

To understand gait, motion data as well as contact forces applied to the ground are crucial. A conventional approach is to use motion capture and several force plates to access this information. However, when right/left information is needed, the use of force plates is difficult. More particularly when each foot must step on different force plate or curve trajectories are required. In this paper, we suggest a method to estimate the contact force at each foot using the position of the Center of Pressure (CoP), and the position of the foot markers to determine the contact condition. Because the forces is the most crucial in rehabilitation gait analysis, here we do not reconstruct the moment at the contact. And we can conclude that the estimation of right/left contribution in the vertical contact force using the CoP position is successful.

Key Words: Dynamics identification, External force, Center of Pressure, Curve walk, Rehabilitation

1. 緒言

脳卒中などが原因で身体に不自由を患った患者に対する運動解析は、患者のリハビリや回復状況を知るうえで重要であり、動作解析によるモーションデータと床反力の計測は非常に有用なものである。現在それらの計測には体につけたマーカから変位、速度、加速度などの動力的データを取得する光学的モーションキャプチャシステムや、足底と床面との間に働く力やその作用点を計測する床反力計が用いられている。(1)(2)

しかし、それらの計測機器には様々な欠点がある。光学的モーションキャプチャーについて述べると、マーカの取り付けに手間がかかるうえ、計測空間が限られてくるため導入できる環境が限られている。床反力計を用いて計測する際は、左右の足が同じ床反力計を踏んでしまうとそれぞれの足にかかる力が計測できない。床反力計の代わりに圧力センサなどを用いることもできるが、被験者からすると無意識のうちに動きが不自然なものになる。(3) その他に長距離歩行やカーブなどの軌道上を歩くときは、試行に見合った床反力計の配置や数が必要となってくるため計測が困難になる。(4)(5) 実際にカーブウォークといわれるリハビリ試行が提案されており、問題点の改善が望まれる。(6) これらの問題を解決するため、現在モーションキャプチャシステムの変わりに小型のステレオカメラやジャイロセンサを用いて人間の運動を計測するといった研究がおこなわれている(7)(8)。近年では人間の動きをキャプチャすることができるゲーム機も開発されており、個人での運動計測ができる環境が整いつつある。これに比べ床反力計においては、トレッドミルや市販のゲーム機を用いる方法が提案されているが、機材による運動範囲の制限については課題が残るとされる。(9)(10)。そのため、患者がより自然な運動をとることができ、広い空間での床反力の計測をするためには間接的な計測方法、もしくは床反力の計算アルゴリズムが必要である。これらは患者に対するより低負荷なりハビリ手法を考えていく上でも重要なものであるとされる。

人体の様々な情報を計算により得る手法として、現在ロボット工学の分野で用いられている力学同定法を人体に応用し、人体の力学パラメータを同定する手法が考案されている。(11) この手法により、個々の人体の質量や慣性モーメントといったパラメータを同定することができる。この方法により算出した力学パラメータと、人間の各関節のモーションデータから人体に作用する合計の床反力が推定可能になる。これは人間をモデル化した際の、移動システムモデルから成る運動方程式から導くことができる。(11) しかし、その反力は全反力であり、床反力計のように各足に作用する力を推定することはまだできていない。

そこで本研究では、力学同定手法によって人体の内部パラメータから全外力の値を導出し、さらに複数のコンタクトポイントに働く力を算出できるアルゴリズムの作成を目的とする。この手法では床反力計を用いることなく外力を算出できると考えられ、今後の運動解析の幅が広がることが期待される。今回はアルゴリズム作成のため、計算値と実際の床反力を比較することでアルゴリズムの検証を行う。

2. 力学同定法

2.1 力学同定の計算方法

力学同定手法とは運動方程式を用いて、計測が困難な人体の最小力学パラメータを過不足なく同定する手法である。以下に力学同定手法について述べる。nリンク, N自由度の移動システムの運動方程式は式(1)のようになる。

$$\begin{bmatrix} H_{O1} & H_{O2} \\ H_{C1} & H_{C2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_0 \\ \dot{q}_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \tau \end{bmatrix} + \sum_{k=1}^{N_c} \begin{bmatrix} K_{k1} \\ K_{k2} \end{bmatrix} F_k \quad (1)$$

- H_{ij} ($i=O, C, j=1, 2$) は慣性行列
- q_0 は6自由度のベースリンクの一般化座標
- q_c は関節角度ベクトル
- b_i はコリオリ力, 遠心力, 重力項
- τ は関節トルク
- N_c はシステムと環境との接触点の総数
- F_k は接触点 k に働く6軸外力
- K_{k1} と K_{k2} は接触点の位置と接触リンクに関するヤコビ行列

多リンク系の運動方程式は、質量・重心・慣性テンソルなどの力学パラメータに対して、線形な関係式で表わすことができる。このとき、式(1)は式(2)のように変形される。

$$Y\phi = \begin{bmatrix} Y_O \\ Y_C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \tau \end{bmatrix} + \sum_{k=1}^{N_c} \begin{bmatrix} K_{k1} \\ K_{k2} \end{bmatrix} F_k \quad (2)$$

- $Y = \begin{bmatrix} Y_O \\ Y_C \end{bmatrix}$ は ϕ にかかるリグレッサ行列と呼ばれ、ベースリンクと各関節の一般化座標 q_0, q_c , 速度 \dot{q}_0, \dot{q}_c , 加速度 \ddot{q}_0, \ddot{q}_c の関数行列。ただし、 Y_O はベースリンクの運動方程式に対応したリグレッサ行列

力学パラメータは動力学モデルを表現する上では冗長である。その表現に必要な最小限なパラメータだけ同定が可能であることが知られており、同定可能な最小力学パラメータを ϕ_B とする。(12) これはモデルの構造に依存し、運動方程式において冗長なパラメータを削減・再構成して得られる。最小力学パラメータのみに注目した運動方程式を以下に示す。

$$\begin{bmatrix} Y_{OB} \\ Y_{CB} \end{bmatrix} \phi_B = \begin{bmatrix} 0 \\ \tau \end{bmatrix} + \sum_{k=1}^{N_c} \begin{bmatrix} K_{k1} \\ K_{k2} \end{bmatrix} F_k \quad (3)$$

- ϕ_B は全リンクの最小力学パラメータ
- Y_{OB}, Y_{CB} は ϕ_B にかかるリグレッサ行列

式の上段はベースリンクの運動方程式であり、人体のモデルの場合、体幹リンクを基底に定めることが多い。以後このリンクをベースリンクと呼ぶ。ベースリンクの運動方程式の特

徴は関節トルクの計測が不要である点であり、関節角度、全外力、そしてベースリンクの一般化座標が計測できれば同定が可能となる。以下にベースリンクの運動方程式を示す。

$$Y_{OB}\phi_B = F \quad (4)$$

モーションキャプチャから接触リンクの位置情報および各リンクの関節角度を算出、 F は床反力計から計測可能であり、この式から ϕ_B を求めることができる。その後求めた ϕ_B とモーションデータを用いることによって運動時のベースリンクにかかる外力が計算可能である。この外力を逆動力学を用いて人間の Center of Pressure(CoP) に移動させることにより、床反力計から得られるデータと同じものが得られる。本研究ではこの外力を左右の足それぞれ振り分けていく。なおは人体をモデル化するにあたり 34 自由度、15 リンクのモデルとする。

2.2 パラメータの同定精度の確認

力学パラメータの同定結果の評価として、Zatsiorsky パラメータとの比較をおこなう。Zatsiorsky パラメータとは、性別や年齢などの被験者の情報からデータベースを用いて平均的に求めた力学パラメータである。(13) パラメータは、人体モデルのセグメントごとに算出し、それぞれ代入する。そのモデルを用いて実際のモーションキャプチャのデータから床反力を算出することができる。この床反力の推定は、モーションキャプチャデータを再現するソフト Cortex を用いることでおこなう。以下に麻痺足患者に対する力学パラメータの同定をおこない、Zatsiorsky パラメータと比較した結果を示す。比較したのは床反力の鉛直方向成分である。(Fig.1)

Fig.1 に示すように、力学同定後のパラメータを代入することで、床反力から計測された値と同等の値が算出できたことが確認できる。計測結果と計算結果との誤差を示したグラフからは、Zatsiorsky パラメータを代入したモデルよりも精度のよい結果が得られたことが確認できる。これは個人でのパラメータ計測の重要性を示しており、これにより力学同定法の有効性、精度が確認できた。

3. 床反力計算アルゴリズム

算出した ϕ_B を用いた反力の精度が確認できたため、次に床反力をどのような条件で左右の足に振り分けていくかという計算手法と、それらを統合したアルゴリズムについて述べていく。計算方法を構築していく上で用いることができる値とし

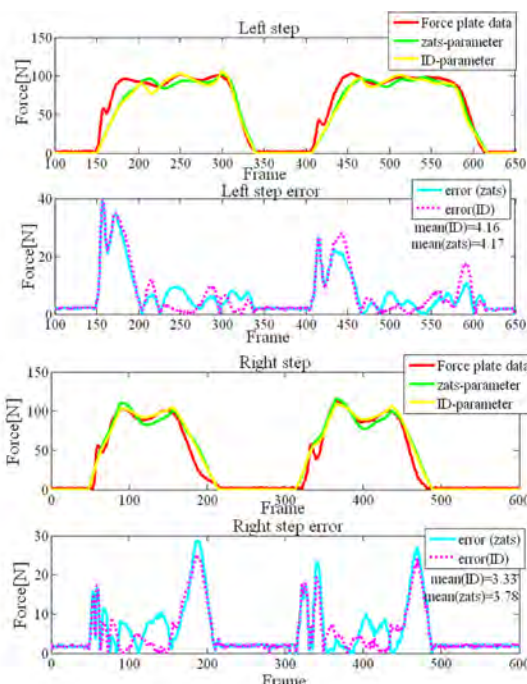


Fig.1 Floor force (F_z) comparison for a patient (up) and error (bottom) while walking

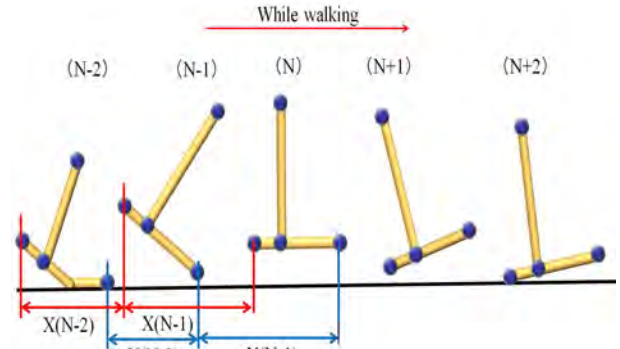


Fig.2 Standstill marker method to detect ground contact

ては、モーションキャプチャによるマーカや各リンクの位置情報、および力学同定の結果得られた合計の反力などがあげられる。本稿ではまず 6 軸の床反力のなかで最も人体に影響がある鉛直方向に関する F_z について検討していく。

3.1 接地条件の設定

人間が運動中に地面と接している足に注目すると、両足についている場合、片足接地の場合、ジャンプなどの両足が浮いている状態の三つが挙げられる。そのためまず運動中の各足の接地状態を知るために接地条件を設定する。接地判別には被験者の足のマーカを用いる手法を考案した。これはモーションキャプチャによる計測データに含まれている情報であり、人間の内部パラメータに依存しないため簡易に用いることができる手段といえる。接地判別には鉛直方向に閾値を設け判別する方法、そしてマーカの静止を利用した手法の二つを考案した。前者の判別方法では健康者の運動に対して有効ではあったが、すり足のようにして歩行することが多い麻痺足患者に対しては不向きであった。したがってここではマーカの静止を利用した手法について述べていく。この手法では、運動データの前フレームと現フレームでの各足のマーカの位置を比較しマーカが動かなければ接地とする。(Fig.2) 現実にはマーカの微動を考慮し、図中の X および Y に対してそれぞれ閾値を設けることで判断する。また、判別に用いるマーカはかかとおよびつま先のマーカである。

3.2 両足接地時の計算手法

両足が接地している場合での床反力の振り分け手法について考えていく。その手法として Center of Pressure(CoP) の位置を利用することを提案する。CoP はいわゆる ZMP(Zero Moment Point) と同義である。ZMP とは、足裏が床面から受ける水平軸まわりのモーメントがゼロになる点であり、ロボットの制御などの分野で広く用いられている。(14)(15)(16) CoP は両足の支持多角形内に常におさまるため特定の運動に限定することなく様々な運動に適応できる。この CoP を用いるうえで、CoP と床反力の鉛直成分 F_z との関係性をみるための試験的な実験をおこなった。フォースプレートの上で重心を左右に動かすような運動を連続して行い、CoP の左右方向と各足にかかる床反力との関係性を解析する。解析には右足床反力の鉛直方向成分 F_z right, および左足にかかる F_z left の二つについて調べる。この運動時では y_{CoP} と F_z Right, F_z Left との間に線形な関係があることが示された。(Fig.3) これは重心を前後に動かす運動に関しても同様な関係が見られ、この結果から先述した線形な関係性を用いて両足接地時の鉛直方向床反力を推定していく。以上のアルゴリズムをまとめると図のようになる。(Fig.4)

まず運動データの各フレームに対しての合計反力を力学パラメータから算出する。その値がゼロであれば各足に働く外力はゼロとなる。ゼロでない場合、次に各足に対して接地判別をおこなう。先述した判別方法にて左足、もしくは右足が遊脚と判断された場合、その時点で全外力は逆の足の力として置き換える。両足が接地と判断された場合、両足接地時の計算手法に移行する。ここでの計算手法“ A ”は (Fig.3) で示した線形な

関係を用いた鉛直方向床反力の計算式になっている．この流れを一連のアルゴリズムとして運動データに適用し床反力を計算していく，

3.3 アルゴリズムの検証

上記の接地条件，および計算手法を用いて実際に床反力の鉛直方向成分についての推定をおこなった．対象は健康者，および麻痺足患者の通常歩行であり，被験者は床反力計を左右の足で踏み分けている．なお検証のため床反力計から実際に計測された床反力を左右の足に振り分けている．計算値との比較の対象は，床反力計からのデータ，および2章で示した，力学パラメータを代入したモデルにより Cortex から算出された値の二つである．

健康者に関しては通常歩行，およびランダムな運動においても有効な結果が得られた．(Fig.5)(Fig.6) 麻痺足患者に対する結果は，誤差の値からも計算値のほうが精度よく導出できている．(Fig.8) 波形に関して着目してみると反力の立ち上がり部分の波形そしてそのあとのピークの位置ともに床反力計での測定結果と一致している．力学パラメータを代入したモデルを用いて推定された床反力と比較しても，計算結果のほうがより床反力からの計測結果に近いことが確認できる．右足の計算結果をみると，400 から 500 フレームの値が減少していく領域においても良好な結果が得られており，アルゴリズムによる計算結果が良好なものであるといえる．

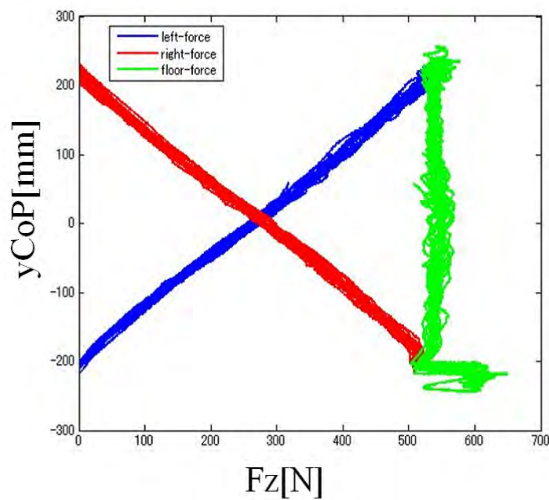


Fig.3 Relationship between the CoP position and Fz

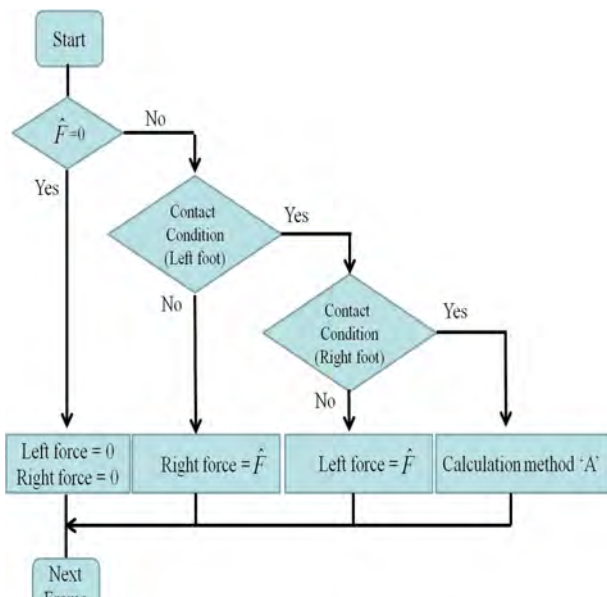


Fig.4 Flowchart of the algorithm

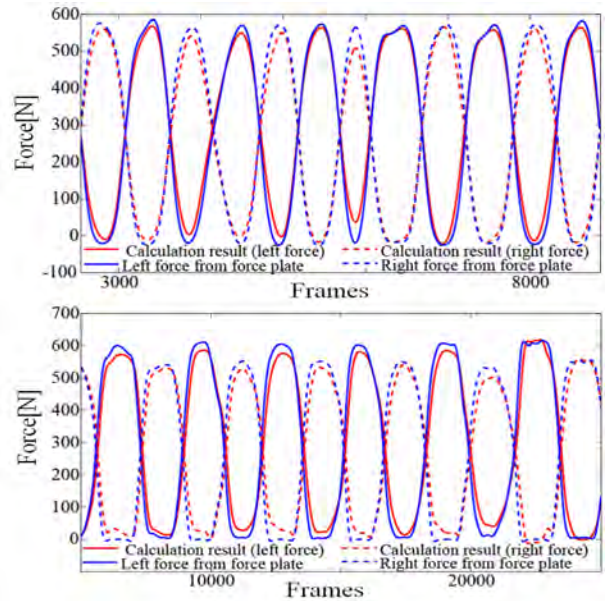


Fig.5 Comparison of the vertical force during walking (up) and during lateral shift (bottom)

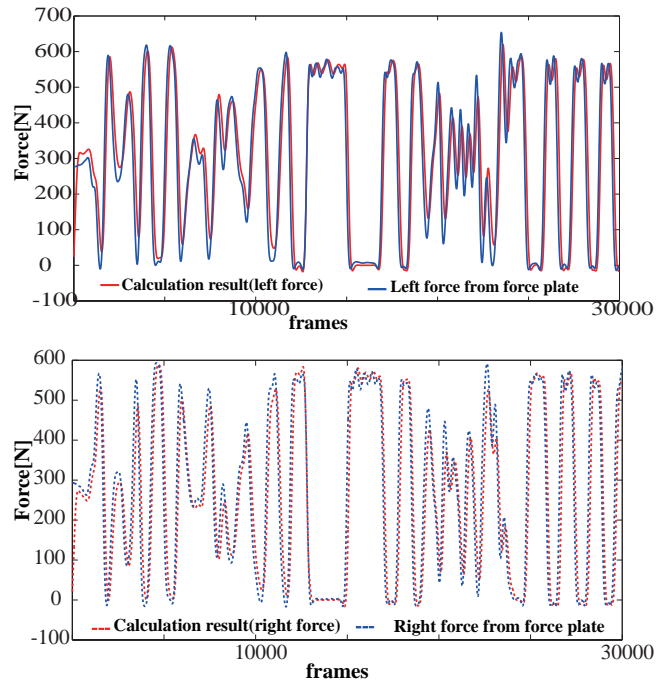
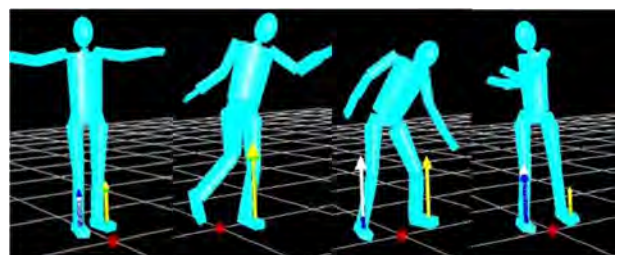


Fig.6 Comparison of the force at left foot (up) and at right foot (bottom) during random movement.



- ← Calculation result (right force)
- ← Calculation result (left force)
- ← Left force from force plate
- ← Right force from force plate

Fig.7 Real-time computation results

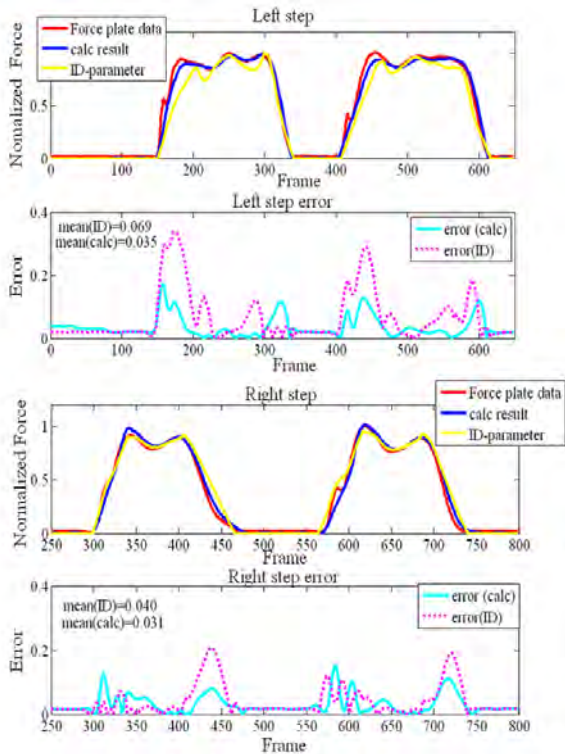


Fig.8 The floor force (F_z) comparison of the patient (up) and error (bottom) while walking for the left foot and right foot

4. リハビリテーションの試行データでのアルゴリズムの評価

4.1 Curve walk での計算結果

以上で作成したアルゴリズムを、実際にリハビリテーション手法として用いられている実験のデータから評価していく。まず、今回おこなった実験である Curve walk について述べる。具体的な試行内容については、床に様々は曲率の円弧を用意しその円の軌跡に沿って患者が歩行動作を行うといったものである。(6) Fig.9 に示すように、円弧の半径はそれぞれ 1.5 m (緑), 2.5 m (赤), 3.5 m (青) と設定されている。それぞれの円が接する位置を中心に床反力計が埋め込まれており、被験者の床反力が測定できるようになっている。しかし、この床反力計を踏み分けながら、なおかつ曲線状を歩くことは困難であるため、計測される反力は合計の床反力のみであり、本研究で提案したアルゴリズムの有効性が確認できる試行であるといえる。

4.2 計算結果および考察

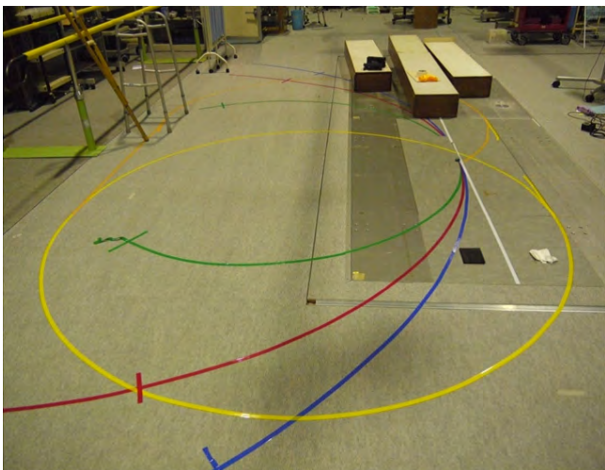


Fig.9 Experimental setup for 'Curve Walk' experiments

以下に第三章で述べたアルゴリズムを用いた curve walk 試行における解析の結果を載せる。被験者は麻痺足患者であり、計算結果の比較対象としては床反力計から得られた値、および第 2 章で用いた力学パラメータを代入し推定した床反力の結果を用いる。比較する値は床反力の鉛直方向成分 F_z である。(Fig.10)(Fig.11)

得られた計算結果について考察していく。まず Fig.10 の右足の結果で示すように、床反力計では計測が困難であり実際に各足のデータはとれていない領域に対し、アルゴリズムによる計算結果は各、足とも同じような波形が繰り返し計算されていることが確認できる。これにより、まず床反力計の範囲外での計算が可能になっていることがわかる。

次に波形に関して考察していく。両方の被験者ともに共通して、値が上昇していく部分の波形に関してはほぼ一致している事がわかる。これはちょうど、右足から左足へ、左足から右足へと反力が推移する部分であり、3.2 で示した両足接地の場合の計算手法が適用されている部分である。そしてその計算が

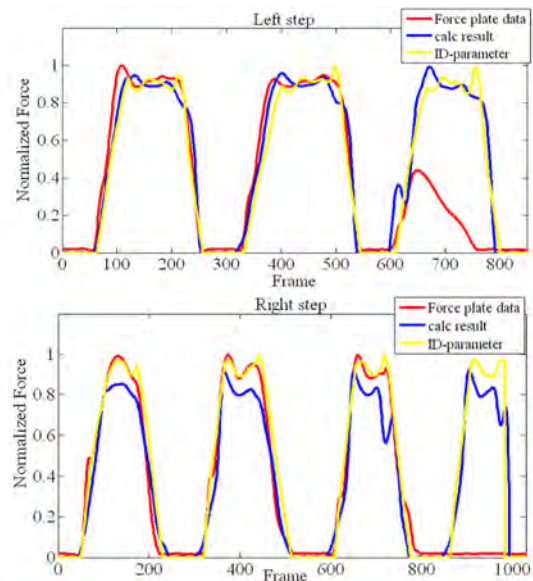


Fig.10 Comparison of F_z with Force plate data, calculation result and model with ID parameter for the left foot (up) and right foot (bottom) (patient A)

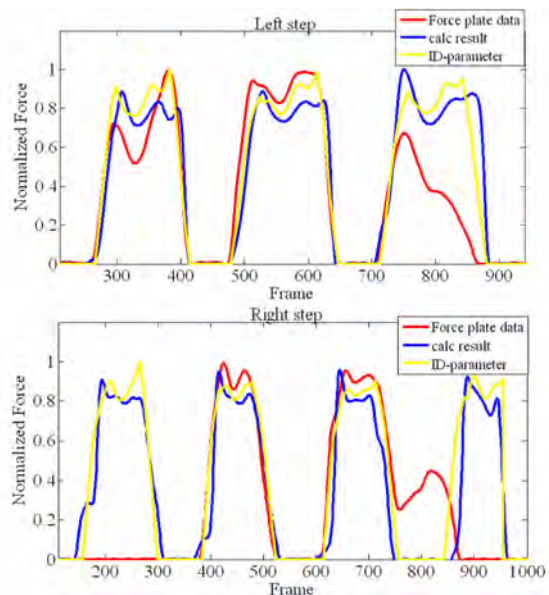


Fig.11 Comparison of F_z with Force plate data, calculation result and model with ID parameter for the left foot (up) and right foot (bottom) (patient B)

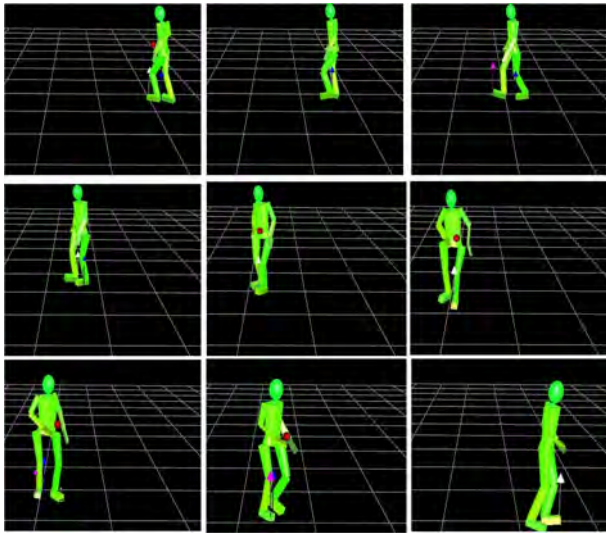


Fig.12 A simulation result at the curve walk

精度よくおこなわれたということが確認できる。

だが両方の被験者において片足支持期での値にずれが生じている事がわかる。この波形の差の理由としては接地条件の閾値の設定が挙げられる。閾値はカーブ歩行の試行前に、各被験者の通常歩行の様子から接地条件の閾値を決め、実際に通常歩行での計算をおこなっている。しかしカーブ歩行での結果に差が生じてしまうということは、カーブを意識しての患者の歩き方に変化が見られたということが考えられる。この変化により閾値の設定がうまく適用されておらず、値にずれが生じたのではないか。これらの改善策としては、ひとつに足先のみではなく他のリンクと歩行運動の関係性を見ていく必要がある。歩行運動に関して言えば、その候補として太ももやすねなどが挙げられる。そして人によってあまり差が出ない、一般的な傾向を得ることが重要である。また足先に対しても、セグメントを増やしたモデルを用いることや、マーカや加速度センサを取り付け適当な条件を設定することも解決策になると考えられる。(17)

5. 床反力 F_x および F_y の計算方法の検討

歩行動作を例に挙げてみると、床反力の進行方向成分は歩行時のブレーキ力、および推進力に生かされており、リハビリテーションの分野においても F_x および F_y の推定は重要視されている。最も反力の値が大きい F_z に加え推定が解析に役立つとされているため本稿ではこの F_x 、および F_y の導出方法について述べていく。

5.1 足の入射角を用いた算出方法

入射角を算出する方法として、モーションキャプチャ時に被験者に付けられている光学式のマーカの位置情報を用いることにする。足に付けられているマーカは、すね、ひざ、腰のマーカであり、まずそれぞれの部位と地面との入射角を算出する。前項で F_z の推定を行うことができたため、ここでは足の地面に対する入射角と F_z の値により F_x および F_y の算出をおこなう。(Fig.13)

足の入射角を算出する際、足裏の接地点を知る必要がある。歩行動作を例に挙げてみると、厳密には足裏の接地している場所はかかとからつま先へと時間により変化していくが、ここではまず簡単のため足の中心に常に力が作用しているものとし、その中心の位置もつま先とかかとのマーカを用いて算出する。マーカの情報はモーションキャプチャでの計測のため精度がよく、マーカを付ける部位が各被験者で統一されているため被験者によって計算手法を変更する必要がない。高次関数などを用いることなく、計算コストの面でもより簡単な計算ができると考えられる。

5.2 計算結果および考察

健常者での計算結果から、ひざのマーカを用いた計算が最も精度がよく算出できたことが確認できた。ひざのマーカを用

いて計算した結果を Fig.14 に示す。そして次に麻痺足患者に対しても同じ計算方法で床反力を算出した。結果を Fig.15 に示す。

得られた結果から計算方法についての考察をする。健常者では非常に精度よい計算結果が得られた。麻痺足患者に対しては、床反力からの計測値に健常者にはみられないようなピークが発生しており、その波形の再現ができていない事が確認できる。このピークの原因としては、まず麻痺足患者の歩き方にある。健常者と比較してみると、足を地面に対してより垂直に地面におろしているように見受けられ、この差によりマーカの入射角での算出が困難になったのではないかと考えられる。

歩行動作時の F_x に着目してみると、ブレーキ力および推進力として働いている部分、つまり接地時と離脚時の二つのピークが存在していることがわかる。麻痺足患者の歩行データに関してもピークは同様に発生しているが、同時に筋電位をみるとそのピークが自ら歩行のために利用しているものではなく、床からの反発力であるということが分かる。これらも計算値に誤差が生じた原因と考えられる。(Fig.14)(Fig.15)

この計算手法は鉛直方向の床反力とマーカのデータによって簡易に計算ができるが、麻痺足患者の場合はそれぞれの計算結果の値に重みなどを負荷し健常者との差を設ける必要がある。また、床反力が実際に働く足裏の位置の情報は、床反力計を踏み分けていれば測定可能であるが、力学同定を行った後計算によって各足の接触点を算出する方法は確立されていない。そのため算出方法を検討するにあたっては人体内部のパラメー

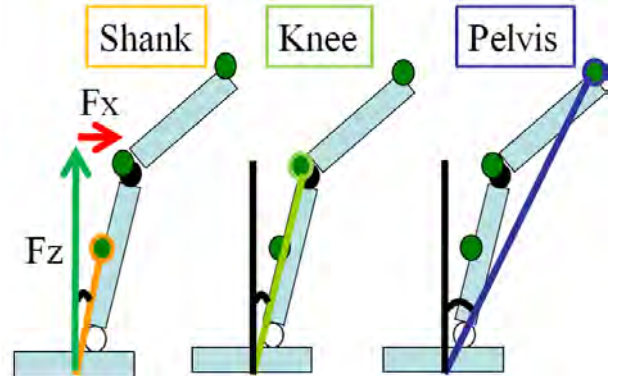


Fig.13 The incidence angle of the foot

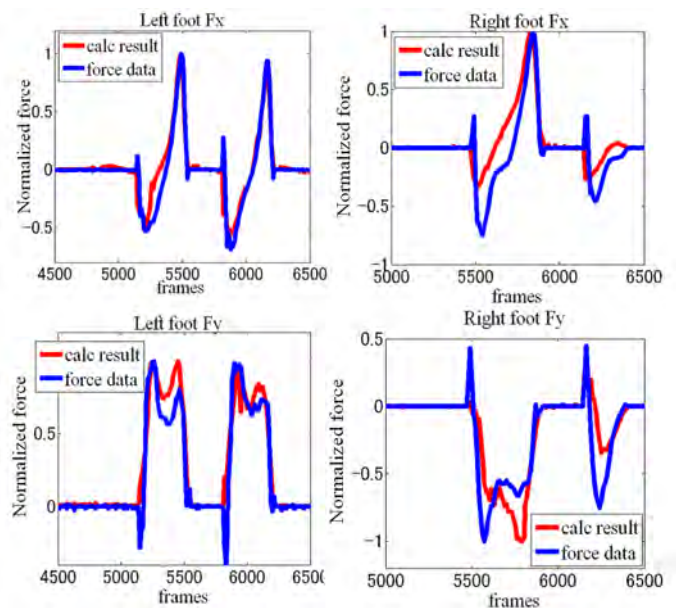


Fig.14 Result after the normalization of F_x (up) and F_x (bottom) using Knee position for a healthy subject

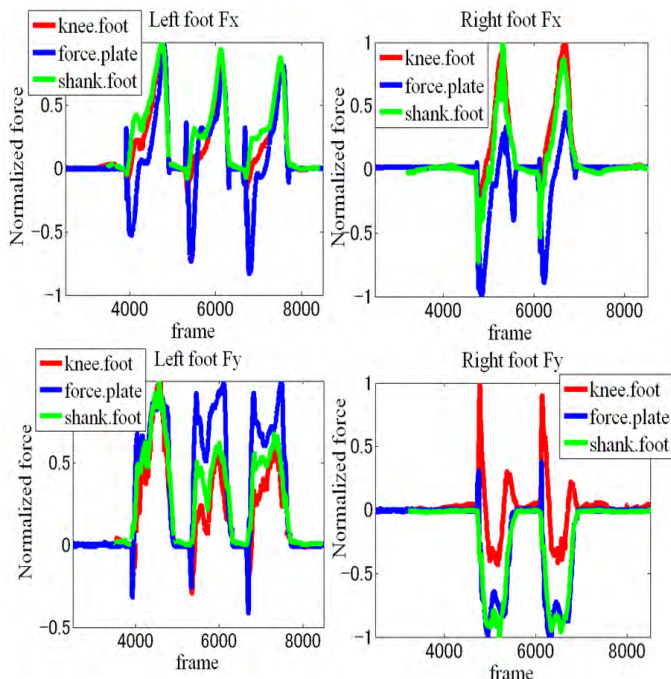


Fig.15 Result after the normalization of Fx(up) and Fx(bottom) for a post-stroke patient

タを用いることが必要となってくる。

展望としては、麻痺足患者への重みの負荷、モーションキャプチャではなくより安価なシステムや機材、いわゆる小型ジャイロセンサをもちいての算出などが挙げられる。そして歩行動作での推定精度の向上が見られたのち走行における検証、および様々な動きを複合した自由な運動においても各足の力の計算をおこなっていく。

6. 結言・今後の展望

本論文では運動計測の現状、およびに用いられている床反力計に着目し、現在抱えている問題点を挙げその解決策を提案した。そして床反力を人間の力学パラメータから算出、その反力を各足に振り分けるアルゴリズムの開発をおこなった。

力学同定法を人体に応用した手法により麻痺足患者の力学パラメータの同定をおこない、そのパラメータを用いて床反力の算出をおこなった。そして運動中人体に負荷する外力を各足に振り分けるアルゴリズムを提唱した。各足の接地条件および両足接地時の計算手法を検討し、その検証として健康者および麻痺足患者の歩行運動に対して計算をおこない、精度のよい床反力の算出が確認できた。これにより構築した床反力の計算アルゴリズムは、運動計測の簡易化、床反力の使用にとらわれない計測に十分に適用可能であることが示された。

問題点として閾値の設定、およびカーブウォークの結果が挙げられる。第4章では通常歩行に比べ計算精度が落ちる結果が得られたため、原因を考察していった。また、麻痺足患者に対する前後、左右方向の床反力の推定精度が落ち、これらの改善が求められる。

床反力が計算で求めることができるようになり、今後は次世代のモーションキャプチャとこの計算手法を組み合わせることが重要となってくる。床反力の計算に必要な情報は内部パラメータと各関節の動きであり、その各関節の動きをジャイロセンサやステレオカメラなどで得ることができれば、本論文のアルゴリズムとの連携は可能ではないかと考えられる。

7. 謝辞

本研究を進めるにあたり、国立障害者リハビリセンター研究所、運動機能系障害研究部 研究員 河島則天氏、そして研究所の学生の皆様、実験に協力して下さった被験者の皆様には深く御礼申し上げます。

文献

- (1) T. Matukawa, K Yokoyama, T. Uetani M. Nagata, Motion Analysis System Using Motion Capture and 3D Computer Graphics, 人間工学 Vol.45, No.1, pp12 18, 2009
- (2) Y. Shinohara , M. Maeda, The Relation between Block Spacing and Forces Applied to Starting Blocks by a Sprinter スポーツ産業学研究, Vol.21, No.2, pp217 228, 2011.
- (3) T. Muro, Y. Miyake, Analysis of Co-emergence process in Walking Support, 計測自動制御学会論文集 Vol.40, No.8, pp873-875, 2004
- (4) M. Godi, A. Nardone, M. Schieppati, Curved walking in hemiparetic patients, J Rehabil. Med; 42: pp858-865,2010
- (5) Michael S. Orendurff , Ava D. Segal, Jocelyn S. Berge, Kevin C. Flick,David Spanier, Glenn K. Klute."The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path." Gait & Posture 23 (2006) 106-111
- (6) D. Karine, L. Kathryn, L.Tania, Neuromuscular strategies in the paretic leg during curved walking in individuals post-stroke, J Neurophysiol 106:pp280-290,2010
- (7) Z. Li, D. Kulic, A Stereo Camera Based Full Body Human Motion Capture System Using a Partitioned Particle Filter, Proc. of the Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, Taipei, pp 3428-3434, 2010.
- (8) H Tamura, K. Tanno, M. IshiiI, Z. Tang , The Discrimination Experiments of the Walking Style eith human emotion using Single Acceleration Sensor, 知能と情報 (日本知能情報フাজィ学会誌) Vol.22 , No.1 , pp65-72, 2010
- (9) R. A. Clark, A. L. Bryant, Y. Pua, P. McCrory, K. Bennell, M. Hunt , Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance , Volume 31, Issue 3, pp 307?310, March 2010
- (10) K. Aoki, A. Kimura, M. Motimaru, J. Ushiba, Y.Tomita, Separation of theground reaction forces of both legs from the resultant force data during double stance phase (Development of the treadmill which can be used for biomechanical analysis), symposium on sports engineering : symposium on human dynamics, pp311-316, 2007
- (11) G. Venture, K. Ayusawa, Y. Nakamura, ヒューマノイドロボットの同定法を用いた人間の力学パラメータの同定, ロボット学会 2008-26th RSJ Conference, Kobe, Japan, 2008.
- (12) W. Khalil, E. Dombre, Modeling, Identificationand Control of Robots, Hermes Penton, London. 2002
- (13) P. Leva, Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters, J. Biomechanics, Vol.29, No.9, pp.1223-1230,1996
- (14) Y. Fujimoto, S. Obata and A. Kawamura, Robust Biped Walking with Active Interaction Control between Foot and Ground, Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation,pp.2030-2035, 1998.
- (15) K. Yoshida, N. Nenchev, M. Uchiyama, Moving Base Robotics and Reaction Management Control, Proc. of the 7th Int. Symp. of Robotics Research, pp.101-108, 1995.
- (16) S. Ito, H. Asano H. Kawasaki, A Weight Shift by Control of Center of Pressure of Ground Reaction Forces in Biped Double Support Phase, 日本ロボット学会誌 Vol22 , No.4 , pp535-542, 2004
- (17) J. M. Jasiewicz, J. H.J. Allum, J. W. Middleton, A. Barriskill, P. Condie, B. Purcell, R. C. T. Li, Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals Gait Posture 24, pp502-509, 2006