

下肢関節機能に制約のあるモデルによる ヒトの異常歩行解析

田川 善彦*・松尾 重明*

Analysis of human abnormal walking by model having a lost function at leg joint

Yoshihiko TAGAWA and Shigeaki MATSUO

Synopsis

This paper presents a model which can simulate human normal and abnormal walkings. The Zero Moment Point, abbreviated as ZMP, idea effective for the simulation of the human walking is expanded further in our model. A joint having the ZMP is called a Zero Moment Joint, abbreviated as ZMJ, and the joint can transmit force to adjacent bodies connected but cannot generate moment to control the motion of the bodies during the stance phase. Based on the concept of the ZMJ other three joint models as describing a lost function at the joint of one leg are proposed.

Considering the fact that the experimental results of the abnormal walking are very few on patient's same conditions but that of the normal are many, differences of characteristics between the normal and abnormal walkings simulated for the same walking conditions are evaluated and discussed as compensatory actions at remaining sound joints. The actions became greater according to the ZMJ located higher position of the leg. Also the other joints model are utilized to reduce the action. A cane support observed in walking having a severely diseased joint was examined to cure the posture of the upper torso in the abnormal walking.

1. まえがき

関節疾患患者や半身麻痺者の歩行は、上体の傾きが大きくて歩行速度や歩幅が小さく、歩隔が広いなど、健全な人間の歩行とは異なった特徴を有する¹⁻³⁾。整形外科における疾患部位の手術の事前評価や術後のリハビリにおける矯正方針などには、計算機モデルによる模擬的な手術やリハビリ訓練の検討は有意義と思われる。

ところで下肢関節あるいはその回りの筋群に疾患があると関節の動きが正常な人間の場合の動きと異なり、上体の補償運動が観察される。そのような異常歩行の観察¹⁻⁶⁾や計算機を用いたモデル解析⁷⁾は盛んに行われている。従来のアプローチの成果は図1のようにまとめることができよう。すなわち従来の研究によれば、歩行の観

察やデータ入力によるモデル解析によって、幼児から老人にいたる歩行特性の変化や類似性、さらに正常と異常歩行の相違について知ることができる。しかしこのような研究では、人間がどのように歩いているかについて詳しい知見を提供できるが、どうしてそのような歩き方となるのかについての知見は得にくく、異常な歩行を正常なものに近づける治療や方策、あるいはリハビリ時の適正な矯正活動への助言には力不足であろう。同図に示した関節疾患による異常歩行の解析から治療への助言を可能とするモデリングが望まれる。

一般にバイオメカニクスの問題にはモデル化や評価が他の工学の問題と比べ難しいと思われる。それは個々の問題を定式化するには、生体のいろいろな要素が複雑に絡み単純な様相を呈していないことによる。特に異常歩行

* 機械工学科

平成5年9月30日受理

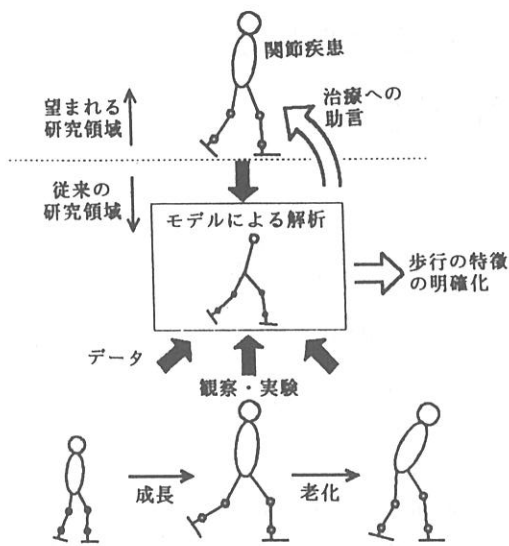


図1 歩行のモデル解析への期待

では同一条件でのデータの入手は困難である。このような対象には数値シミュレーションによる多様なケース・スタディに基づく現象の定性的理解というアプローチも有用であろう。

本論文では関節疾患を大胆な仮定によりモデル化し、機能制約に伴う他の正常な関節での補償や異常歩行の特性について解析を試みる。この一部については既に報告した⁸⁻¹⁰⁾が、ここでは新しい関節モデルの提案も含め、モデルの適用をより上位の下肢関節にまで想定する。また異常歩行の数値解にみられた広い支持面を実現する方策について検討する。

2. 関節疾患をもつ異常歩行モデル

既述したように、異常歩行の物理的条件を規定し、さらに同一条件に対する多量のデータは入手しにくい。しかし正常歩行特性に関しては多くの実験データが利用できる。これらの特性からのずれとして、異常歩行のシミュレーション結果を評価することは可能である。歩行条件により歩行の定量的特性が変化する事を踏まえ、病的条件がありながらできるだけ正常人の歩容に近い条件でシミュレーションを行い、病的でない部分の特性が正常の場合とどのように違ってくるか、に注目する方法が考えられる。異常歩行の実験データが利用できる場合にはその実験値に近い歩容にシミュレーション条件を設定することが望ましい。

この考え方により異常歩行時にみられる正常歩行特性との差が、異常歩行に対する補償動作の大きさとして評価できる。

ここでは腰部以下の運動を正常な場合と同じと規定し、疾患に伴う制約を考慮する関節は右脚のいずれか一つの関節であるとする。

2. 1 疾患をもつ関節モデル

関節疾患による制約をモーメントが発生できないゼロ・モーメント・ジョイント(ZMJ)⁸⁾⁹⁾で表現する。これを基本モデルとしてさらに、正常な関節モーメントのある範囲のモーメントが発生できるパーシャル・モーメント・ジョイント(PMJ)⁸⁾の関節モデルを導入する。また新たな関節モデルとしてZMJに受動的要素を付加したパッシブ・エレメント・ジョイント(PEJ)および下肢関節の相対角の可動域に制限を加えたコンストレインド・レンジ・ジョイント(CRJ)を導入する。ただし、これらの関節モデルによって仮定される機能の制約は大きな支持力が必要な立脚期間内のみとし、遊脚期では正常な関節であるとする。

2. 2 歩行モデルと関係式

歩行モデルは上体(頭部+頸部+胸部)、腰部、大腿部、下腿部、足部の体節に分割した8個の剛体からなり、これら体節は理想的な関節で結合され空間運動を行う。

図2に示した歩行モデルの要素番号(足を1とし、上方にある要素の番号は順次プラス1する)に対応したZMJの場合の関係式を以下に記す。図ならびに関係式に用いる記号は次のように定義される。

F_i : 関節 J_i で要素 i にかかる力の三次元ベクトル

F_i^* : 要素 i にかかる正味の力の三次元ベクトル

\hat{F}_i : 関節 J_i で要素 i にかかる力の六次元ベクトル = $[F_i^T \ M_i^T]^T$

\hat{F}_i^* : 要素 i にかかる正味の力の六次元ベクトル；関節での力と重力で表現されるが、重力項は加速度を表す漸化式で仮想的な加速度 $-g$ を考慮する $= \hat{F}_i - F_{i-1}^{(g)} = [F_i^{*T} \ M_i^{*T}]^T$

M_i : 関節 J_i で要素 i にかかるモーメントの三次ベクトル

M_i^* : 要素 i にかかる正味のモーメントの三次元ベクトル

p_i : 関節 J_i の静止座標系 $O-X_0Y_0Z_0$ での位置ベクトル

e_i : 関節 J_{i-1} から要素 i の質量中心への位置ベクトル

ξ_i : 要素 i についての関節 J_{i-1} から J_i への位置ベク

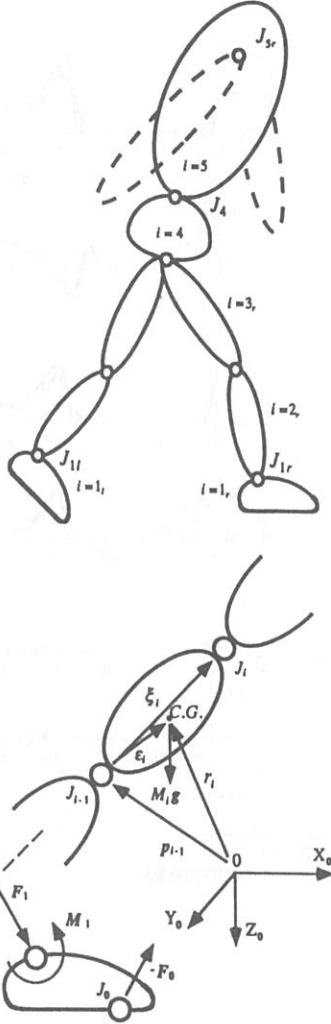


図2 歩行モデルと主な記号

トル

腰部以下の運動は規定されるのでこれに関する項 $\hat{\mathbf{F}}^*$ ($i=1, \dots, 4$) は既知となり、 $\hat{\mathbf{F}}_0$ は遊脚期で零となる。未知量は $\hat{\mathbf{F}}_4$ と立脚期の $\hat{\mathbf{F}}_0$ である。ZMJ の位置を \mathbf{p}_j とすると

$$\mathbf{p}_j = \mathbf{p}_0 + \xi_1 + \sum_{k=2}^j \xi_k \quad (1)$$

であり、 \mathbf{p}_0 と ξ_1 が未知量である。

ZMJ では力 \mathbf{F}_j だけが伝達されモーメントは零となる。そこでこの点でシステムを2分して考えると、次の二つの式が得られる。ZMJ より下側のリンクによる仮想的な関節 J_0 (床反力作用点, ZMP) でのモーメント：

$$(\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_0) \times \mathbf{F}_j - \sum_{i=1}^j \mathbf{M}_i^* = 0 \quad (2)$$

ZMJ より上側のリンクにかかる力の関係式：

$$\hat{\mathbf{F}}_5^* = -\hat{\mathbf{F}}_4 = \begin{bmatrix} -\mathbf{F}_{0l} - \mathbf{F}_{jr} \\ -\mathbf{p}_{0l} \times \mathbf{F}_{0l} - \mathbf{p}_{jr} \times \mathbf{F}_{jr} \end{bmatrix} - \sum_{k=1}^4 \hat{\mathbf{F}}_k^* - \sum_{k=1}^3 \hat{\mathbf{F}}_{kl}^* \quad (3)$$

ここで添字 r , l は右脚系, 左脚系であることを示す。明らかに右脚系の物理量とわかるものについては、簡略化のため添字 r を省略した。

式(3)で Σ のかかっている項は、運動を規定しているリンクにかかる正味の力で既知量である。また $\hat{\mathbf{F}}_5^*$ は上体にかかる正味の力で慣性力および慣性偶力によっても表すことができ、未知量は上体に関する角度変数のみである。そこで式(3)の右辺と連立させ未知量 \mathbf{F}_j を消去することによって上体運動に関する微分方程式を得る。ただし上体の角変位は小さいものとして微分方程式を線形化する。計算手順は次の通りである⁹⁾。

- 上体運動の微分方程式を歩行の周期性 (時間原点での角変位と角速度が1周期後のそれらと等しい) を満たすように解く。
- 式(3)より \mathbf{F}_j を求める。
- 式(2)より \mathbf{p}_0 を求める。
- 最後に ξ_1 を求める。

以上の関係式で j を零とおくと正常な歩行モデルの場合の式となる。また関節 j でモーメント \mathbf{M}_j を考慮すると、式(2), (3)のモーメント成分に \mathbf{M}_j を加えるだけで、関節でのモーメント特性を考えた式となる。つまり PMJ や PEJ モデルでの \mathbf{M}_j を容易に導入することができる。

3. 関節モデルと補償動作

先に紹介した4通りの関節モデルにより数値解を求め、異常歩行時の補償動作やその軽減策について述べる。基本モデルである ZMJ の場合を除き、既に報告した内容との重複は避けた。なお図や表の特性値は静止座標系と平行な補助座標系 O-XYZ 上で定義されている。表中のモーメントは歩行速度 1.5 m/s の正常歩行時の各関節での最大値で正規化し、床反力作用点軌跡の進行方向成分 X は足長で、横方向成分 Y は足幅で正規化している。

表中の下線部は歩行条件や関節モデルの変更により軽減効果が顕著と思われる部分に付した。モーメント部の下線は30%以上の軽減効果がある場合を示しており、作用点軌跡では正常な足の大きさにおさまるまでは30%

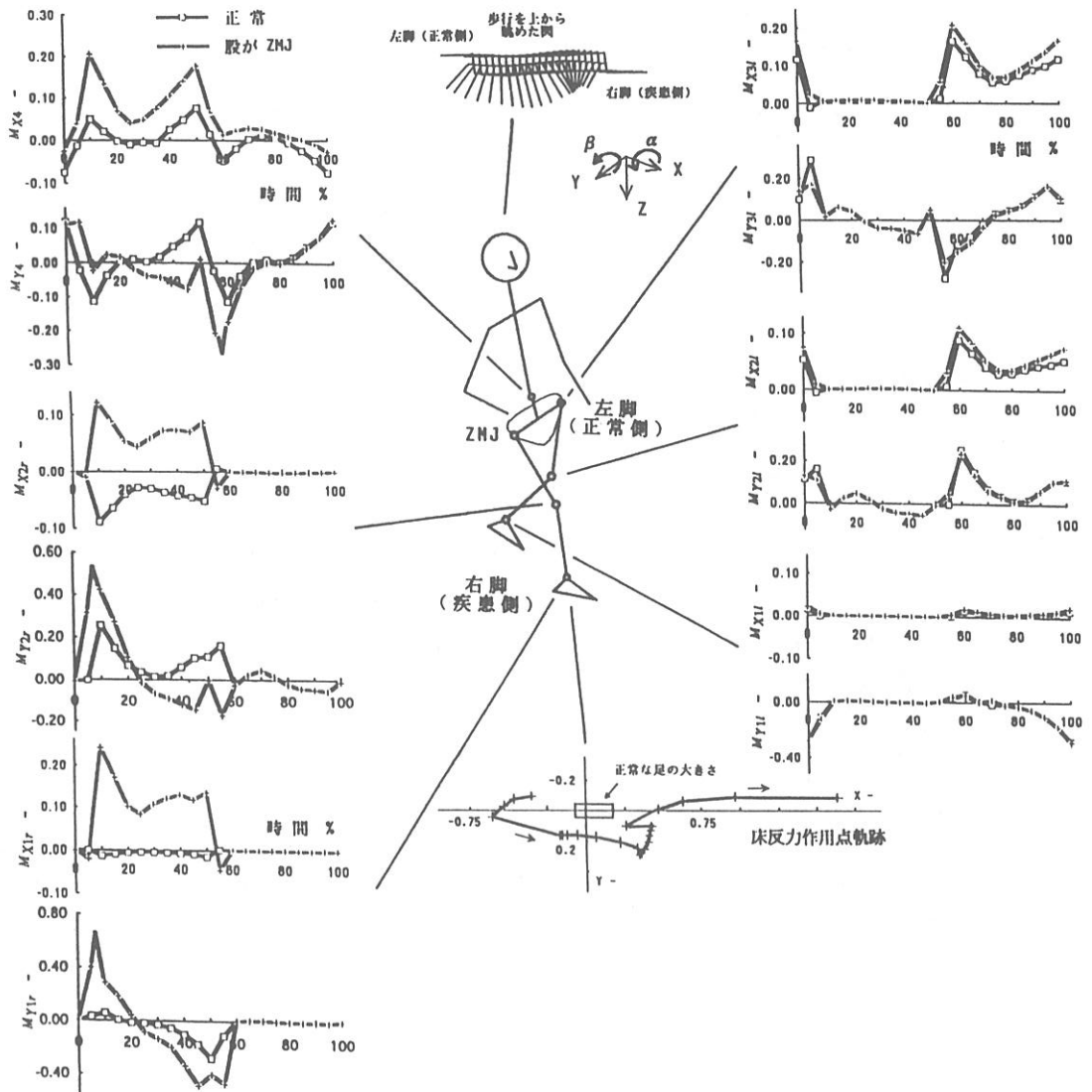


図3 股関節がZMJの場合の補償動作

以上の縮小効果がみられる場合を示している。上体の運動については平均して鉛直に近い状態となった場合に付した。

3. 1 ZMJ と補償動作

ZMJ は大胆な仮定であり、得られた結果は足首でのZMJを除いてかなり大きな補償動作となった⁸⁾。ZMJがより上位の関節に仮定されると人間が実際の状況で歩くには不可能な結果となった。

ZMJを股に仮定した計算結果を図3に示す。図では正

常歩行とZMJが股にある場合のモーメント特性（体重×脚長で無次元化）および床反力作用点軌跡を比較している。さらにZMJ時の上体の運動を示したが、正常歩行ではほぼ直立に近い状態にある。図をみると、ZMJからより下位に位置する関節で正常時の場合とは異なったかなり大きな補償動作がみられ、しかも疾患をもつ右脚側に大きな負担がかかり左脚側にあまり変化がみられないことが分かる。この傾向は他の関節モデルの場合も同様なので、以下の議論では左脚での特性は省略する。上

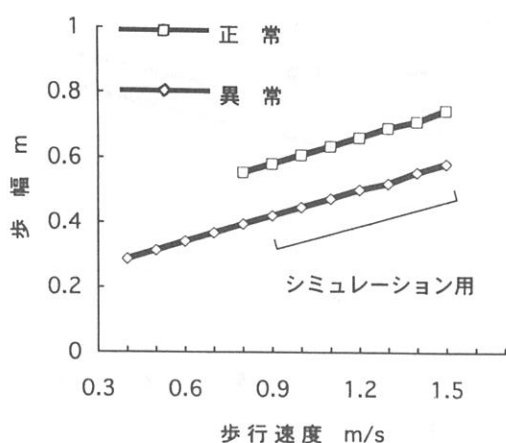


図4 歩行速度と歩幅 (文献11))

体は、前顔面では疾患側に大きく傾き、進行面では疾患脚による支持期に後方より前方に減速しながら傾いていく。また作用点軌跡は正常な足の大きさをかなりオーバーしており、スキーや杖歩行のような広い支持面を必要することが分かった。ただし正常脚の作用点軌跡は規定され、X軸上を踵から足先に向け一定の速さで移動する。

補償動作の軽減策¹⁰⁾として、膝の全置換手術後の歩行速度と歩幅の関係¹¹⁾(図4)や筋力の不十分な幼児や老人の歩容(歩行速度が小、歩幅の拡大、腰部の遊脚側への側方移動)に注目し、それらの歩行条件でシミュレーションを行い表1に示すような正常歩容との比較結果を得た。同表の(b)の枠内に上下2段の数値表示があるのは、上段が歩行周期の0~60%で下段が10~50%での計算結果である。表中の下線部にみるように顕著な効果はあるが、それでも作用点軌跡をみると股がZMJでは足長の約6倍の支持面が必要であり、人間が実際の状況で歩くには困難な結果となった。しかし補償動作を軽減する適当な歩行条件を示唆することは可能であった。

3. 2 PEJ と補償動作

この節では下肢関節の相対角がモーメントと類似のパターンをもっていることに注目して、ZMJに受動的なバネ要素を付加したPEJを考慮する。ただし歩行速度は疾患者がゆっくり歩く0.4 m/sとし、他の歩行条件は正常時と同じとする。図5に正常歩行時(歩行速度1.5 m/s)の進行面での下肢関節の相対角と体重×脚長で無次元化した関節モーメントとを比較したが、単脚支持期(10~50%)では両者のパターンが類似していることが分かる。そこでZMJで失った能動的なモーメントの代わり

表1 軽減策後の補償動作(老人歩容:歩行速度0.4 m/s, 歩幅0.29 m, 開脚接地, 腰部の内向き移動)

(a) 上体の傾き角と正視化されたモーメント

(b) 床反力作用点軌跡

(足長, 足幅で正規化)

特 性	上体の傾き 度				モーメント			
	正常歩容		老人歩容		正常歩容		老人歩容	
条 件								
成 分	X (α)	Y (β)	X (α)	Y (β)	X	Y	X	Y
正 常	最大	4.5 18.1	36.5	-1.9	足首	1.00 1.00	1.03	0.66
	最小	-4.5 10.5	-36.5	-6.1	膝	1.00 1.00	0.29	0.50
	平均	0.0 14.6	0.0	-3.9	股	1.00 1.00	0.30	0.39
					腰	1.00 1.00	1.58	0.45
足首が ZMJ	最大	6.3 41.6	38.7	24.1	足首	0.00 0.00	0.00	0.00
	最小	-3.0 23.3	-35.4	4.2	膝	0.87 1.36	0.22	0.66
	平均	1.6 31.5	1.5	13.6	股	0.95 0.99	0.25	0.38
					腰	1.14 1.71	1.67	0.38
膝 が ZMJ	最大	16.3 -2.5	35.2	-7.5	足首	6.21 1.42	1.61	0.72
	最小	5.6 -15.5	-37.1	-18.3	膝	0.00 0.00	0.00	0.00
	平均	11.1 -9.4	-0.9	-12.0	股	0.58 1.13	0.22	0.44
					腰	1.49 1.78	1.57	0.71
股 が ZMJ	最大	35.0 20.3	32.7	7.1	足首	15.90 3.08	6.88	1.27
	最小	19.2 -14.5	-37.6	0.8	膝	1.37 2.63	0.73	1.10
	平均	26.8 3.1	-1.9	2.8	股	0.00 0.00	0.00	0.00
					腰	2.70 1.99	1.86	0.66

特 性	床反力作用点軌跡			
	正常歩容		老人歩容	
条 件				
成 分	X	Y	X	Y
正 常	1.00	0.00	同 左	
足首が ZMJ	0.55	0.31	0.46	0.39
	0.14	0.21	0.06	0.26
膝 が ZMJ	2.58	1.55	1.68	1.07
	1.93	1.55	0.64	1.07
股 が ZMJ	9.23	4.29	5.97	2.61
	3.11	4.29	0.67	2.37

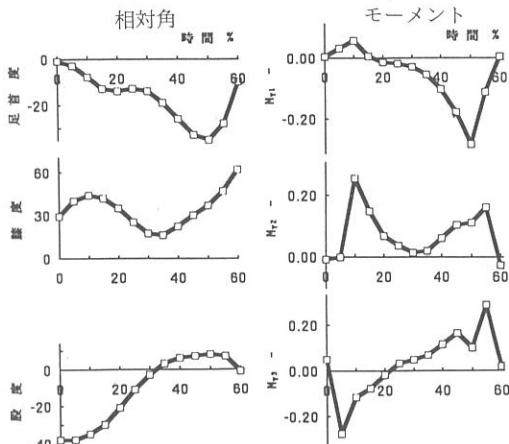


図5 下肢関節の相対角とモーメントの比較

表2 PEJと補償動作

特性	上体の傾き 度				モーメント —			
モデル	ZMJ		PEJ		ZMJ		PEJ	
成分	X(α)	Y(β)	X(α)	Y(β)	X	Y	X	Y
正常	最大	11.1 -1.9	同	左	足首	0.63 0.66	同	左
	最小	-11.1 -3.9			膝	0.64 0.50		
	平均	0.0 -3.9			股	0.68 0.39		
					腰	0.73 0.45		
足首	最大	12.8 24.1	12.8 12.0		足首	0.00 0.00	0.00 0.23	
	最小	-10.1 4.2	-10.1 -2.8		膝	0.56 0.66	0.56 0.70	
	平均	1.2 13.6	1.2 <u>5.1</u>		股	0.65 0.38	0.65 0.40	
					腰	0.82 0.38	0.81 0.46	
膝	最大	23.5 -7.5	23.5 1.2		足首	3.99 0.72	3.99 0.69	
	最小	-4.3 -18.3	-4.3 -9.9		膝	0.00 0.00	0.00 0.26	
	平均	9.4 -12.0	9.4 <u>-3.9</u>		股	0.43 0.44	0.43 0.43	
					腰	1.12 0.71	1.13 0.54	
股	最大	40.8 7.1	40.8 3.4		足首	12.24 1.27	12.25 1.31	
	最小	4.6 0.8	4.6 -4.1		膝	1.13 1.10	1.13 1.12	
	平均	22.2 2.8	22.2 -0.8		股	0.00 0.00	0.00 0.11	
					腰	1.87 0.66	1.87 0.68	

として適当なバネを足首、膝、股の横軸回りに順次取り付け、正常歩行時のモーメントの範囲内におさまるようなPEJを想定するが、他の軸回りでのモーメントの発生はない。表2がその結果である。ただし、無次元バネ定数は順に0.2, 0.1, 0.1とした。

PEJとZMJの結果を比較すると、表中の下線部のように進行面での上体の姿勢(角 β)が改善され、PEJでのモーメントも正常時の範囲内におさまっていることが分かる。床反力作用点軌跡については両者の値が表1(b)とほとんど同じ結果であった。

進行軸回りのモーメントは比較的単純なパターンを示しているが、その軸回りの相対関節角との類似性はみら

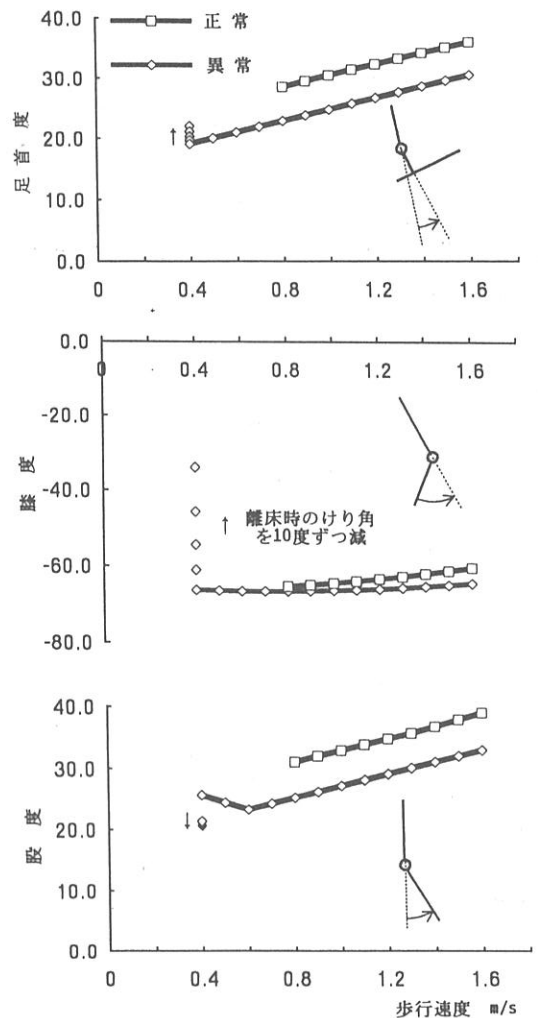


図6 立脚時の下肢関節の最大相対角と歩行速度の関係

れず、横軸回りのようには扱えない。

3. 3 CRJと補償動作

関節に障害があるとその動きの範囲が制約される場合がある。制約を大きな力が作用する立脚時のみとして、下肢関節の可動域に制限¹²⁾を設けたZMJ歩行を検討する。図6は立脚時における下肢関節の最大相対角を筆者らのグループの定式化¹³⁾に基づいて、図4の歩行速度と歩幅の関係を求めたものである。膝の相対角は速度によらずほぼ一定であるが、足首と股では速度の減少(歩幅も減少)とともにほぼ一様に減少している。したがって可動域に制限を設けるには、歩幅の減少のみでは

表3 CRJと補償動作

(a)上体の傾き角とモーメント

特性成分	上体の傾き度		モーメント	
	X(α)	Y(β)	X	Y
正常	最大	11.2 -12.6	足首	0.50 0.68
	最小	-11.2 -16.0	膝	0.54 <u>0.27</u>
	平均	0.0 -14.3	股	0.58 <u>0.19</u>
足首がZMJ	最大	12.9 16.0	足首	0.00 0.00
	最小	-10.3 -3.2	膝	0.48 0.52
	平均	1.2 <u>3.8</u>	股	0.55 <u>0.21</u>
膝がZMJ	最大	24.2 -14.2	足首	3.27 0.57
	最小	-4.6 -24.0	膝	0.00 0.00
	平均	9.6 -18.2	股	0.35 <u>0.29</u>
股がZMJ	最大	42.5 3.3	足首	9.21 <u>0.66</u>
	最小	4.0 -8.4	膝	0.85 <u>0.72</u>
	平均	22.6 -2.2	股	0.00 0.00
			腰	1.64 0.48

(b)床反力作用点軌跡

特性成分	床反力作用点軌跡	
	X	Y
正常	1.00	0.00
	足首がZMJ	0.13 0.16
		0.04 0.15
膝がZMJ	0.83	1.05
	0.77	1.02
	股がZMJ	1.85 2.65
	1.44	2.65

表4 PMJと補償動作

(a)上体の傾き角とモーメント

特性成分	上体の傾き度		モーメント	
	X(α)	Y(β)	X	Y
正常	最大	11.2 -12.6	足首	0.50 0.68
	最小	-11.2 -16.0	膝	0.54 0.27
	平均	0.0 -14.3	股	0.58 0.19
足首がPMJ	最大	11.6 -3.9	足首	0.30 0.30
	最小	-11.0 -12.2	膝	0.47 0.57
	平均	0.2 -9.1	股	0.54 0.27
膝がPMJ	最大	15.5 -12.6	足首	<u>1.25</u> 0.67
	最小	-8.9 -16.1	膝	0.30 0.27
	平均	<u>3.2</u> -14.3	股	0.32 0.33
股がPMJ	最大	23.3 -12.6	足首	<u>4.57</u> 0.67
	最小	-5.1 -16.2	膝	<u>0.39</u> 0.27
	平均	<u>8.9</u> -14.4	股	0.30 0.19
			腰	<u>1.05</u> 0.54

(b)床反力作用点軌跡

特性成分	床反力作用点軌跡	
	X	Y
正常	1.00	1.00
	足首がPMJ	0.98 0.03
		0.63 0.03
膝がPMJ	0.98	<u>0.33</u>
	0.98	0.32
	股がPMJ	<u>0.97</u> <u>1.15</u>
	0.97	0.99

膝の角度に対して効果がないため、足のけり角を考慮した。図中で縦方向(速度0.4 m/s)に並んでいる◇形マークは足のけり角を10度ずつ小さくした場合の最大角であり、歩幅の減少時とは違い膝の相対角を小さくするのに効果的である。

表3は各最大相対角が40度以内におさまるようにけり角を設定し、図4の異常歩行の速度0.4 m/sでのシミュレーション結果である。正常時も含めたCRJモデルは表2のZMJモデルの場合と比較して、下線部で示されるように、補償動作の軽減に効果があることが分かる。CRJモデルは足のけり角が結果的に小さくなるため、上体はけり角が5倍である表2のZMJモデルの場合と比較して、より前方へ移動する姿勢となっている。また作用点軌跡の軽減にも有効であることが分かった。

3.4 PMJと補償動作

部分的に正常時のモーメントが発生できる関節モデルPMJを考えよう。これはより疾患者の状況に近いモデルと思われるが、ここでのモーメントを正常時の最大値の30%まで発生可能とする。

表4にシミュレーション結果を示す。また下線部は表3との比較による軽減効果である。歩行条件は異常歩行の速度0.4 m/sと関節角の可動域を加えるCRJモデルとの併用を考えた。膝関節でのモーメントが正常歩行時のその最大30%しか発生できないとしても、低速歩行や足のけり角を小さくすることによって歩行が可能と言える。股関節の場合、足首での進行軸回りのモーメント

が正常歩行時の約5倍、また作用点軌跡は正常な足幅をオーバーするので歩行は困難と思われる。

4. 機能制約と杖歩行

関節機能に制約があると歩幅が拡大し、さらに2足での歩行が困難であるときは第3の脚である杖を使用する。いずれも支持面の拡大を意図したものであり、これまでの結果と定性的に一致する。この章では杖による支持の効果について述べるが、関節モデルはZMJとし歩行条件はCRJモデルの場合と同じとする。

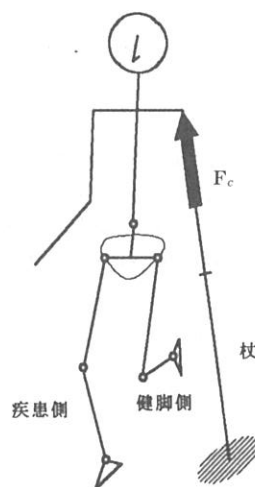


図7 杖歩行

表5 杖歩行の効果

(a)上体の傾き角とモーメント (正常歩行速度1.5m/sの計算結果の最大値で正規化)

特性	上体の傾き 度						モーメント					
	杖なし		健脚側に杖をもつ場合				杖なし		健脚側に杖をもつ場合			
成分	X (α)	Y (β)	X (α)	Y (β)	X (α)	Y (β)	X	Y	X	Y	X	Y
正 常	最大	11.2 -12.6	$F_{cx} = -0.03$	$F_{cy} = 0.10$	$F_{cx} = 0.00$		足首	0.50 0.68	$F_{cx} = -0.03$	$F_{cy} = 0.10$	$F_{cx} = 0.00$	
	最小	-11.2 -16.0	$F_{cy} = -0.01$	$F_{cy} = 0.08$	$F_{cx} = 0.02$		膝	0.54 0.27	$F_{cy} = -0.01$	$F_{cy} = 0.08$	$F_{cx} = 0.02$	
	平均	0.0 -14.3	$F_{cz} = -0.10$	$F_{cz} = -0.10$	$F_{cy} = 0.25$		股	0.58 0.19	$F_{cz} = -0.10$	$F_{cz} = -0.10$	$F_{cy} = 0.25$	
					$F_{cz} = -0.10$		腰	0.70 0.49			$F_{cz} = -0.10$	
足首が ZMJ	最大	12.9 16.0	11.8 11.0				足首	0.00 0.00	0.00 0.00			
	最小	-10.3 -3.2	-10.8 -7.0				膝	0.48 0.52	0.48 0.51			
	平均	1.2 3.8	0.5 -0.3				股	0.55 0.21	0.56 0.20			
							腰	0.78 0.40	0.76 0.44			
膝 が ZMJ	最大	24.2 -14.2		8.1 2.1			足首	3.27 0.57		3.96 0.60		
	最小	-4.6 -24.0		-11.3 -13.1			膝	0.00 0.00		0.00 0.00		
	平均	9.6 -18.2		-1.6 -7.3			股	0.35 0.29		0.43 0.26		
							腰	1.07 0.73		0.91 0.64		
股 が ZMJ	最大	42.5 3.3			15.6 4.2		足首	9.21 0.66			14.15 0.67	
	最小	4.0 -8.4			-6.0 -7.9		膝	0.85 0.72			1.32 0.71	
	平均	22.6 -2.2			4.6 -1.5		股	0.00 0.00			0.00 0.00	
							腰	1.64 0.48			1.55 0.47	

(b)床反力作用点軌跡

特性	床反力作用点軌跡					
	杖なし		健脚側に杖をもつ場合			
成分	X	Y	X	Y	X	Y
正 常	1.0	0.0	$F_{cx} = -0.03$	$F_{cy} = 0.10$	$F_{cx} = 0.00$	
			$F_{cy} = -0.01$	$F_{cy} = 0.08$	$F_{cx} = 0.02$	
			$F_{cz} = -0.10$	$F_{cz} = -0.10$	$F_{cy} = 0.25$	
					$F_{cz} = -0.10$	
足首が ZMJ	0.13	0.16	0.13	0.16		
	0.04	0.15	0.05	0.15		
膝 が ZMJ	0.83	1.05		0.83	1.14	
	0.77	1.02		0.78	1.11	
股 が ZMJ	1.85	2.65			1.84	3.84
	1.44	2.65			1.45	3.84

健脚が遊脚期にあり疾患脚と健脚側の杖支持による歩行の実験¹⁴⁾によると、杖を使用することにより疾患側の負荷が軽減されている。また観察によれば姿勢の改善効果もある。ここでは健脚側に杖をもつ状況を想定しその力学的効果¹⁵⁾を検討する。図7のような疾患側と杖による支持の取扱いを簡単にするため次の仮定を設ける。

A. 杖使用の期間は歩行周期の20～40%の短い期間とする。

B. その期間では杖の向きが不変でその反力も一定であるが、股関節がZMJのときは瞬時に向きと大きさを変えることができるものとする。

C. B. より杖は無質量とする。

D. 肩への作用は反力のみとする。

E. 杖は地面と点接地をなすものとする。

これらの仮定により取扱いが簡単化できる。

杖から受ける反力 F_c は上体に作用する外力である。このとき式(3)の右辺の成分表示部を肩関節を J_s として次のように変えればよい。

$$\begin{bmatrix} -F_{0l} - F_{jr} + F_c \\ -p_{0l} \times F_{0l} - p_{jr} \times F_{jr} + p_{5l} \times F_c \end{bmatrix} \quad (4)$$

歩行条件をCRJモデルの場合と同じとして計算した結果が表5である。表中の F_{c*} は反力 F_c の成分表であり、股がZMJの場合は時間30～40%で進行方向成分を与えた。なるべく上体が鉛直になるように適当な反力成分を与えると、左右および前後の両方向で杖の効果がみられた。しかし姿勢の改善は可能だが下肢関節に負担がかかり、作用点軌跡の横方向移動も支持脚側へ大きくなった。作用点軌跡の結果から、反力や腰部の移動特性の規定が問題になると思われる。これは杖歩行は使用者の巧拙により特性が大きくばらつく¹⁴⁾ことから推測される。

図8は杖歩行時の右脚に作用する床反力とZMJを仮定した股関節に使用する力の計算結果である。床反力については比較用に正常歩行時の結果も与えた。床反力の進行方向成分 R_{xf} はZMJ歩行と正常歩行では反対の特

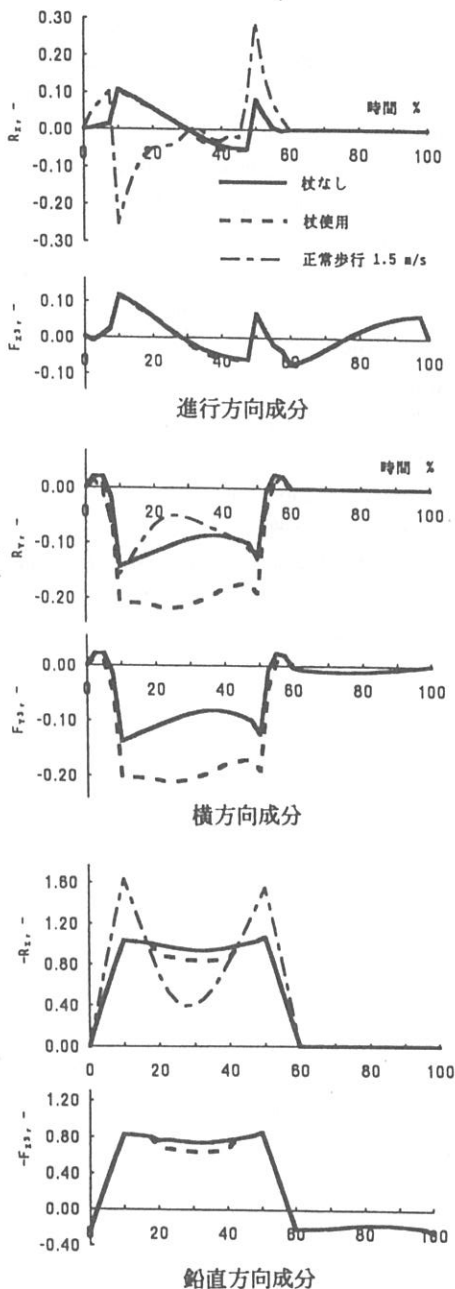


図8 床反力と関節間力

性となった。横方向成分では杖の横方向からの支持力により杖なしの場合より大きな値となっている。また杖なし歩行の鉛直方向成分 R_z はほぼ台形に近い形となり、杖歩行では杖の支持期間で反力が軽減されることが分か

る。したがって股関節に作用する力もその期間で小さくなり、ZMJ への負荷が軽減される¹⁴⁾。

5. 結 論

異常歩行には、関節の疾患による機能制約の結果として内力である関節モーメントや関節間力が変化し、上体は疾患脚側に傾き、歩行速度や歩幅は小さく、歩隔は広くなるなど、上体や下肢の運動学的な変化が現れる。

本論文では関節機能の制約を表現する4通りの関節モデルを提案し、他の正常な関節での補償動作や上体の運動についてシミュレーションを行った。また補償動作の軽減策を検討した。

主な結論は次の通りである。

(1) ZMJ の場合、疾患者の歩行速度および筋力の十分でない幼児や老人と類似の歩行条件で歩く補償動作の軽減が可能となった。

(2) 進行面での下肢関節の相対角とモーメントの類似性に注目した PEJ モデルにより、ZMJ と比較して上体の姿勢の改善された。

(3) 進行軸回りに正常時の30%しかモーメントが発生できない PMJ を仮定したが、膝の位置までは PMJ を仮定しても歩行できた。

(4) CRJ は主に、歩幅により足首と股、足のけり角の減少により膝に対して実現でき、補償動作の軽減に効果的であった。

(5) 健脚側に杖をもつ歩行により ZMJ 時でも上体の姿勢を改善できた。

以上のような数値実験的アプローチは、バイオメカニクスの問題に対しても有効であろうと筆者らは考えている。本論文では制約をもつ関節モデルにより異常歩行の解析を試みたが、機能喪失による補償動作のより効果的な軽減はこれら諸方策を併用することで可能と思われる。

参考文献

- 1) Perry, J.: GAIT ANALYSIS Normal and Pathological Function, 265-279, SLACK, (1992).
- 2) Davies, P.M. (富田監訳) : Right in the Middle 成人片麻痺の選択的な体幹運動, 53-60, シュプリンガー・フェアラーク, (1991).
- 3) Ducroque, J. et P. (鈴木訳) : 歩行と跛行 78-79, 医歯薬出版, (1973).
- 4) Murray, M.P.: Gait as a total pattern of movement, Am. J. Phys. Med. 46 (1), 290-333, (1967).

- 5) 服部友一, 他 4 名: 赤外反射型動作分析装置と床反力計による歩行分析システムの開発—股関節疾患における歩行異常の定量的測定—, 日整会誌, 62(7), S-493, (1988).
- 6) 柿花 剛, 他 2 名: PSD カメラによる位置計測システムの開発と臨床応用—股関節症による跛行の定量化—, 日整会誌, 62(7), S-494, (1988).
- 7) 山本澄子, 他 5 名: モデル解析による股関節疾患患者の歩行の力学的特性, バイオメカニズム 7, 278-286, (1984).
- 8) 田川善彦, 他 2 名: 異常歩行のシミュレーションの一方法—ゼロ・モーメント関節の歩容への影響—, バイオメカニズム 9, 165-176, (1988).
- 9) 山下 忠, 田川善彦: ゼロ・モーメント関節をもつモデルによる 2 足歩行のシミュレーション, —第 1 報: 正常歩行特性の検討に基づくモデルの提案—, 日本機械学会論文 C 編, 55 (516), 2107-2115, (1989).
- 10) 田川善彦, 他 2 名: ゼロ・モーメント関節をもつモデルによる 2 足歩行のシミュレーション—第 2 報: 補償動作の軽減と数値結果の解釈—, 日本機械学会論文集 C 編, 55 (516), 2116-2122, (1989).
- 11) Andriacchi, T.P.: 他 2 名: Walking Speed as a Basis for Normal and Abnormal Gait Measurements, J.Biomech., 10, 261-268, (1977).
- 12) 山下 忠, 他 2 名: 関節機能に制約のある 2 足モデルの歩行特性, 計測自動制御学会九州支部学術講演会予稿集, 201-202, (1987).
- 13) 田川善彦, 山下 忠: ヒトの定常な平地歩行特性のシミュレーション, 計測自動制御学会論文集, 20(2), 167-174, (1984).
- 14) 島田洋一, 他 4 名: 歩行分析によるステッキ歩行時の股関節圧の測定, 日整会誌, 62(7), S-495, (1988).
- 15) 田川善彦, 松尾重明: 異常歩行における杖の効用—ゼロ・モーメント関節モデルによるシミュレーション—, 日本機械学会九州支部講演会論文集, No.938-2, 222-223, (1993).
- 16) 文献 3) の 88 ページ。