、腰関節まわりには、約 1.6 倍の身体的負担がかかる。

4・2 屈伸動作 屈伸動作時の床反力を見れば、関節にかかる負担がわかる。床反力は床と足裏の間に

Fig. 7 Accuracy verification of reaction force estimates

働く力である。本研究では、足裏全面接地を仮定しているため、足関節に働く関節間力に足部の質量分の重力を加えることで床反力を求めた。また、上部の関節に働く関節間力は順次、下部の関節に伝わるため、床反力の変動を見ることで、各関節に働く関節間力の傾向が大まかにはわかる。ただし、膝、腰関節などの関節

間力を正確に確認したいときは、それぞれの関節間力を出力・画面表示する必要がある。

屈伸動作の力学的特徴を明確にするために、動作時間を変えて、ゆっくりとした屈伸(1.5 秒)と速い屈伸(0.7 秒)を行った。図 10 に解析結果の画面表示を、図 11 に床反力の時間変化を示す。図 10(a)に示すゆっくりとした屈伸では、床反力の変動が小さいため、関節にかかる負担も小さい。一方、図 10(b)に示す速い屈伸においては、図 11 に示す通り、しゃがんで止まる瞬間の床反力が、動作者の自重より最大で330Nも増加し、関節に大きな負担がかかる。

(a) Slow: 2s (b) Fast: 0.7s
Fig. 8 Strobe picture of bow motion

(a) Slow: 2s (b) Fast: 0.7s
Fig. 9 Waist moment in bow motion

(a) Slow: 1.5s (b) Fast: 0.7s
Fig. 10 Strobe picture of bending and stretching

(a) Slow: 1.5s (b) Fast: 0.7s
Fig. 11 Reaction force in bending and stretching

4・3 椅子からの立ち上がり動作 動作教育の例として、筋力低下者による椅子からの静的な立ち上がり動作のメカニズムについて解説する。対象動作としては、ゆっくりとした立ち上がり、負担軽減のために臨床で行われている足引き補助を用いた立ち上がり、介助を受けた立ち上がりの3つの動作を対象とした。足引き補助とは、立ち上がりの前に、足を体に引き寄せる補助動作である。介助動作としては、被介助者の腰部に水平方向前向きの手をかけた。介助力の方向をわかりやすくするため、臨床現場での介助のように被介助者の前方に位置した介助者が、被介助者を水平に引き寄せるのではなく、被介助者の後方から腰部を押すようにして介助力を与えた。それぞれの動作の解析結果を図12に示す。なお、今回の逆動力学解析では、介助力を計算に組み入れていないが、ほぼ静的な介助力を腰関節に与えているため、腰関節モーメントの計算には影響がないものとした。

椅子からの静的な立ち上がりのメカニズムは、4.1節で述べた身体重心と支持基底面の関係に基づいて理解できる。着座時に、膝がほぼ直角になる姿勢を初期姿勢として立ち上がろうとすると、図12(a)に示すように、上体を大きく前傾させて立ち上がる必要がある。臀部離床後は、支持基底面が足裏を結ぶ面だけになることから、静的に立ち上がる場合、上体を前傾させて支持基底面上に身体重心を移動させた後に、臀部を離床させないと、踵まわりの転倒モーメントにより立ち上がれない。膝がほぼ直角になる姿勢で着座していると、上体をかなり深く前傾させないと、身体重心は足裏の上に移動しない。このとき、図12(a)の3段目に示すように、深い前傾により、腰関節モーメントが増加し、腰に大きな負担がかかる。

立ち上がりの際に足引きを行うと、腰にかかる負担を軽減した立ち上がりが可能となる。足を体に引き寄せることで、図12(b)の1段目に示すように、着座姿勢時の身体重心と支持基底面の距離が近づく。これにより、図12(b)の3段目に示すように、上体の前傾が浅くても身体重心を支持基底面内に移動させることができる。これにより、腰にかかる負担を軽減できる。

足引き補助に加え、適切な介助を受けることで、腰にかかる負担をさらに軽減できる。腰部に与えられた介助力が踵まわりに発生する転倒モーメントを打ち消す働きをすることから、身体重心が支持基底面内になり状態でも立ち上がれる。足引き補助を併用することで、図12(c)の3段目に示すように、ほとんど上体を前傾させなくても立ち上がれることから、腰の負担は大きく軽減される。

立ち上がりの介助では、被介助者の腰部に対して、水平方向前向きに介助力を与えると良い。一般に、立ち上がりの介助では、被介助者を持ち上げるイメージがある。しかし、踵まわりの転倒モーメントに着目すると、図12(c)の1段目に示すように、被介助者に水平方向の力を与えるモーメントアーム l_1 の方が、垂直方向の力を与えるモーメントアーム l_2 よりも長い。水平方向に介助力を与える場合、50N程度の小さな力でも転倒モーメントを打ち消すことが可能であり、介助者の負担を軽減できる。

Fig. 12 Strobe picture of sit-to-stand motion

Fig. 13 Waist moment in sit-to stand motion

図 12 に示したそれぞれの動作時の腰関節モーメントの時間変化を図 13 に示す。何も工夫せずに静的に立ち上がる場合、腰関節モーメントの最大値は 81Nm である。これに対し、足引き補助を行うと腰関節モーメントの最大値が 51Nm に軽減される。さらに、足引き補助に加えて介助を受けると、腰関節モーメントの最大値が 25Nm に軽減される。また、足引き補助を行ったり、介助を受けたりすることで、腰関節モーメントの最大値が軽減されるだけでなく、腰関節モーメントが加わっている時間が短くなることもわかる。

5. 結 論

動作の負担をその場で客観的に視認するためのリアルタイム動作解析装置を開発した。本装置は、矢状面で解析可能な左右対称の動作を解析することとして、リアルタイム性を追求した。また、日常生活動作を例にとり、本装置を用いた動作教育の方法についても検討した。本研究で得られた成果を以下にまとめる。

(1) 身体内部で発生する内力であり、センサで直接測定できない力学量である関節間力や関節モーメントを動作と同時に推定し、視覚化する装置を実現した。

(2) 被験者自身が、動作と同時に、身体重心や関節間力、関節モーメントを確認することで、主観的な体感と客観的な力学量を対比させた動作学習が可能となる。

(3) 本装置は、CCD カメラと PC だけの小形可搬形装置として実現されることから、教室やホールなどでも利用でき、被験者が着衣のままでもマーカーを貼り付けるだけで動作解析できる。

文 献

- (1) Sugimoto, Y., Shiokawa, M., Amijima, H., Aoi, S., Moriki, Y., and Takatsuji, K., An Analysis of Skills of Expert Nurses when Transferring Stroke Patients from Bed to Wheelchair, *Journal of Hiroshima Prefectural College of Health Sciences humanity and science.*, Vol. 5, No. 1 (2005), pp.41-51
- (2) Tsuruoka, M., Mori, E., Sibasaki, R., and Murai, S., Study for Medical Rehabilitation Science using 3-D Video Image Analysis, *Production research (in Japanese)*, Vol. 46, No. 7 (1994), pp.33-36
- (3) Hashiguchi, J., Ninomiya, H., Tanaka, H., Nakamura, M., and Nobuhara, K., Biomechanical analysis of a golf swing using motion capture system, *Japanese Journal of Clinical Biomechanics*, Vol. 27 (2006), pp.325-330.
- (4) MAC 3D System users guide, *Motion Analysis Corporation*.
- (5) VICON MX series users guide, *Vicon Motion Systems Ltd*.
- (6) Kobayashi, T., Hatakoshi, M., Machida, S., Kijima, H., Nishi, H., and Ito, Y., An attempt at clinical application of three-dimensional motion analyzer in this hospital (in Japanese), *The Journal of Japanese Physical Therapy Association*, Vol. 32, No. supplement 2 (2005), p.541.
- (7) Ehara, Y., and Yamamoto, S., *Gait analysis by joint moment (in Japanese)*, (1997), pp.3-31, 83-87, Ishiyaku Publishers Inc.
- (8) Ogawa, K., *Basic human engineering that helps nursing operation (in Japanese)*, (1999), p. 38, Tokyo Denki University Press.
- (9) Yamamoto, Y., Kato, M., and Nakamura, K., *Operation help manual that prevents lumbago (in Japanese)*, (2002), pp. 158-159, Igaku-Shoin Ltd.
- (10) Sato, M., *Standard human engineering numeric expression handbook (in Japanese)*, (1992), pp.42-50, GIHODO SHUPPAN Co., Ltd.
- (11) National Institute of Bioscience and Human-Technology, *Reference Manual of Anthropometry in Ergonomic Designing*, (1994), pp. 34-85, Research Institute of Human Engineering for Quality Life.
- (12) Usui, S., and ITZHAK, A., Digital Low-Pass Differentiation for Biological Signal Processing, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 29, No. 10 (1982), pp. 686-693