

## 対麻痺者の装具歩行における肩関節モーメントの導出

### Calculation of the shoulder joint moment of force during orthotic gait in paraplegics

吉田ももこ, 太田裕治

Momoko YOSHIDA, Yuji OHTA

(お茶の水女子大学大学院 ライフサイエンス専攻)

#### 1. はじめに

生物の動きの仕組みを研究する分野をバイオメカニクス (biomechanics) という。biomechanics には大きく分けて二つの領域がある。運動学 (kinematics) と運動力学 (kinetics) である。kinematics は位置の変位, 速度, 加速度など物体の運動を問題とする領域であり, kinetics は運動を引き起こす力に関連させて研究する領域である。kinetics において重要なのは, 動作中の筋活動による発生力の推定である。このため筋の発生力測定のための外科的埋め込み型力変換器が開発されてきた<sup>23)</sup>。しかしこれは動物実験の限られた範囲においてのみ用いられる。ヒトの運動における筋活動の分析には筋活動電位計測が行われてきたが, この方法では筋張力の定量測定が不可能であり, また計測に手間がかかるといった欠点がある。従って測定可能な kinematic データや身体計測データから間接的な力の推定手法が求められてきた。このために開発され, 発展してきたのが関節モーメント計算法である。関節モーメントを算出することで関節に関わる複数の筋の合計力を推定することができる。

ヒトの歩行解析に関する研究では, 主に足関節・膝関節・股関節の関節モーメントが算出される。関節モーメント算出には kinematic データの他に床反力データを用いる逆運動力学演算が用いられるためである。対麻痺者の装具歩行においては下肢のみでの自立は不可能に近く, 杖もしくは歩行器が必要不可欠である。この場合の装具歩行における肩関節モーメントに関する研究は報告されていない。しかし杖着床中の肩関節モーメントを算出することで, 腕にどちら方向の力が発生

しているかが推定でき, 歩行中の杖の効果を評価することが可能になる。そこで本稿では有杖装具歩行中の肩関節モーメントの算出方法を検討する。

#### 2. 関節モーメント算出の流れ

関節モーメントの算出にはモデルに様々な仮定をおく必要がある。この流れを下肢を例にとり Fig. 1 に示す。まず必要なものはリンクセグメントモデル (link-segment model) であり, これには以下を仮定する。

1. セグメントは重心位置に全質量が集中した質点と考える
2. セグメントの重心位置および長さは動作中変化しない(1.2.からセグメントの慣性モーメントは動作中一定となる)
3. 関節は蝶番関節もしくはボール関節である (すなわち, 以後関節モーメントは回転軸を固定して求めるが, それぞれの算出の際にはその回転軸まわりの回転のみが存在すると仮定した)

さらに, この link-segment model を関節ごとに分離した free-body diagram を考える。各関節には作用反作用の法則から隣接セグメントから反力 (関節間力) を受けるため, 逆方向の関節モーメントを受ける。これらの関節間力と関節モーメントを地面に近いセグメントから順に算出することで, 全関節の関節間力と関節モーメントが算出できる。

#### 3. 腕・杖モデルへの応用

被験者 (第12胸髄完全損傷損傷, 完全対麻痺)

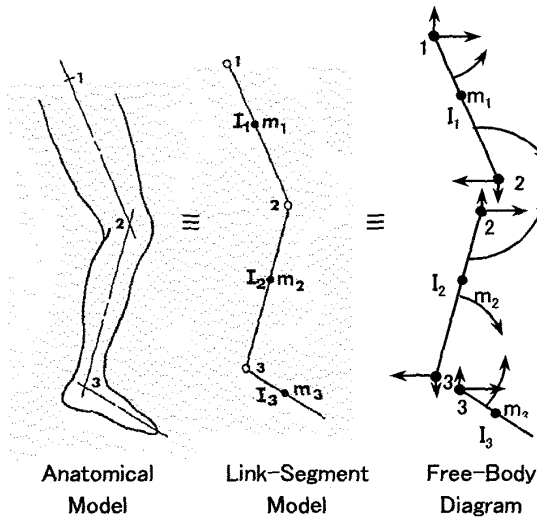


Fig. 1 Modeling to calculate moment of force

者)の杖を使用した一歩行周期中の右側肩・肘・手首・杖先位置の変化を Fig. 2(a)に示す。計測には3次元動作解析装置 VICON ならびに床反力計を使用した。VICON はマーカを7台の CCD カメラで撮影し3次元座標化するシステムであり、Fig. 1(a)は被験者の右側の肩峰 (SHO), 肘頭 (ELB), 尺骨突起 (WRI), および杖先 (STI) のマーカ位置を1/6秒ごとに表示したものである。被験者はロフトランドクラッチ (Fig. 2(b)) を使用し、腕は手から前腕部まで杖にはほぼ固定されているため、杖から肘関節までをひとつのセグメントと考えた。このため、杖と腕 (肩関節まで) は上腕および肘以下の2セグメントモデルと仮定した (Fig. 3)。

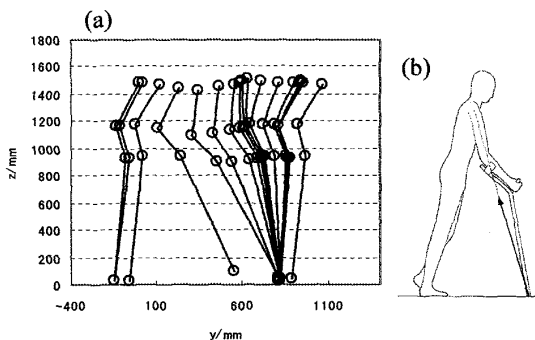


Fig. 2 (a) Movement of right arm and crutch of the subject during a gait cycle, (b) Forearm support crutch

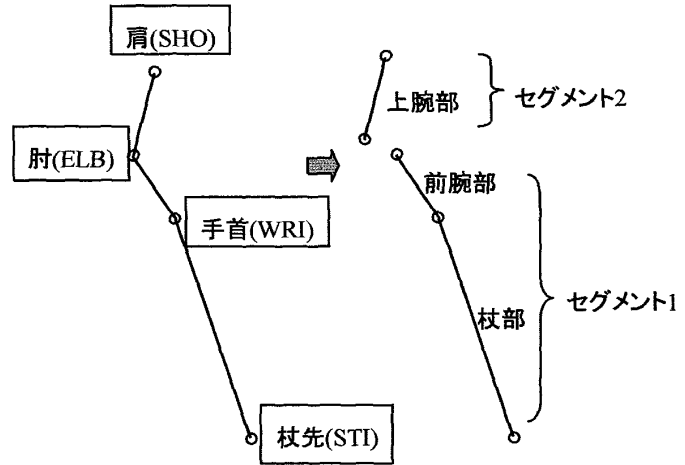


Fig. 3 Modeling of the right arm and crutch

#### 4. 前腕部と杖部の合成

まず杖・手・前腕の合成であるセグメント1について、質量と重心位置を決定する必要がある。それには杖部 (STI マーカから WRI マーカまで) および前腕部 (WRI マーカから ELB マーカまで) の質量と重心位置をそれぞれ求め、その合成とすれば良い。しかし使用した杖はロフトランドクラッチであり、杖が前腕途中まで到達するため、杖部の質量  $m_s$  を単純に杖そのものの質量 ( $m_{crutch}=0.64 \text{ kg}$ , リハビリテーション機器カタログ (酒井医療株式会社) による) とすることはできない。そこで杖は STI から WRI を通って ELB までの一様剛体と仮定した。すなわち杖部の長さを  $l_s$ , 前腕部の長さを  $l_f$ , 杖部の質量を  $m_s$  とすると

$$m_s = m_{crutch} \times \frac{l_s}{l_s + l_f} \quad (\text{ただし } m_{crutch} = 0.64 \text{ kg}) \quad (1)$$

と表される。また前腕部 (前腕+手+杖上部) の質量  $m_f$  は

$$\begin{aligned} m_f &= m_{forearm} + (m_{crutch} - m_s) \\ &= 0.022 \times m_{total} + m_{crutch} \times \frac{l_f}{l_s + l_f} \end{aligned} \quad (2)$$

となる。ここで  $m_{forearm}$  (前腕と手の質量) の値は参考文献<sup>1)</sup>の身体計測データ (Table 1) により求めた。 $m_{total}$  (被験者の全体重) は 68 kg であった。また杖部の重心位置  $G_s$  は杖部中心と仮定し、そ

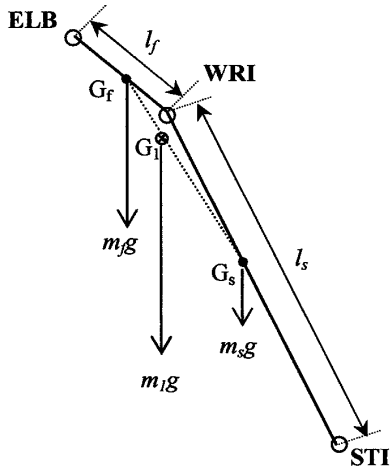


Fig. 4 Combination of forearm and crutch

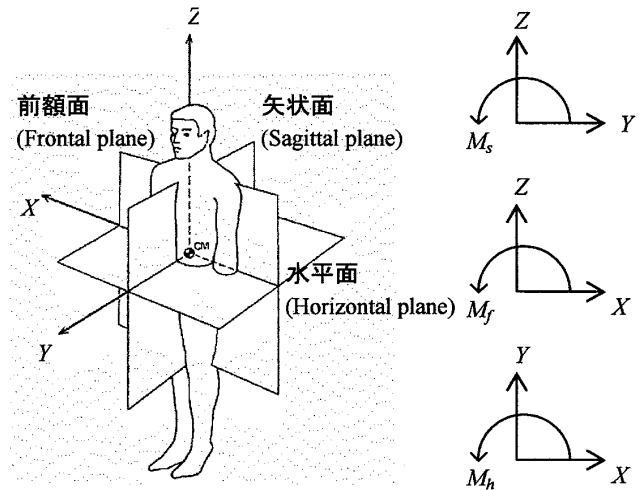


Fig. 5 Definition of planes and moments

の座標 $(x_s, y_s, z_s)$ を

$$\begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.5x_{STI} + 0.5x_{WRI} \\ 0.5y_{STI} + 0.5y_{WRI} \\ 0.5z_{STI} + 0.5z_{WRI} \end{pmatrix} \quad (3)$$

とした。

次に前腕部の質量中心位置  $G_f$  を求める。前腕および手の重心位置は Table 1 に基づき、肘から尺骨突起までの長さを 1 としたときの肘から 0.682 の位置とした。ここでは Fig.2(b) に示すように杖上部は前腕と一体となっており、前腕全体に一樣に杖上部分の質量が加わったと考え、重心位置は前腕及び手と同じとした。すなわち  $G_f$  の座標 $(x_f, y_f, z_f)$ を

$$\begin{pmatrix} x_f \\ y_f \\ z_f \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.318x_{ELB} + 0.682x_{WRI} \\ 0.318y_{ELB} + 0.682y_{WRI} \\ 0.318z_{ELB} + 0.682z_{WRI} \end{pmatrix} \quad (4)$$

とした。

以上の値より肘以下の部位の重心位置  $G_1$  の座

標 $(x_1, y_1, z_1)$ ならびに質量  $m_1$  は

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \frac{1}{m_1} \begin{pmatrix} m_s x_s + m_f x_f \\ m_s y_s + m_f y_f \\ m_s z_s + m_f z_f \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$m_1 = m_s + m_f = m_{forearm} + m_{crutch} \quad (6)$$

と求められた。

### 5. 矢状面の肘関節モーメント

関節モーメント算出に際しての平面の定義として Fig. 5 に示す矢状面、前額面、水平面の 3 面を考えた。なお図中の水平面は身体を横切る面という意味で横断面 (transverse plane) とも呼ばれるが、横断面は姿勢により変化するため、本稿では水平面という語を使用した。

まず杖先から肘までのセグメント 1 における肘まわりの矢状面モーメント  $M_{1s}$  と関節間力  $F_{1y}$ ,  $F_{1z}$  を求める。Fig.6(a)において、 $Y$  軸方向の運動方程式  $\Sigma F_y = m_1 a_{1y}$  から

Table 1 Anthropometric data<sup>1)</sup>

分節	定義	分節質量/全体重	質量中心/分節長	回転半径/分節長
手	手首軸/第二中手指関節	0.006	0.506	0.297
前腕	肘軸/尺骨突起	0.016	0.430	0.303
上腕	上腕関節軸/肘軸	0.028	0.436	0.322
前腕と手	肘軸/尺骨突起	0.022	0.682	0.468
腕全体	上腕関節軸/尺骨突起	0.050	0.530	0.368

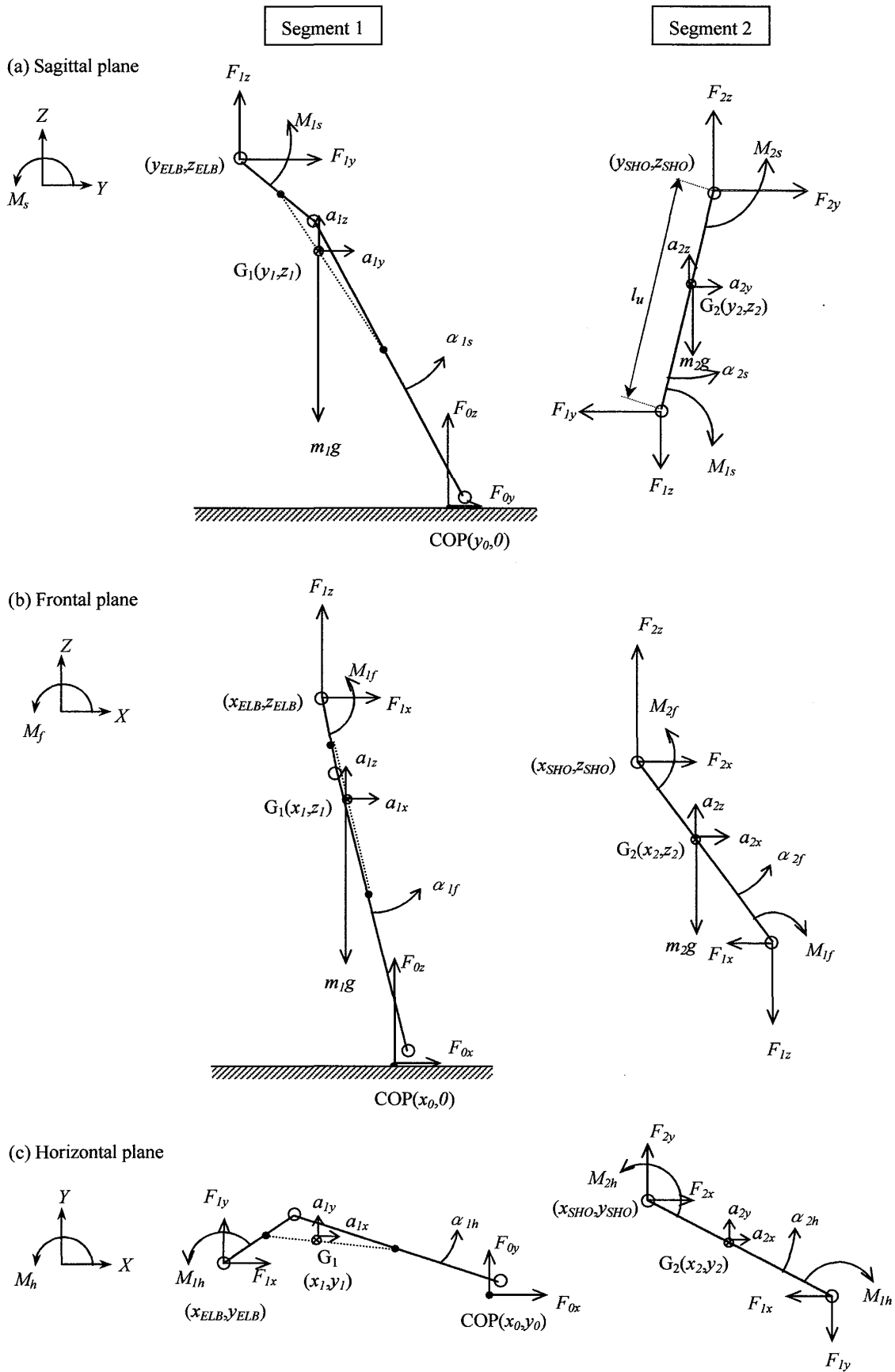


Fig. 6 Segment 1 and 2 for calculation of the moments of forces on sagittal(a), frontal(b) and horizontal(c) plane

$$F_{1y} = m_1 a_{1y} - F_{0y} \quad (7)$$

Z 軸方向の運動方程式  $\Sigma F_z = m_1 a_{1z}$  から

$$F_{1z} = m_1 (a_{1z} + g) - F_{0z} \quad (8)$$

重心まわりのモーメントについて  $\Sigma M = I_1 \alpha_1$  から矢状面の肘関節モーメント  $M_{1s}$  は

$$M_{1s} = I_1 \alpha_{1s} - F_{0y} z_1 - F_{0z} (y_0 - y_1) + F_{1y} (z_{ELB} - z_1) + F_{1z} (y_1 - y_{ELB}) \quad (9)$$

と求められる。ここで  $a_{1y}$ ,  $a_{1z}$  は加速度,  $\alpha_{1s}$  は角加速度,  $I_1$  は慣性モーメントである。慣性モーメントは  $I_1 = m_1 r_1^2$  ( $r_1$  は回転半径) で求められ,  $m_1$  は式(6)から, また,  $r_1$  は Table 1 から

$$r_1 = 0.468 \times l_f \quad (10)$$

によって求められる。

## 6. 矢状面の肩関節モーメント

最後にセグメント 2 (上腕部) での計算を行い, 肩関節モーメントを算出する。上腕部の質量  $m_2$  および質量中心位置  $G_2$  の座標  $(x_2, y_2, z_2)$  は, Table 1 より

$$m_2 = 0.028 m_{total} \quad (11)$$

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.564 x_{SHO} + 0.436 x_{ELB} \\ 0.564 y_{SHO} + 0.436 y_{ELB} \\ 0.564 z_{SHO} + 0.436 z_{ELB} \end{pmatrix} \quad (12)$$

である。また慣性モーメント  $I_2$  は Table 1 から

$$r_2 = 0.322 \times l_u \quad (13)$$

となり,

$$I_2 = m_2 r_2^2 = 1.904 \times (0.322)^2 \times l_u^2 \quad (14)$$

である。

Y 軸方向の運動方程式  $\Sigma F_y = m_2 a_{2y}$  より

$$F_{2y} = m_2 a_{2y} + F_{1y} \quad (15)$$

Z 軸方向の運動方程式  $\Sigma F_z = m_2 a_{2z}$  より

$$F_{2z} = m_2 (a_{2z} + g) + F_{1z} \quad (16)$$

重心まわりのモーメントについて  $\Sigma M = I_2 \alpha_{2s}$  より矢状面肩関節モーメント  $M_{2s}$  は

$$M_{2s} = I_2 \alpha_{2s} + M_{1s} + F_{1y} (z_2 - z_{ELB}) - F_{1z} (y_2 - y_{ELB}) + F_{2y} (z_{SHO} - z_2) - F_{2z} (y_{SHO} - y_2) \quad (17)$$

となる。これに式(7), (8), (9), (15), (16)を代入し,

$$M_{2s} = I_1 \alpha_{1s} + I_2 \alpha_{2s} - F_{0y} z_{SHO} + F_{0z} (y_{SHO} - y_0) + m_1 a_{1y} (z_{SHO} - z_1) - m_1 (a_{1z} + g) (y_{SHO} - y_1) + m_2 a_{2y} (z_{SHO} - z_2) - m_2 (a_{2z} + g) (y_{SHO} - y_2) \quad (18)$$

と求められる。

## 7. 前額面の関節モーメント

矢状面と同様, 前額面においても肘ならびに肩関節モーメントと関節間力を求める。セグメント 1 (Fig. 6(b)) について, X 軸方向の運動方程式  $\Sigma F_x = m_1 a_{1x}$  より

$$F_{1x} = m_1 a_{1x} - F_{0x} \quad (19)$$

Z 軸方向については矢状面と同じであるから

$$F_{1z} = m_1 (a_{1z} + g) - F_{0z} \quad (20)$$

質量中心まわりのモーメントについて  $\Sigma M = I_1 \alpha_{1f}$  より肘の前額面モーメント  $M_{1f}$  は

$$M_{1f} = I_1 \alpha_{1f} + m_1 (a_{1z} + g) (x_1 - x_{ELB}) + m_1 a_{1x} (z_{ELB} - z_1) - F_{0z} (x_0 - x_{ELB}) - F_{0x} z_{ELB} \quad (21)$$

となる。次にセグメント 2 において X 軸方向の運動方程式  $\Sigma F_x = m_2 a_{2x}$  より

$$F_{2x} = m_2 a_{2x} + F_{1x} \quad (22)$$

Z 軸方向に関しては矢状面と同じ (式 16) であるから

$$F_{2z} = m_2 (a_{2z} + g) + F_{1z}$$

質量中心まわりのモーメントについて  $\Sigma M = I_2 \alpha_{2f}$  より肩の前額面モーメント  $M_{2f}$  は

$$M_{2f} = I_1 \alpha_{1f} + I_2 \alpha_{2f} + m_1 a_{1x} (z_{SHO} - z_1) + m_1 (a_{1z} + g) (x_1 - x_{SHO}) + m_2 a_{2x} (z_{SHO} - z_2) + m_2 (a_{2z} + g) (x_2 - x_{SHO}) - F_{0x} z_{SHO} - F_{0z} (x_0 - x_{SHO}) \quad (23)$$

と求められる。

## 8. 水平面の関節モーメント

最後に水平面に関して肘ならびに肩関節モーメント・関節間力を求める。セグメント 1 (Fig. 6(c)) において X 軸, Y 軸方向それぞれの運動方程式より, 矢状面と前額面と同様に

$$F_{1x} = m_1 a_{1x} - F_{0x}$$

$$F_{1y} = m_1 a_{1y} - F_{0y}$$

である (式 19, 7)。質量中心周りのモーメント

について  $\Sigma N = I_1 \alpha_{1h}$  より肘の水平面モーメント  $M_{1h}$  は

$$M_{1h} = I_1 \alpha_{1h} - F_{0x}(y_1 - y_0) - F_{0y}(x_0 - x_1) - F_{1x}(y_1 - y_{ELB}) + F_{1y}(x_1 - x_{ELB}) \quad (24)$$

となる。次にセグメント2においても  $X$  軸,  $Y$  軸それぞれの方向の運動方程式より

$$F_{2x} = m_2 a_{2x} + F_{1x}$$

$$F_{2y} = m_2 a_{2y} + F_{1y}$$

である (式 22, 15)。質量中心まわりのモーメントについて  $\Sigma M = I_2 \alpha_{2h}$  より肩の水平面モーメント  $M_{2h}$  は

$$M_{2h} = I_1 \alpha_{1h} + I_2 \alpha_{2h} + m_1 a_{1x}(y_{SHO} - y_1) + m_1 a_{1y}(x_1 - x_{SHO}) + m_2 a_{2x}(y_{SHO} - y_2) + m_2 a_{2y}(x_2 - x_{SHO}) - F_{0x}(y_{SHO} - y_0) - F_{0y}(x_0 - x_{SHO}) \quad (25)$$

と求められる。

## 9. 結果と考察

以上の式を用い, 3次元座標データと床反力データから被験者の杖着床中の肩関節モーメントを算出した結果の一例を Fig. 7 に示す。図中 0 秒時点で杖が着床し, 1.6 秒で離床した。矢状面の肩関節モーメントは杖を前後に引く力を示しており, 正であれば前方に, 負であれば後方に引く力が発生していることを示す。また前額面モーメントが正であれば杖を外側に押す力, 負であれば逆に体幹を腕に引き寄せる力が発生していることを示す。Fig. 7 では右脚遊脚中に矢状面モーメントが正になっており, また前額面モーメントは右脚遊脚前期に負となった。すなわち, 同側脚の遊脚前期に杖が体幹を左右方向に引き寄せると同時に, 杖を前方に押す力により体を支えていることが示唆された。また左脚遊脚中に矢状面モーメントが負, 前額面モーメントが正となった。これにより, 対側脚の遊脚中には杖を後ろに引く力で体幹を前後方向に引き寄せ, 同時に杖を外側に押すことで体を支持していることが示唆された。このように, 肩関節モーメントを算出することで対麻痺者の装具歩行における杖の役割を推定す

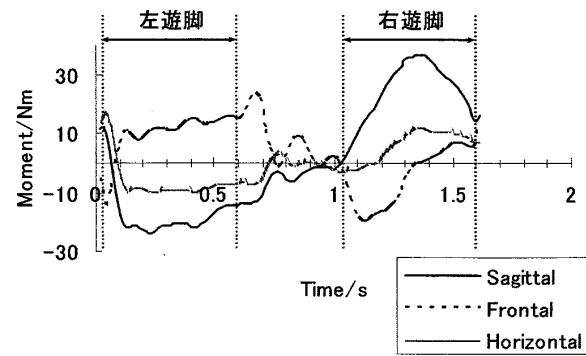


Fig. 7 Result of right shoulder joint moment while the crutch is stance

ることが可能となった。

## 参考文献

- 1) David A Winter. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, 1990.
- 2) Fearn LA, Bartoo ML, Myers JA, Pollack GH. An optical fiber transducer for single myofibril force measurement. *IEEE Trans Biomed Eng*, 40(11), 1127-32, 1993.
- 3) Knobloch KU, Vogel M, Fink RH. A new transducer based on the evanescent field effect for high-resolution displacement and force measurements. *Pflugers Arch*, 441(1), 32-38, 2000.
- 4) 江原義弘, 大橋正洋, 窪田俊夫. 歩行関連障害のリハビリテーションプログラム入門. 医歯薬出版株式会社, 1999.
- 5) 河野邦雄, 伊藤隆造, 堺章. 解剖学. 医歯薬出版株式会社, 2000.
- 6) 臨床歩行分析研究会編. 関節モーメントによる歩行分析. 医歯薬出版株式会社, 1999.