

2016 年度森基金活動報告書

フォースプレートを用いない歩行解析方法とその応用

慶應義塾大学大学院政策・メディア研究科

前田 時生

要旨

歩行における力学解析は、モーションキャプチャシステム等のカメラとフォースプレート等を併用して歩行動作を測定することが古典的で普及した方法である。フォースプレートから得られた床反力を用いることで、立脚下肢の足部からそれぞれの体節ごとに運動方程式を解き、各関節の駆動力を算出する。しかし、フォースプレートを用いて歩行動作を測定するためには、フォースプレートを踏まなければならないため、被験者が歩幅を調節しなければならない、自然歩行を測定することが難しい。また、複数歩の測定には、それと同数のフォースプレートを必要とし、その費用や設置のスペースを要するなど、様々な制約条件が生じる。そこで本研究では、立脚下肢以外の末端の体節から運動方程式を解き、各関節の駆動力および床反力を、フォースプレートを用いずに算出することができる 2 つの剛体リンクセグメントモデルを提案した。2 つのモデルと、古典的な下肢の剛体リンクセグメントモデルと比較することで、それぞれのモデルの精度検証を行った。2 つのモデルの精度検証の結果、床反力および駆動力の一つである関節間力の算出において、高い精度で推定できることが示された。もう一つの駆動力である関節トルクにおいては、フォースプレートから得られる圧力中心位置のみを用いると、高い精度で推定できることが示された。よって、圧力中心位置の取得方法を確立することができれば、フォースプレートを用いずに床反力および関節間力、関節トルクの全てを高い精度で算出できることが示唆された。また、動的時間伸縮法を用いることで、長さが異なる歩行の時系列データを比較することを可能にしたほか、膨大な量のパラメータを比較する中で、運動学・運動力学的なパラメータのうち大きく異なるパラメータのみが視覚的に理解できる新たな可視化の方法を提案した。この方法は、臨床歩行解析に携わる医師や理学療法士への貢献はもちろん、容易に認識することができる新たな可視化の方法により、患者はその恩恵を受けることができる。

キーワード

1. 歩行解析, 2. 剛体リンクセグメントモデル, 3. 上半身縮約全身モデル,
4. 動的時間伸縮法, 5. 可視化

慶應義塾大学大学院政策・メディア研究科

前田 時生

Summary

Using cameras such as motion capture systems and force platforms is classical and popular method for gait analysis. We usually calculate a driving force of each joint by solving every equation of motion at each body segment, starting from the stance side foot by using the ground reaction force from the force platform. However, it is difficult to measure natural walking. Because the subjects have to adjust the step length to step on a force platform. Also, there are various difficult conditions when measuring multiple steps. It requires a force platform for each step with large space. This study proposed two rigid body linked segment models to calculate the driving force of each joint and ground reaction force by solving the equation of the motion from the terminal segment except the stance side foot without force plate. In order to validate the accuracy of the two models, the author compared them with the classic model on lower limbs. The results showed that two models could be estimated the ground reaction force and the joint force with high accuracy. In addition, using the center of pressure from force platform could estimate the joint torque with high accuracy. These results suggest that we can estimate the joint force, torque and the ground reaction force with high accuracy provided the center of pressure. Using dynamic time warping, we can compare two different time series data regardless of those data length. As an application the dynamic time warping, the author's newly developed visualization method can indicate the significant kinematics and kinetics parameters among huge numbers of them. This proposed a new comparison and visualization method using dynamic time warping. This method can contribute to doctors and physical therapists those who engage clinical gait analysis. In addition, the patients can obtain its benefit by easily recognized visualization.

Keywords

1. Gait analysis, 2. Rigid body linked segment model, 3. Upper body abbreviated model, 4. Dynamic time warping, 5. Visualize

Keio University

Graduate School of Media and Governance

Tokio Maeda

第1章 序章

1.1. 研究背景

歩行動作は、もっとも高度に自動化された運動と言われている[8]. そのため、わずかな機能の低下や障害が、歩容に変化をきたす. 異常歩行(跛行)は、正常歩行から逸脱した歩行のことを指し、高齢者における筋力の低下を含め、様々な疾患に關節痛や關節拘縮、神経麻痺などが原因で生じる. 超高齢社会となった現代では、筋力低下による跛行を呈する高齢者が増えることが容易に予測でき、つまずきや転倒などのリスクが高まると考えられる. しかしながら、筋力低下やその他疾患には、緩徐的に症状が悪化するものや、潜在的に病態が進行するものがある. 中でも運動器に障害が出現する場合、その障害の程度が低い、あるいはその初期の段階では、症状を自覚することが難しいとされている[3][20]. このことから、運動機能障害が緩徐的に進行する疾患では、その早期発見が困難であると言える. その対策として、歩行の力学解析を定期的に行い、自身の歩行を知ることが大切だと筆者は考えた. 自身の歩行を定期的に測定することができれば、前回の測定値と比較することができ、自身では気づくことがなかったわずかな変化への気づきが促される. そうすることで、運動機能障害が起こる疾患や筋力低下を早期に発見できることが予想され、早期治療はもちろん、自主的なケアを促進させることで、さらなる健康の維持が期待できると考えている. 「自分は健康だ」と自覚している高齢者であっても、2年後の死亡率は決して低いわけではなく、継続的に健康診断を受診し、経過を追跡することが有用だともされている[20]. 定期的に歩行を測定する機会を設けることで、運動機能低下が症状として出現する疾患や筋力低下の早期発見、治療・ケアにつながると期待した.

歩行が測定できる場として、リハビリテーションの場がある. しかし、数年前までの医療制度では歩行分析の評価が確立しておらず、診療報酬の対象となっていなかったことが原因で、これまでの臨床での歩行評価は、視診が主として行われてきたとされている[12]. しかし、現在では診療報酬点数が改訂され、下肢荷重検査、床反力計測、3次元動作分析に、それぞれ250点の診療報酬を請求できるようになった[13]. 現状では病院の床反力計や3次元動作解析装置の所有率は低いとされているが、これらの機器の所有希望率は高いというアンケート報告[10]もあり、近年では、加速度計や角速度計が内蔵された小型の慣性センサを利用した歩行動作の評価や研究が、リハビリテーションの臨床現場でも行われるようになってきている[17][21][22]. しかし、そのほとんどが動作そのものを観察する運動学的な研究にとどまっており、理学療法士の視診と、慣性センサやモーションキャプチャで測定された運動学的データを比較しているものが多い. 運動学的な情報のみの観察では、長年

培ってきた理学療法士の視診による評価のほうが効果的で、効率がよい場合が多く、結果として臨床での評価に活かされていないと考えられる。しかし、ある物体の運動の変化を生じさせる要因は力(外力)であり、力が作用した結果、その物体に運動が生じるとされている。これはニュートンの第二法則を指している。このことから、臨床における歩行解析において、運動そのものを捉えることはもちろん重要であるが、それを生じさせる要因を追求する力学的な視点も必要不可欠であると筆者は考えている。歩行における外力は、重力を除けば床から受ける反力(床反力)のみであり、それによる関節を動かす力、関節への負担、筋力による関節を動かす力などを算出することが重要であると言える。結果として現れる運動学的な視点だけでなく、目で見るできない運動の原因となる力学的な視点も持つことが有用だと考える。

力学的解析を行うにあたり、ハイスピードカメラやモーションキャプチャ等のカメラと、床からの反力を測定する床反力計(以下、フォースプレート)を使用することが古典的で、すでに普及した方法である。しかし、フォースプレートの欠点として、以下のことが挙げられる。

1. 1台で測定できるのは1歩のみである
 - 1歩行周期を測定するためには2台のフォースプレートを要する
 - 複数歩の測定には、1歩毎に1台のフォースプレートを要する
2. 被験者(患者)はフォースプレートをめがけて歩かなければならない
 - 意識的・無意識的に関わらず歩幅を調整したり、下を向いてしまったりする
3. フォースプレートの枠内に足底面を収めなければならぬ
 - フォースプレートを跨ぐことができない
 - 1台のフォースプレートに両側下肢で乗ってはいけない
4. 自然歩行の測定が難しい

この代替として靴底に荷重センサを貼付したり、圧力センサを敷き詰めた床上を歩行させ、足圧分布から床反力の鉛直成分を推定したりするなどの研究が多くされているが、床面に対して垂直な鉛直方向の圧力しか測定できず、歩行の厳密な力学的解析などの用途には不十分とされている[7] [11]。結果として、臨床現場での歩行分析には、理学療法士の視診、あるいは慣性センサからの計測データから運動そのものを評価する運動学的視点にとどまっている。

運動器に障害が出現する疾患や筋力低下を早期発見するための歩行解析を定期的に行うためには、被験者が普段の自然歩行を行うことができ、場所を選ばずどのような場所でも測定できるようなシステムが必要であると考えられる。さらに、測定が容易に行えるような測定方法が確立されることが歩行解析の普及につながると予想する。

1.2. 研究目的

前節の研究背景を踏まえて、3つの目的を持って研究を進めた。

1つ目の目的は、フォースプレートを用いない歩行解析方法の提案とその精度評価を行うことである。カメラを用いて位置座標を測定し、フォースプレートを用いずに関節間力や、関節トルク、床反力を推定する方法を提案する。これを従来から行われているフォースプレートを用いる古典的な方法と比較し、その精度検証を行う。

2つ目の目的は、体節数を減らしたモデルの作成とその評価を行うことである。歩行の異常は、主として下半身の影響が大きいことから、上半身に当たる頭部、胴体部、左右上腕部、左右前腕部、左右手部を一つの大きな体節とし、それを胴体部に代替して扱う。

3つ目の目的は、フォースプレートを用いない歩行解析方法の提案の応用として、解析結果の新たな提示方法を提案することである。力学的な知見が有用でも、患者、あるいは理学療法士が理解できるようなものでなければ有用であるとは言えない。また、下肢の関節だけで6つの関節があり、各関節に運動学・運動力学的な情報として、関節角度や角速度、関節間力や関節トルク等のパラメータがある上に、それらがそれぞれ3軸方向に6自由度の運動方向を持ち、1歩行周期ごとに膨大な量のデータが算出され、観察しなければならないパラメータが多くあることは容易に予測できる。これらのことから、力学的な知見を交えながら運動学的な変化を示し、力学的な知識がなくとも理解できるような可視化の提案と、2つのデータを比較した時に、どこが似ていてどこが異なっているのかを一目で判断できるような可視化方法の提案を目的とする。

1.3. 期待される成果

フォースプレートを用いない歩行解析方法が確立されれば、計算量は増加するが、フォースプレートをめがけて歩く必要がなくなり、より自然な歩行の測定が行えると考えられる。また、フォースプレートの設置が伴うために歩行解析に乗り出すことができなかつた病院や施設も、場所を選ばず測定ができるようになるため、臨床での歩行測定の機会も増えるのではないかと考えられる。

体節数を減らしたモデルでは、上半身の各体節の変化を上半身の変化として評価することしかできなくなるが、カメラで認識する位置座標と、力学的なデータを算出するための計算量を削減することができ、より容易に歩行解析が行えると考えられる。

歩行の力学解析結果の新しい可視化方法の提案によっては、患者の自主トレーニングのモチベーション維持に繋がると考えられる。過去のデータと比較して、どこに変化が表れ、どのくらい変化したのか、アニメーションやグラフ等で示されれば、医者や理学療法士、患者自身の感覚的な評価だけではなく、どこがどれくらい良くなったかを視覚的に理解でき、リハビリテーションおよびトレーニングの成果を実感できるのではないかと期待できる。

第2章 剛体リンクセグメントモデル

2.1. 本章の目的

本研究では、人体を剛体リンクセグメントモデルによってモデル化した 3 つのモデルの比較を行う。これ以後、本研究でいう「モデル」は「剛体リンクセグメントモデル」のことを指すこととする。比較する 3 つのモデルとは、(1)「古典的な下肢の剛体リンクセグメントモデル (古典的下肢モデル, モデル A)」、(2)本研究で提案する「全身の剛体リンクセグメントモデル (全身モデル, モデル B)」、(3)本研究で提案する「提案する体節数を減らした全身の剛体リンクセグメントモデル (上半身縮約全身モデル, モデル C)」であり、古典的下肢モデルと、全身モデルおよび上半身縮約全身モデルで算出された関節間力や関節トルクを比較・評価することで、新たな手法によるモデルを提案する。そこで、本章では、スポーツバイオメカニクスで多く用いられるニュートン・オイラーの運動方程式を導出し、3 つのモデルにおける関節間力と関節トルクの算出方法を示す。

2.2. 運動方程式

2.2.1. 股関節中心位置の推定

左右の股関節中心位置は、倉林ら[5]を参考にし、臨床歩行分析研究会[23]の股関節の推定方法における、股関節標点貼り付け位置を D、股関節中心位置を近似する手法を第 3 近似 B の手法を用いて算出した(図 2.1)。算出した股関節の位置座標の一例として、図 2.2 に右股関節の位置座標を三次元座標系で示す。

- 標点の貼り付け位置 D

臨床歩行分析研究会による標点の貼り付け位置の D の定義は「大転子中央と上前腸骨棘とを結ぶ線上で、大転子中央から 1/3 の点」である。本研究では、標点 D の位置に直接的に標識マーカーを貼付するのではなく、モーションキャプチャシステムによって認識した大転子点と上前腸骨棘点を用いて、前述の定義に従って算出した点を標点 D として以下のように算出した(式 2-1, 式 2-2)。

$${}_Dx_{24} = \frac{x_9 + 2x_{23}}{3} \quad \text{式 2-1}$$

$${}_Dx_{34} = \frac{x_{10} + 2x_{33}}{3} \quad \text{式 2-2}$$

標点から関節点を近似する第3近似Bの方法

臨床歩行分析研究会による関節点を近似する第3近似Bの方法の定義は「左右の標点位置を結ぶ線上で、左右から各々18%内挿する」である。本研究での股関節中心位置は、標点の貼り付け位置Dを用いて、第3近似Bの方法で推定した(式2-3, 式2-4)。

$$x_{24} = \frac{82_D x_{24} + 18_D x_{34}}{100} \quad \text{式 2-3}$$

$$x_{34} = \frac{18_D x_{24} + 82_D x_{34}}{100} \quad \text{式 2-4}$$

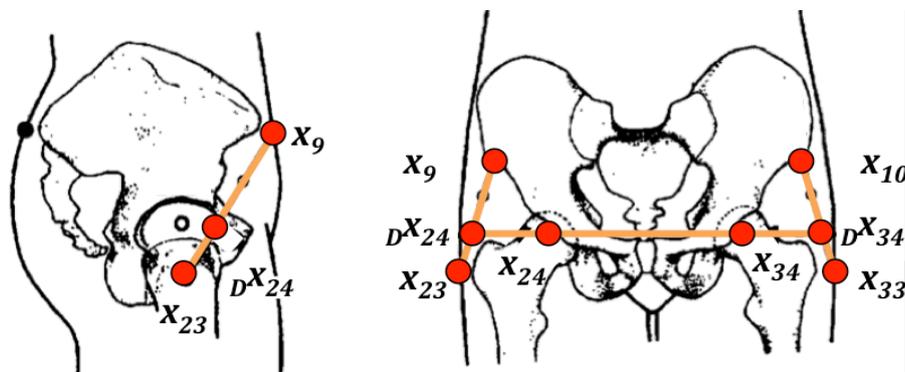


図 2.1 標点の貼り付け位置Dと第3近似Bの方法による標点から股関節点の近似
 左：矢状面 右：前額面
 ([5] より図1を一部修正)

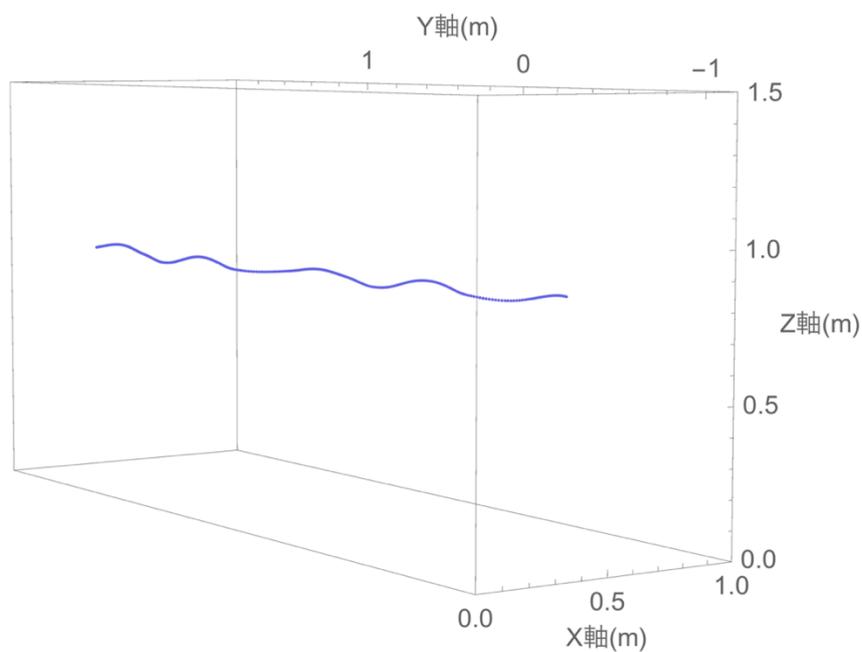


図 2.2 右股関節の位置座標(グローバル座標系)

2.2.2.速度・加速度の算出

各関節・各体節重心の位置座標(\mathbf{x})を一階微分(式 2-5)、二階微分(式 2-6)することで、それぞれの速度($\dot{\mathbf{x}}$)・加速度($\ddot{\mathbf{x}}$)を算出する。微分の計算は、4 次精度の差分式を用いた[6] (式 2-7)。そのため、モーションキャプチャで得られた位置データと比べ、速度データは前後 2 フレームずつの計 4 フレーム、加速度データは前後 4 フレームずつの計 8 フレームのデータが欠落する。よって、本研究で使用するデータの範囲は、前後 4 フレームずつを除く範囲とした。

$$\dot{\mathbf{x}} = \frac{d\mathbf{x}}{dt} \quad \text{式 2-5}$$

$$\ddot{\mathbf{x}} = \frac{d\dot{\mathbf{x}}}{dt} = \frac{d^2\mathbf{x}}{dt^2} \quad \text{式 2-6}$$

$$\frac{df}{dt} = \frac{f_{(t-2)} - 8f_{(t-1)} + 8f_{(t+1)} - f_{(t+2)}}{12} \quad \text{式 2-7}$$

2.2.3.位置座標データの平滑化

モーションキャプチャシステム等の映像解析を用いて逆動力学解析を行う際には、測定された位置座標データの微分演算や差分演算により、速度や加速度、角速度、角加速度を算出する。モーションキャプチャシステムでは、位置データの計測誤差が 0.1mm 以下と非常に高い精度を誇るが、この計測誤差や、皮膚表面に貼付している反射マーカーの振動等に伴う高周波のノイズは、微分演算により増幅してしまう。そのため、平滑化スプライン等を用いてデータを平滑化し、ノイズの影響を軽減する必要がある。本研究では、Hodrick-Prescott filter を用いて平滑化を行った[4]。平滑化は、全ての位置座標データに行い、平滑化した位置座標を一階微分、二階微分することで速度、加速度を算出した。ただし、微分演算後の速度、加速度のデータには平滑化は行っていない。そこで、位置、速度、加速度のデータを、位置座標データの平滑化の有無によって比較し、平滑化の影響を観察する。

例として、右股関節中心の位置ベクトル \mathbf{x}_{24} を取り上げる。右股関節中心の位置ベクトル \mathbf{x}_{24} の平滑化前のデータと平滑化後のデータを図 2.3 に、その微分である右股関節中心位置の速度における平滑化なしのデータと位置座標を平滑化したデータを図 2.4 に、二階微分である右股関節中心位置の加速度における平滑化なしのデータと位置座標を平滑化したデータを図 2.5 に示す。

位置のグラフではほとんど見分けがつかないが、僅かな高周波のノイズを平滑化している。一階微分により算出した速度のグラフを見てみると、位置のグラフではほとんど観察できなかった僅かなノイズが増幅して出現しており、二階微分した加速度のグラフでは、速度の段階で増幅されたノイズがさらに増幅し、あたかも瞬時に大きな力が作用している

ような不自然な結果となっている。よって、位置データを平滑化し、速度・加速度のデータ(図 2.3~図 2.5 の右のデータ)を得ることが必要である。

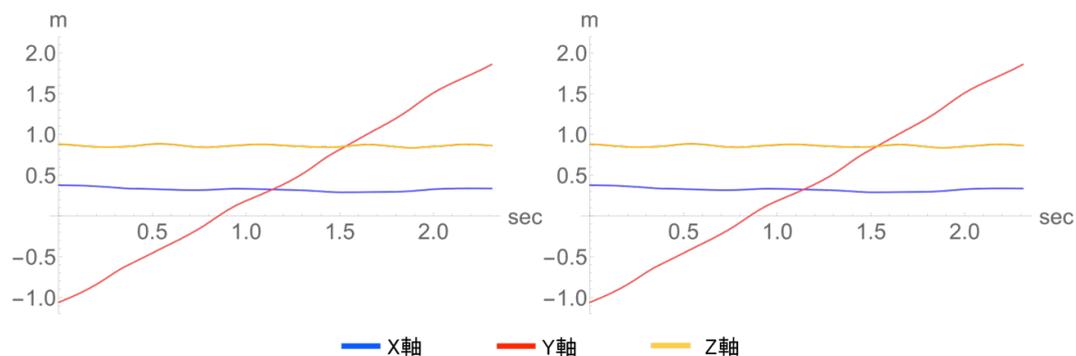


図 2.3 右股関節位置ベクトルの時系列データ(一例)

左:平滑化無し 右:平滑化有り

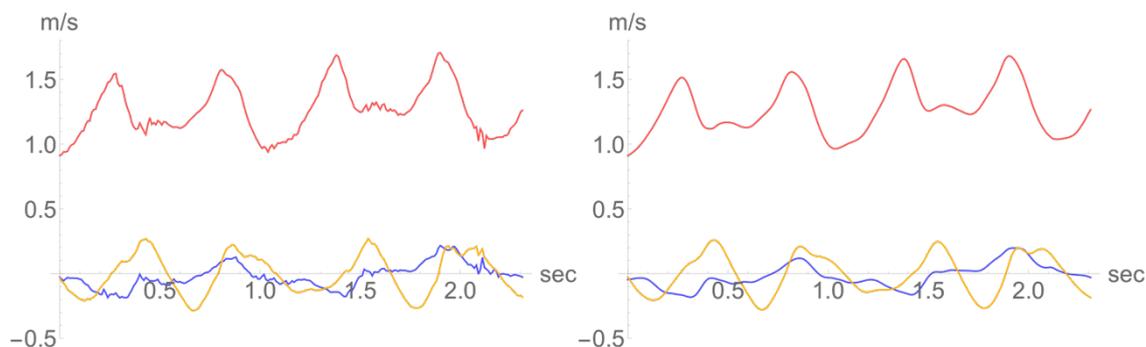


図 2.4 右股関節速度ベクトルの時系列データ(一例)

左:平滑化無し 右:平滑化有り

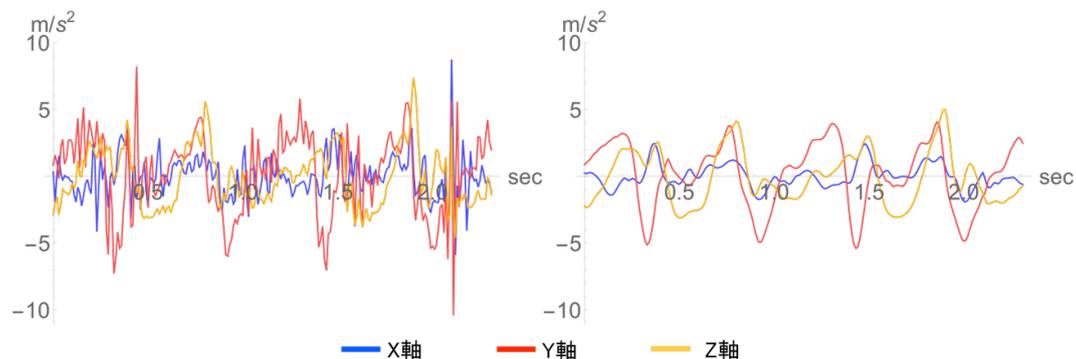


図 2.5 右股関節加速度ベクトルの時系列データ(一例)

左:平滑化無し 右:平滑化有り

2.2.4.質量・重心位置・慣性モーメント

各体節の質量(m_n)・重心位置(${}_Gx_n$)・慣性モーメント(I_n)は、「日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定」[1]と「日本人高齢者の身体部分慣性特性」[14]の推定式を使用して算出した。慣性モーメント(I_n)は、身体各部分の両端点を結ぶ長軸の単位ベクトルを K 軸、身体各部分の前額面内にあり、長軸に垂直な左右軸の単位ベクトルを I 軸、長軸と左右軸の両者に垂直な前後軸の単位ベクトルを J 軸とし、各軸まわりにそれぞれ算出した(図 4.6)。全ての体節の軸は式 2-8～式 2-10 のように算出し、各体節の軸向き I_{np} , J_{np} , K_{np} ($n = 1, 2, \dots, 16$)は式 2-11～式 4-58 算出した。

$$I = I_p/|I_p| \quad \text{式 2-8}$$

$$J = J_p/|J_p| \quad \text{式 2-9}$$

$$K = K_p/|K_p| \quad \text{式 2-10}$$

| | | |
|-----|--|--------|
| 頭部 | $I_{1p} = ((x_1 - \frac{x_2 + x_3}{2}) \times (x_2 - x_3)) \times (x_1 - \frac{x_2 + x_3}{2})$ | 式 2-11 |
| | $J_{1p} = (x_1 - \frac{x_2 + x_3}{2}) \times (x_2 - x_3)$ | 式 2-12 |
| | $K_{1p} = x_1 - \frac{x_2 + x_3}{2}$ | 式 2-13 |
| 上胸部 | $I_{2p} = ((x_4 - \frac{x_5 + x_6}{2}) \times (x_5 - x_6)) \times (x_4 - \frac{x_5 + x_6}{2})$ | 式 2-14 |
| | $J_{2p} = (x_4 - \frac{x_5 + x_6}{2}) \times (x_5 - x_6)$ | 式 2-15 |
| | $K_{2p} = x_4 - \frac{x_5 + x_6}{2}$ | 式 2-16 |

| | | |
|------------------|---|--------|
| 下 胴 部 | $I_{3p} = \left(\left(\frac{x_5 + x_6}{2} - \frac{x_{24} + x_{34}}{2} \right) \times (x_{24} - x_{34}) \right) \times \left(\frac{x_5 + x_6}{2} - \frac{x_{24} + x_{34}}{2} \right)$ | 式 2-17 |
| | $J_{3p} = \left(\frac{x_5 + x_6}{2} - \frac{x_{24} + x_{34}}{2} \right) \times (x_{24} - x_{34})$ | 式 2-18 |
| | $K_{3p} = \frac{x_5 + x_6}{2} - \frac{x_{24} + x_{34}}{2}$ | 式 2-19 |
| 右 上 腕 部 | $I_{4p} = \left(\left(x_{11} - \frac{x_{12} + x_{13}}{2} \right) \times (x_{12} - x_{13}) \right) \times \left(x_{11} - \frac{x_{12} + x_{13}}{2} \right)$ | 式 2-20 |
| | $J_{4p} = \left(x_{11} - \frac{x_{12} + x_{13}}{2} \right) \times (x_{12} - x_{13})$ | 式 2-21 |
| | $K_{4p} = x_{11} - \frac{x_{12} + x_{13}}{2}$ | 式 2-22 |
| 右 前 腕 部 | $I_{5p} = \left(\left(\frac{x_{12} + x_{13}}{2} - \frac{x_{14} + x_{15}}{2} \right) \times (x_{14} - x_{15}) \right) \times \left(\frac{x_{12} + x_{13}}{2} - \frac{x_{14} + x_{15}}{2} \right)$ | 式 2-23 |
| | $J_{5p} = \left(\frac{x_{12} + x_{13}}{2} - \frac{x_{14} + x_{15}}{2} \right) \times (x_{14} - x_{15})$ | 式 2-24 |
| | $K_{5p} = \frac{x_{12} + x_{13}}{2} - \frac{x_{14} + x_{15}}{2}$ | 式 2-25 |
| 右 手 部 | $I_{6p} = \left(\left(\frac{x_{14} + x_{15}}{2} - x_{16} \right) \times (x_{14} - x_{15}) \right) \times \left(\frac{x_{14} + x_{15}}{2} - x_{16} \right)$ | 式 2-26 |
| | $J_{6p} = \left(\frac{x_{14} + x_{15}}{2} - x_{16} \right) \times (x_{14} - x_{15})$ | 式 2-27 |
| | $K_{6p} = \frac{x_{14} + x_{15}}{2} - x_{16}$ | 式 2-28 |
| 左 上 腕 部 | $I_{7p} = \left(\left(x_{17} - \frac{x_{18} + x_{19}}{2} \right) \times (x_{19} - x_{18}) \right) \times \left(x_{17} - \frac{x_{18} + x_{19}}{2} \right)$ | 式 2-29 |
| | $J_{7p} = \left(x_{17} - \frac{x_{18} + x_{19}}{2} \right) \times (x_{19} - x_{18})$ | 式 2-30 |
| | $K_{7p} = x_{17} - \frac{x_{18} + x_{19}}{2}$ | 式 2-31 |

| | | |
|------------------|--|--------|
| 左 前 腕 部 | $I_{8p} = \left(\left(\frac{x_{18} + x_{19}}{2} - \frac{x_{20} + x_{21}}{2} \right) \times (x_{21} - x_{20}) \right) \times \left(\frac{x_{18} + x_{19}}{2} - \frac{x_{20} + x_{21}}{2} \right)$ | 式 2-32 |
| | $J_{8p} = \left(\frac{x_{18} + x_{19}}{2} - \frac{x_{20} + x_{21}}{2} \right) \times (x_{21} - x_{20})$ | 式 2-33 |
| | $K_{8p} = \frac{x_{18} + x_{19}}{2} - \frac{x_{20} + x_{21}}{2}$ | 式 2-34 |
| 左 手 部 | $I_{9p} = \left(\left(\frac{x_{20} + x_{21}}{2} - x_{22} \right) \times (x_{21} - x_{20}) \right) \times \left(\frac{x_{20} + x_{21}}{2} - x_{22} \right)$ | 式 2-35 |
| | $J_{9p} = \left(\frac{x_{20} + x_{21}}{2} - x_{22} \right) \times (x_{21} - x_{20})$ | 式 2-36 |
| | $K_{9p} = \frac{x_{20} + x_{21}}{2} - x_{22}$ | 式 2-37 |
| 右 大 腿 部 | $I_{10p} = \left(\left(x_{24} - \frac{x_{25} + x_{26}}{2} \right) \times (x_{25} - x_{26}) \right) \times \left(x_{24} - \frac{x_{25} + x_{26}}{2} \right)$ | 式 2-38 |
| | $J_{10p} = \left(x_{24} - \frac{x_{25} + x_{26}}{2} \right) \times (x_{25} - x_{26})$ | 式 2-39 |
| | $K_{10p} = x_{24} - \frac{x_{25} + x_{26}}{2}$ | 式 2-40 |
| 右 下 腿 部 | $I_{11p} = \left(\left(\frac{x_{25} + x_{26}}{2} - \frac{x_{27} + x_{28}}{2} \right) \times (x_{27} - x_{28}) \right) \times \left(\frac{x_{25} + x_{26}}{2} - \frac{x_{27} + x_{28}}{2} \right)$ | 式 2-41 |
| | $J_{11p} = \left(\frac{x_{25} + x_{26}}{2} - \frac{x_{27} + x_{28}}{2} \right) \times (x_{27} - x_{28})$ | 式 2-42 |
| | $K_{11p} = \frac{x_{25} + x_{26}}{2} - \frac{x_{27} + x_{28}}{2}$ | 式 2-43 |
| 右 足 部 | $I_{12p} = \left(\left(\frac{x_{27} + x_{28}}{2} - x_{31} \right) \times (x_{27} - x_{28}) \right) \times \left(\frac{x_{27} + x_{28}}{2} - x_{31} \right)$ | 式 2-44 |
| | $J_{12p} = \left(\frac{x_{27} + x_{28}}{2} - x_{31} \right) \times (x_{27} - x_{28})$ | 式 2-45 |
| | $K_{12p} = \frac{x_{27} + x_{28}}{2} - x_{31}$ | 式 2-46 |

| | | |
|------------------|--|--------|
| 左 大 腿 部 | $I_{13p} = \left(\left(x_{34} - \frac{x_{35} + x_{36}}{2} \right) \times (x_{36} - x_{35}) \right) \times \left(x_{34} - \frac{x_{35} + x_{36}}{2} \right)$ | 式 2-47 |
| | $J_{13p} = \left(x_{34} - \frac{x_{35} + x_{36}}{2} \right) \times (x_{36} - x_{35})$ | 式 2-48 |
| | $K_{13p} = x_{34} - \frac{x_{35} + x_{36}}{2}$ | 式 2-49 |
| 左 下 腿 部 | $I_{14p} = \left(\left(\frac{x_{35} + x_{36}}{2} - \frac{x_{37} + x_{38}}{2} \right) \times (x_{38} - x_{37}) \right) \times \left(\frac{x_{35} + x_{36}}{2} - \frac{x_{37} + x_{38}}{2} \right)$ | 式 2-50 |
| | $J_{14p} = \left(\frac{x_{35} + x_{36}}{2} - \frac{x_{37} + x_{38}}{2} \right) \times (x_{38} - x_{37})$ | 式 2-51 |
| | $K_{14p} = \frac{x_{35} + x_{36}}{2} - \frac{x_{37} + x_{38}}{2}$ | 式 2-52 |
| 左 足 部 | $I_{15p} = \left(\left(\frac{x_{37} + x_{38}}{2} - x_{41} \right) \times (x_{38} - x_{37}) \right) \times \left(\frac{x_{37} + x_{38}}{2} - x_{41} \right)$ | 式 2-53 |
| | $J_{15p} = \left(\frac{x_{37} + x_{38}}{2} - x_{41} \right) \times (x_{38} - x_{37})$ | 式 2-54 |
| | $K_{15p} = \frac{x_{37} + x_{38}}{2} - x_{41}$ | 式 2-55 |
| 胴 体 部 | $I_{16p} = \left(\left(x_4 - \frac{x_{24} + x_{34}}{2} \right) \times (x_{24} - x_{34}) \right) \times \left(x_4 - \frac{x_{24} + x_{34}}{2} \right)$ | 式 2-56 |
| | $J_{16p} = \left(x_4 - \frac{x_{24} + x_{34}}{2} \right) \times (x_{24} - x_{34})$ | 式 2-57 |
| | $K_{16p} = x_4 - \frac{x_{24} + x_{34}}{2}$ | 式 2-58 |

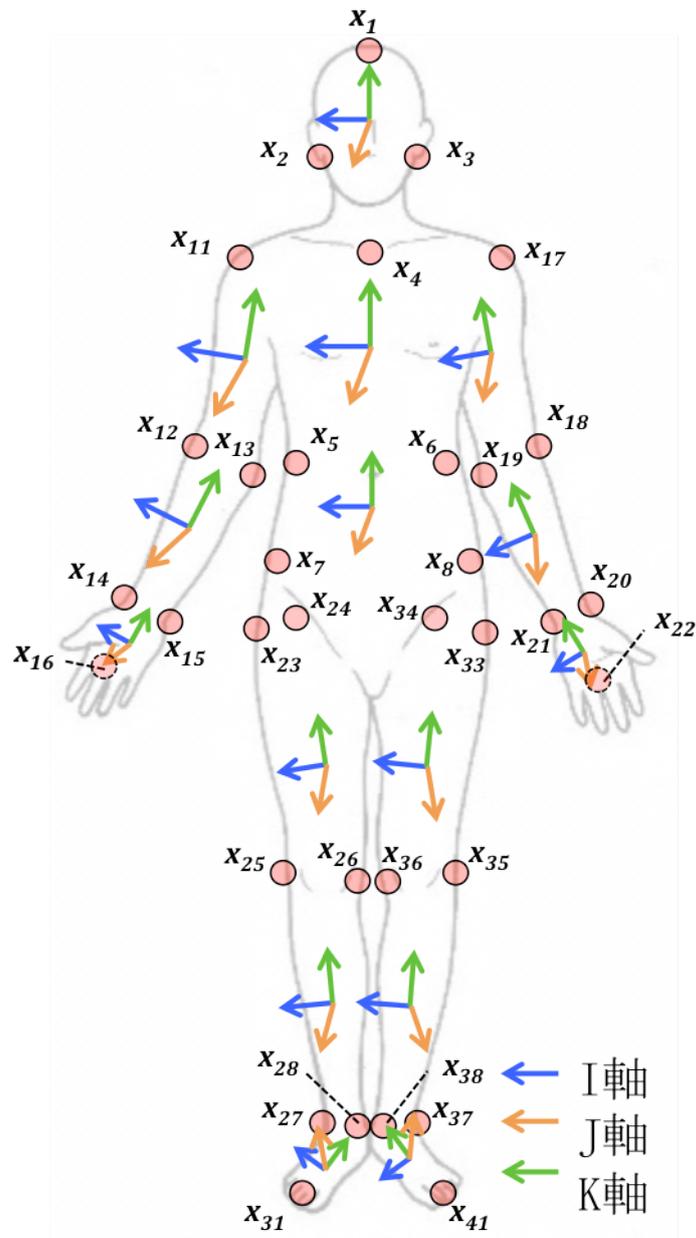


図 2.6 各体節の軸の定義

2.2.5.各体節重心位置から各関節の近位・遠位端への位置ベクトル

各体節の重心を原点とする位置ベクトルを算出する。各体節重心位置から、各体節の近位端、遠位端の関節への位置ベクトルを、それぞれ r_{np} 、 r_{nd} ($n=1,2,3\cdots 16$)として算出した(図 2.7)。ただし、立脚下肢以外の末端の体節(頭部、右手部、左手部、遊脚下肢の足部)においては、各重心位置から遠位端の関節への位置ベクトル r_{nd} は存在しない。また、全身モデルでは胴体部を上胴部と下胴部に区切っているため、図中には上半身縮約全身モデルで用いる胴体部の重心位置 Gx_{16} ならびに、 r_{16dR} 、 r_{16dL} は省略した。各位置ベクトル r_{np} 、 r_{nd} は、以下のように算出した(式 2-59~式 2-90)。

$$r_{1p} = x_4 - Gx_1 \quad \text{式 2-59}$$

$$r_{2pC} = x_4 - Gx_2 \quad \text{式 2-60}$$

$$r_{2pR} = x_{11} - Gx_2 \quad \text{式 2-61}$$

$$r_{2pL} = x_{17} - Gx_2 \quad \text{式 2-62}$$

$$r_{2d} = (x_5 + x_6)/2 - Gx_2 \quad \text{式 2-63}$$

$$r_{3p} = (x_5 + x_6)/2 - Gx_3 \quad \text{式 2-64}$$

$$r_{3dR} = x_{24} - Gx_3 \quad \text{式 2-65}$$

$$r_{3dL} = x_{34} - Gx_3 \quad \text{式 2-66}$$

$$r_{4p} = x_{11} - Gx_4 \quad \text{式 2-67}$$

$$r_{4d} = (x_{12} + x_{13})/2 - Gx_4 \quad \text{式 2-68}$$

$$r_{5p} = (x_{12} + x_{13})/2 - Gx_5 \quad \text{式 2-69}$$

$$r_{5d} = (x_{14} + x_{15})/2 - Gx_5 \quad \text{式 2-70}$$

$$r_{6p} = (x_{14} + x_{15})/2 - Gx_6 \quad \text{式 2-71}$$

$$r_{7p} = x_{17} - Gx_7 \quad \text{式 2-72}$$

$$r_{7d} = (x_{18} + x_{19})/2 - Gx_7 \quad \text{式 2-73}$$

$$r_{8p} = (x_{18} + x_{19})/2 - Gx_8 \quad \text{式 2-74}$$

$$r_{8d} = (x_{20} + x_{21})/2 - Gx_8 \quad \text{式 2-75}$$

$$r_{9p} = (x_{20} + x_{21})/2 - Gx_9 \quad \text{式 2-76}$$

$$r_{10p} = x_{24} - Gx_{10} \quad \text{式 2-77}$$

$$r_{10d} = (x_{25} + x_{26})/2 - Gx_{10} \quad \text{式 2-78}$$

$$r_{11p} = (x_{25} + x_{26})/2 - Gx_{11} \quad \text{式 2-79}$$

$$r_{11d} = (x_{27} + x_{28})/2 - Gx_{11} \quad \text{式 2-80}$$

$$r_{12p} = (x_{27} + x_{28})/2 - Gx_{12} \quad \text{式 2-81}$$

$$r_{RCop} = x_{RCop} - Gx_{12} \quad \text{式 2-82}$$

$$r_{13p} = x_{34} - Gx_{13} \quad \text{式 2-83}$$

$$r_{13d} = (x_{35} + x_{36})/2 - Gx_{13} \quad \text{式 2-84}$$

$$r_{14p} = (x_{35} + x_{36})/2 - Gx_{14} \quad \text{式 2-85}$$

$$r_{14d} = (x_{37} + x_{38})/2 - Gx_{14} \quad \text{式 2-86}$$

$$r_{15p} = (x_{37} + x_{38})/2 - Gx_{15} \quad \text{式 2-87}$$

$$r_{LCop} = x_{LCop} - Gx_{15} \quad \text{式 2-88}$$

$$r_{16dR} = x_{24} - Gx_{16} \quad \text{式 2-89}$$

$$r_{16dL} = x_{34} - Gx_{16} \quad \text{式 2-90}$$

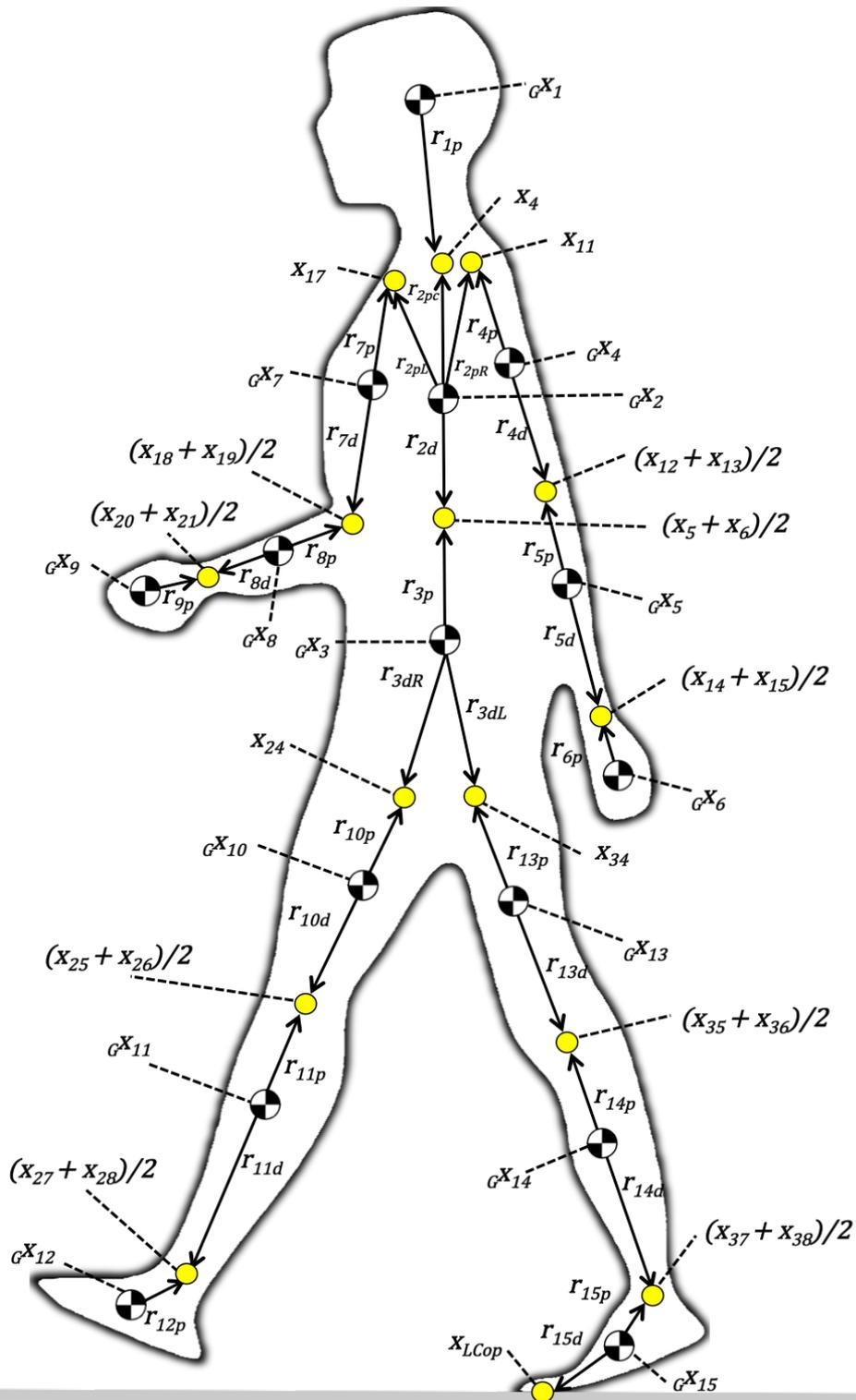


図 2.7 各体節重心から近位・遠位関節への位置ベクトル

2.2.6. グローバル座標系

本研究におけるグローバル座標系は、 O を原点とする右手座標系(O -XYZ)で、解剖学的立位姿勢時において、矢状面と垂直に交わる前額軸を X 軸、前額面と垂直に交わる矢状軸を Y 軸、水平面と垂直に交わる垂直軸を Z 軸とし、それぞれ右方向、前方向、上方向を正とした(図 2.8).

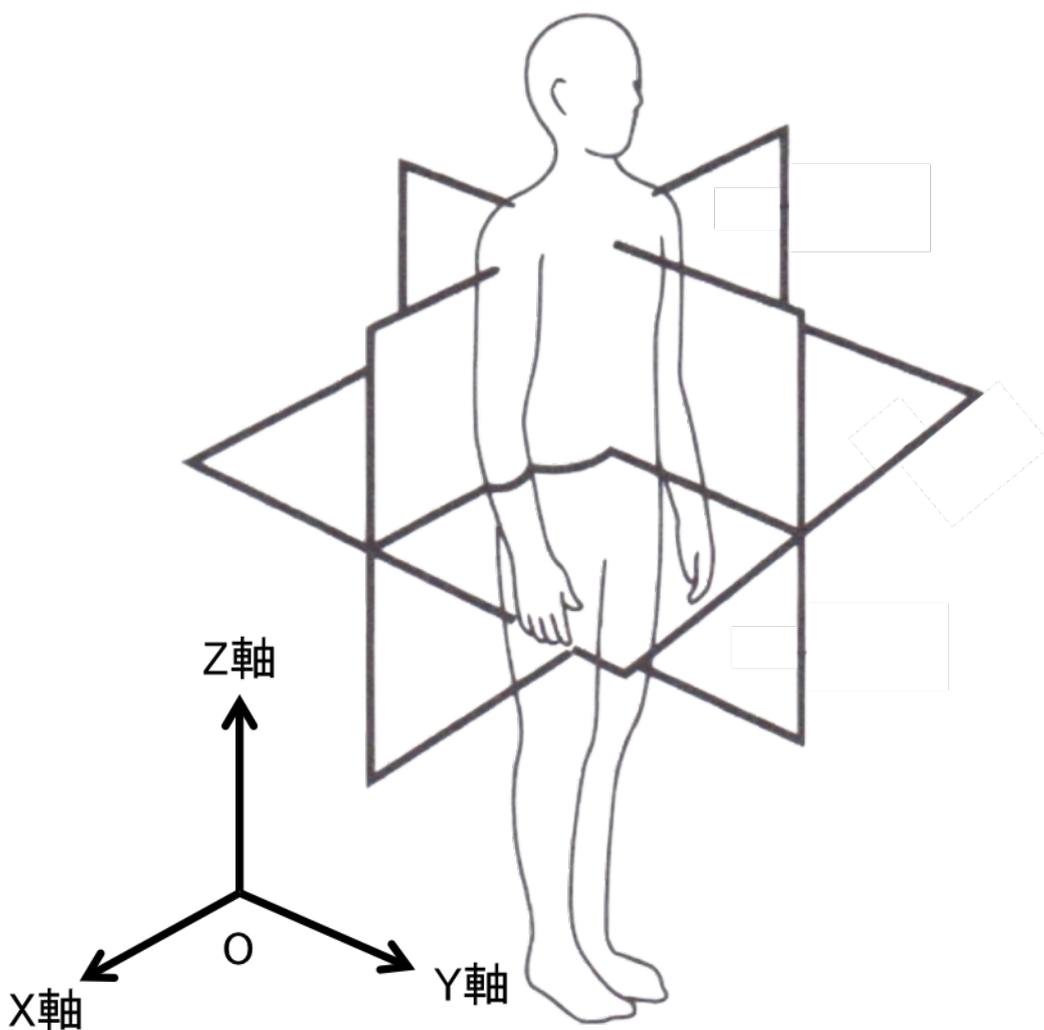


図 2.8 グローバル座標系の定義([8]P.21 図 2-2 を一部修正)

2.2.7. ローカル座標系

各体節のローカル座標系は、グローバル座標系の原点 O を共有する回転座標系(右手座標系 O -IJK)で、「日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定」[1]と「日本人高齢者の身体部分慣性特性」[14]に則り、身体各部分の両端点を結ぶ長軸を K 軸、身体各部分の前額面内にあり、長軸に垂直な左右軸を I 軸、長軸と左右軸の両者に垂直な前後軸を J 軸とし、それぞれの体節ごとにローカル座標系を算出した(2.2.4の式 4-11～式 2-58を参照)。図 2.9 の左側には、全身モデル(モデル B)の場合のローカル座標系を、図 2.9 の右側には、上半身縮約全身モデル(モデル C)の場合のローカル座標系をそれぞれ示した。

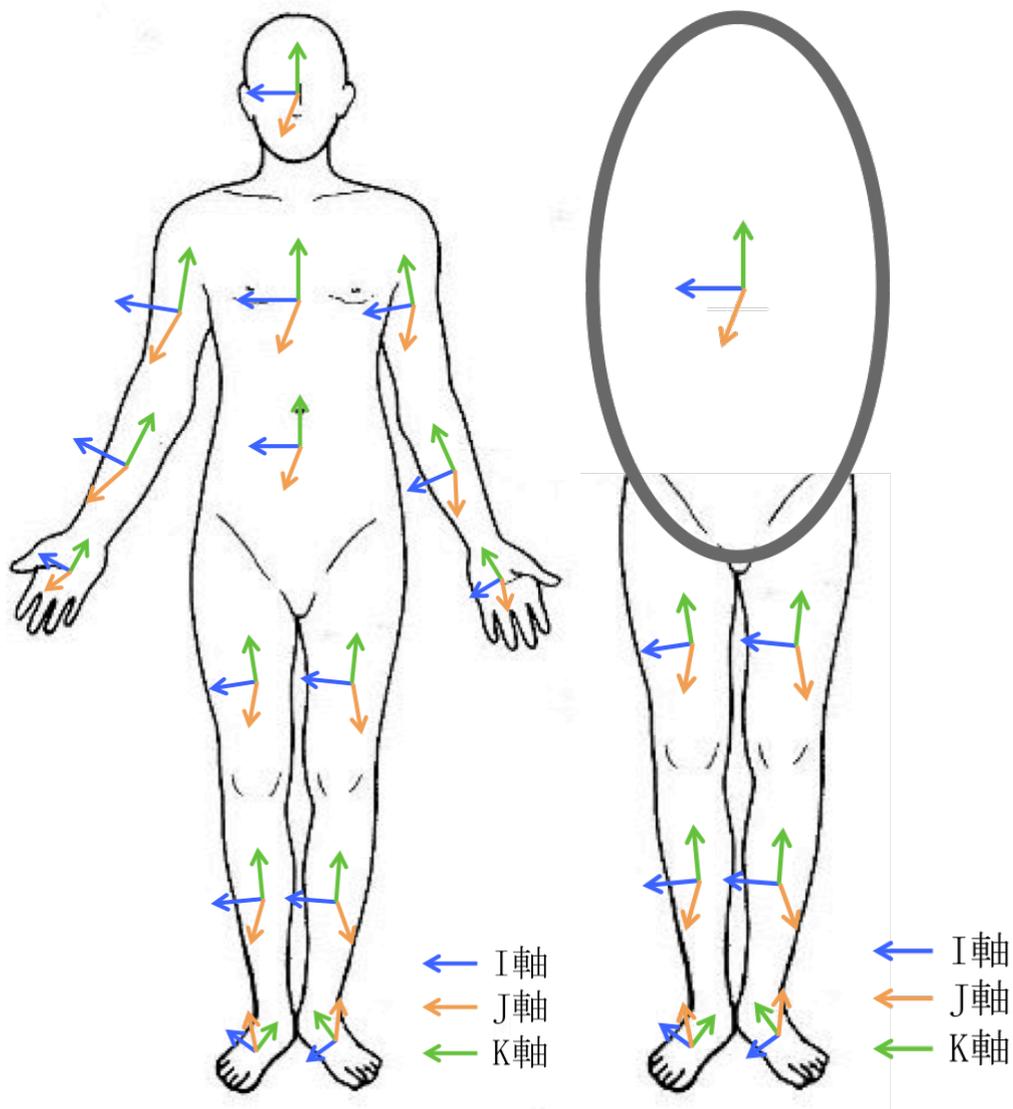


図 2.9 ローカル座標系の定義

2.2.8. 回転行列

グローバル座標系(O-XYZ 座標系)からローカル座標系(O-IJK 座標系)に変換する回転行列を求める。

任意の位置ベクトル \mathbf{Q} を考える。O-XYZ 座標系でのそれぞれの軸を、単位ベクトル

$$\mathbf{x} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{y} = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{z} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}, \text{ O-IJK 座標系でのそれぞれの軸を単位ベクトル } \mathbf{i} = \begin{pmatrix} i_x \\ i_y \\ i_z \end{pmatrix}, \mathbf{j} =$$

$$\begin{pmatrix} j_x \\ j_y \\ j_z \end{pmatrix}, \mathbf{k} = \begin{pmatrix} k_x \\ k_y \\ k_z \end{pmatrix} \text{ とする。またベクトル } \mathbf{Q} \text{ の成分をそれぞれの座標系で, } \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} q_i \\ q_j \\ q_k \end{pmatrix} \text{ とする}$$

と、ベクトル \mathbf{Q} は次の式 2-91, 式 2-92 で表現できる。

$$\mathbf{Q} = q_x \mathbf{x} + q_y \mathbf{y} + q_z \mathbf{z} = q_i \mathbf{i} + q_j \mathbf{j} + q_k \mathbf{k} \quad \text{式 2-91}$$

$$\mathbf{Q} = (\mathbf{x} \ \mathbf{y} \ \mathbf{z}) \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} = (\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k}) \begin{pmatrix} q_i \\ q_j \\ q_k \end{pmatrix} \quad \text{式 2-92}$$

上記の式 2-91, 式 2-92 を変形すると、次の式 2-93 ように表せる。

$$\begin{pmatrix} q_i \\ q_j \\ q_k \end{pmatrix} = (\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k})^{-1} (\mathbf{x} \ \mathbf{y} \ \mathbf{z}) \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-93}$$

ここで、 $(\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k})$ は直交する行列であるため、逆行列 $(\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k})^{-1}$ は転置行列 $(\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k})^T$ で表せる。

$$\begin{pmatrix} q_i \\ q_j \\ q_k \end{pmatrix} = (\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k})^T (\mathbf{x} \ \mathbf{y} \ \mathbf{z}) \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-94}$$

$$= \begin{pmatrix} i_x & j_x & k_x \\ i_y & j_y & k_y \\ i_z & j_z & k_z \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} x_x & y_x & z_x \\ x_y & y_y & z_y \\ x_z & y_z & z_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-95}$$

$$= \begin{pmatrix} i_x & i_y & i_z \\ j_x & j_y & j_z \\ k_x & k_y & k_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_x & y_x & z_x \\ x_y & y_y & z_y \\ x_z & y_z & z_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-96}$$

$$= \begin{pmatrix} i_x x_x + i_y x_y + i_z x_z & i_x y_x + i_y y_y + i_z y_z & i_x z_x + i_y z_y + i_z z_z \\ j_x x_x + j_y x_y + j_z x_z & j_x y_x + j_y y_y + j_z y_z & j_x z_x + j_y z_y + j_z z_z \\ k_x x_x + k_y x_y + k_z x_z & k_x y_x + k_y y_y + k_z y_z & k_x z_x + k_y z_y + k_z z_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-97}$$

グローバル座標系の O-XYZ のそれぞれの軸の単位ベクトルは, $\mathbf{x} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{y} = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix}, \mathbf{z} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$

であるため, 式 2-98 ように表せる.

$$\begin{pmatrix} q_i \\ q_j \\ q_k \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} i_x & i_y & i_z \\ j_x & j_y & j_z \\ k_x & k_y & k_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-98}$$

式 2-98 で, グローバル座標系からローカル座標系に変換する回転行列 $\begin{pmatrix} i_x & i_y & i_z \\ j_x & j_y & j_z \\ k_x & k_y & k_z \end{pmatrix}$ を得た.

この回転行列を \mathbf{R} とすると, 式 2-99 のように表せる.

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} i_x & i_y & i_z \\ j_x & j_y & j_z \\ k_x & k_y & k_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-99}$$

よって, 式 2-98 は, 回転行列 \mathbf{R} を用いて式 2-100 のように表せる.

$$\begin{pmatrix} q_i \\ q_j \\ q_k \end{pmatrix} = \mathbf{R} \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-100}$$

2.2.9.角速度・角加速度

剛体の角速度 $\boldsymbol{\omega}$ (式 2-101) は, 剛体の姿勢に依存する回転座標系の回転運動から算出することができる. また, 空間上の定点 \mathbf{R} が角速度ベクトル $\boldsymbol{\omega}$ で回転するとき, その位置ベクトルを \mathbf{r} , 速度ベクトルを $\dot{\mathbf{r}}$ とすると, 式 2-102 が成り立つ.

$$\boldsymbol{\omega} = \begin{pmatrix} \omega_i \\ \omega_j \\ \omega_k \end{pmatrix} \quad \text{式 2-101}$$

$$\dot{\mathbf{r}} = \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{r} \quad \text{式 2-102}$$

本研究では, 前項で算出した回転行列 \mathbf{R} 式 2-99 と式 2-102 を用いて, 各部位の角速度を求めた.

角速度ベクトル $\boldsymbol{\omega}$ も, それぞれ i, j, k 成分を持っており, 各部位の姿勢に依存するローカル座標系の i, j, k 軸の単位ベクトル $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ まわりに, それぞれ $\omega_i, \omega_j, \omega_k$ の成分をもつ (図 2.10). ここで, 単位ベクトル \mathbf{i} の速度ベクトルを $\dot{\mathbf{i}}$, 単位ベクトル \mathbf{j} の速度ベクトルを $\dot{\mathbf{j}}$, 単位ベクトル \mathbf{k} の速度ベクトルを $\dot{\mathbf{k}}$ とすると, 式 2-103~式 2-105 が成り立つ.

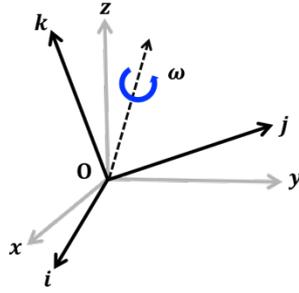


図 2.10 ローカル座標系から見た角速度ベクトル

$$\dot{\mathbf{i}} = \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{i} \quad \text{式 2-103}$$

$$\dot{\mathbf{j}} = \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{j} \quad \text{式 2-104}$$

$$\dot{\mathbf{k}} = \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{k} \quad \text{式 2-105}$$

ここで, 次の式 2-106 について考える.

$$\begin{pmatrix} \dot{j}_x \\ \dot{j}_y \\ \dot{j}_z \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} k_x \\ k_y \\ k_z \end{pmatrix} \quad \text{式 2-106}$$

式 2-106 とスカラー三重積の性質 (式 2-107) を用いて変形すると式 2-108 のようになる.

$$\mathbf{A} \cdot (\mathbf{B} \times \mathbf{C}) = \mathbf{B} \cdot (\mathbf{C} \times \mathbf{A}) = \mathbf{C} \cdot (\mathbf{A} \times \mathbf{B}) \quad \text{式 2-107}$$

$$\mathbf{j}^T \dot{\mathbf{k}} = (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{j}) \cdot \mathbf{k} = \boldsymbol{\omega} \cdot (\mathbf{j} \times \mathbf{k}) = \boldsymbol{\omega} \cdot \mathbf{i} = \omega_x \quad \text{式 2-108}$$

同様に, 式 2-109, 式 2-110 を得る.

$$\dot{\mathbf{k}}^T \mathbf{i} = (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{k}) \cdot \mathbf{i} = \boldsymbol{\omega} \cdot (\mathbf{k} \times \mathbf{i}) = \boldsymbol{\omega} \cdot \mathbf{j} = \omega_y \quad \text{式 2-109}$$

$$\dot{\mathbf{i}}^T \mathbf{j} = (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{i}) \cdot \mathbf{j} = \boldsymbol{\omega} \cdot (\mathbf{i} \times \mathbf{j}) = \boldsymbol{\omega} \cdot \mathbf{k} = \omega_z \quad \text{式 2-110}$$

よって, 以下の式 2-111 を得た.

$$\boldsymbol{\omega} = \begin{pmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{j}^T \dot{\mathbf{k}} \\ \dot{\mathbf{k}}^T \mathbf{i} \\ \dot{\mathbf{i}}^T \mathbf{j} \end{pmatrix} \quad \text{式 2-111}$$

角加速度は, 角速度を一階微分して算出した(式 2-112).

$$\dot{\boldsymbol{\omega}} = \frac{d\boldsymbol{\omega}}{dt} \quad \text{式 2-112}$$

これらの式を用いて, それぞれの体節重心まわりの角速度・角加速度を算出した.

2.2.10. 運動量・角運動量

運動量 \mathbf{P} , 角運動量 \mathbf{L} は, それぞれ式 2-113, 式 2-114 のように算出した.

$$\mathbf{P} = m \frac{d\mathbf{x}}{dt} = m\dot{\mathbf{x}} \quad \text{式 2-113}$$

$$\mathbf{L} = \mathbf{r} \times \mathbf{p} = \mathbf{r} \times m\dot{\mathbf{x}} = m\mathbf{r} \times (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{r}) = \mathbf{I}\boldsymbol{\omega} \quad \text{式 2-114}$$

2.2.11. 並進の運動方程式と回転の運動方程式

本研究では, 以下のニュートンの運動方程式(並進の運動方程式) (式 2-115)とオイラーの運動方程式(回転の運動方程式) (式 2-116)を用いて解析を行った. ここでニュートンの運動方程式(式 2-115)とオイラーの運動方程式 (式 2-116)の左辺を動的項, 右辺を外力項と呼ぶ.

$$m\ddot{\mathbf{x}} = \mathbf{F} \quad \text{式 2-115}$$

$$\mathbf{I}\dot{\boldsymbol{\omega}} + \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{I}\boldsymbol{\omega} = \mathbf{N} \quad \text{式 2-116}$$

2.3. 古典的な下肢の剛体リンクセグメントモデル

2.3.1. 剛体リンクセグメントモデル

古典的な下肢の剛体リンクセグメントモデル(古典的下肢モデル, モデル A)において, 下肢の各関節の関節間力と関節トルクを算出する. モデル A は, フォースプレートから得られる床反力の測定値を用いて, 立脚下肢の足部から順に, 立脚下腿部, 立脚大腿部と運動方程式を解き, 各関節の関節間力・関節トルクを算出する. 遊脚下肢は重力以外の外力はないものと考え, 同じく遊脚足部から順に, 遊脚下腿部, 遊脚大腿部と運動方程式を解き, 各関節の関節間力・関節トルクを算出する. 図 2.11 には右下肢遊脚期, 左下肢立脚期の場合を示した.

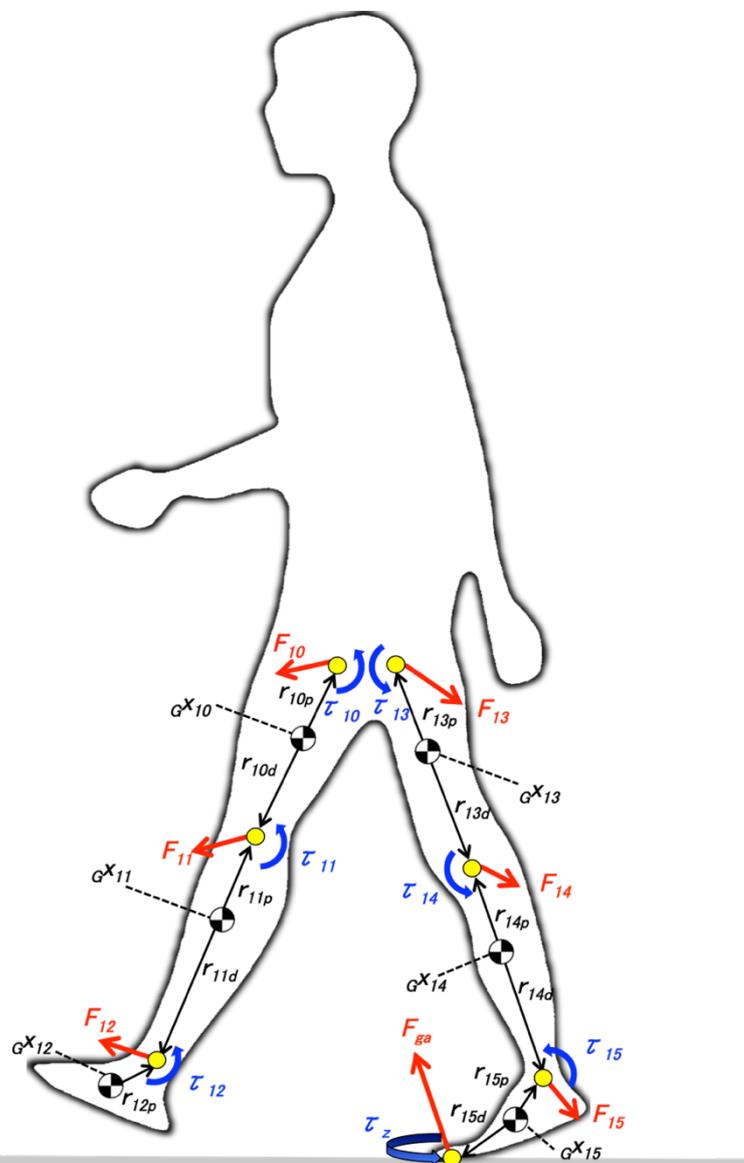


図 2.11 古典的な下肢の剛体リンクセグメントモデル(モデル A)

2.3.2. 並進の運動方程式

図 2.11 のとき、下肢の各関節の関節間力は並進の運動方程式 (式 2-115) を解いて算出する。以下に並進の運動方程式を用いた下肢の各関節の関節間力の算出方法を示す(式 2-117 ~ 式 2-122)。

$$\mathbf{F}_{10} = \sum_{n=10}^{12} m_n({}_G\ddot{\mathbf{x}}_n - \mathbf{g}) \quad \text{式 2-117}$$

$$\mathbf{F}_{11} = \sum_{n=11}^{12} m_n({}_G\ddot{\mathbf{x}}_n - \mathbf{g}) \quad \text{式 2-118}$$

$$\mathbf{F}_{12} = m_{12}({}_G\ddot{\mathbf{x}}_{12} - \mathbf{g}) \quad \text{式 2-119}$$

$$\mathbf{F}_{13} = \sum_{n=13}^{15} (m_n({}_G\ddot{\mathbf{x}}_n - \mathbf{g})) - \mathbf{F}_{ga} \quad \text{式 2-120}$$

$$\mathbf{F}_{14} = \sum_{n=14}^{15} (m_n({}_G\ddot{\mathbf{x}}_n - \mathbf{g})) - \mathbf{F}_{ga} \quad \text{式 2-121}$$

$$\mathbf{F}_{15} = m_{15}({}_G\ddot{\mathbf{x}}_{15} - \mathbf{g}) - \mathbf{F}_{ga} \quad \text{式 2-122}$$

2.3.3. 回転の運動方程式

次に、下肢の各関節の関節トルクは回転の運動方程式 (式 2-116) を解いて算出する。以下に回転の運動方程式を用いた下肢の各関節の関節トルクの算出方法を示す(式 2-123 ~ 式 2-128)。

$$\boldsymbol{\tau}_{10} = \sum_{n=10}^{12} (I_n \dot{\boldsymbol{\omega}}_n + \boldsymbol{\omega}_n \times I_n \boldsymbol{\omega}_n - {}^{10}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{np} \times {}^{10}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_n) + \sum_{n=10}^{11} ({}^{10}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{nd} \times {}^{10}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{n+1}) \quad \text{式 2-123}$$

$$\boldsymbol{\tau}_{11} = \sum_{n=11}^{12} (I_n \dot{\boldsymbol{\omega}}_n + \boldsymbol{\omega}_n \times I_n \boldsymbol{\omega}_n - {}^{11}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{np} \times {}^{11}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_n) + {}^{11}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{11d} \times {}^{11}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{12} \quad \text{式 2-124}$$

$$\boldsymbol{\tau}_{12} = I_{12} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{12} + \boldsymbol{\omega}_{12} \times I_{12} \boldsymbol{\omega}_{12} - {}^{12}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{12p} \times {}^{12}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{12} \quad \text{式 2-125}$$

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\tau}_{13} = & \sum_{n=13}^{15} (I_n \dot{\boldsymbol{\omega}}_n + \boldsymbol{\omega}_n \times I_n \boldsymbol{\omega}_n - {}^{13}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{np} \times {}^{13}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_n) \quad \text{式 2-126} \\ & + \sum_{n=14}^{15} ({}^{13}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{nd} \times \mathbf{F}_{n+1}) - {}^{13}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{LCop} \times {}^{13}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{ga} + {}^{13}\mathbf{R}_0 \boldsymbol{\tau}_z \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\tau}_{14} = & \sum_{n=14}^{15} (I_n \dot{\boldsymbol{\omega}}_n + \boldsymbol{\omega}_n \times I_n \boldsymbol{\omega}_n - {}^{14}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{np} \times {}^{14}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_n) \quad \text{式 2-127} \\ & + {}^{14}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{14d} \times {}^{14}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{15} - {}^{14}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{LCop} \times {}^{14}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{ga} + {}^{14}\mathbf{R}_0 \boldsymbol{\tau}_z \end{aligned}$$

$$\boldsymbol{\tau}_{15} = I_{15} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{15} + \boldsymbol{\omega}_{15} \times I_{15} \boldsymbol{\omega}_{15} - {}^{15}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{15p} \times {}^{15}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{15} - {}^{15}\mathbf{R}_0 \mathbf{r}_{LCop} \times {}^{15}\mathbf{R}_0 \mathbf{F}_{ga} + {}^{15}\mathbf{R}_0 \boldsymbol{\tau}_z \quad \text{式 2-128}$$

2.4. 本研究で提案する「全身の剛体リンクセグメントモデル」

非公開

2.5. 本研究で提案する体節数を減らした全身の剛体リンク セグメントモデル(上半身縮約全身モデル)

非公開

第3章 実験方法

3.1. 本章の目的

本章では、「模擬跛行実験」と「高齢者歩行実験」の2つの実験について、それぞれの概要と方法を記載する。2つの実験の測定結果（評価）は、第7章「モデルの精度検証」に記載することとする。

3.2. 模擬跛行実験

3.2.1. 模擬跛行実験の概要

模擬跛行実験は、モーションキャプチャシステムとフォースプレートを用いて、健常者による通常歩行と模擬的な異常歩行を測定した。得られたデータから、運動方程式を用いて各関節・各部位の運動学・運動力学的なパラメータを算出した。

3.2.2. 模擬跛行実験の目的

模擬跛行実験の目的は、モーションキャプチャシステムとフォースプレートを用いる古典的下肢モデル(モデル A)で算出した関節の駆動力を正しい値とし、提案する全身モデル(モデル B)で算出した関節の駆動力を比較することで、その精度検証を行うこととした。また、胴体部よりも上部に位置する上半身の体節(頭部, 胴体部, 左右上腕部, 左右前腕部, 左右手部)を胴体部として扱う上半身縮約全身モデル(モデル C)は、上半身の動作が前後左右で概ね対象であることを仮定しているため、模擬跛行のような左右非対称な歩行を対象に、算出した各関節の駆動力をモデル A と比較することで、どの程度の影響が出るのか精度検証を行う。

3.2.3. 日時

2016年5月16日(月), 17日(火), 19日(木)に実験を行った。

3.2.4. 場所

慶應義塾大学湘南藤沢キャンパス(SFC)のメディアセンター地下1階, 撮影スタジオ・映像スタジオにて実験を行った。

3.2.5.使用機器

本章での実験では、身体関節位置を取得するためのモーションキャプチャシステム (Vicon MX T-20)(図 3.1)と、歩行時の床からの反力を測定するための Kistler 社製フォースプレート(0.6m×0.4m, 型番 9281C)(図 3.2)を使用し、歩行を測定した.



図 3.1 モーションキャプチャシステム (Vicon Mx T-20)

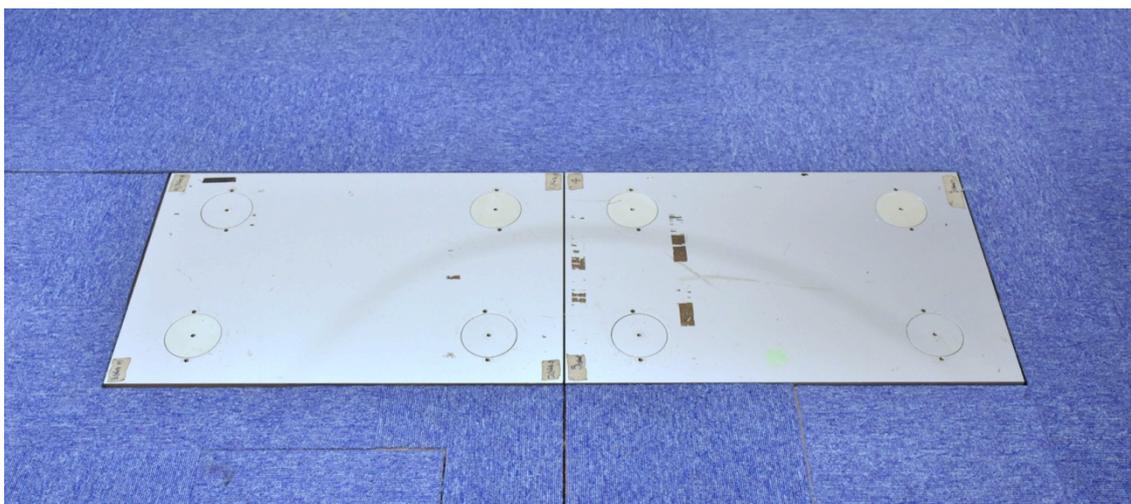


図 3.2 Kistler 社製 フォースプレート(0.6m×0.4m, 型番 9281C)

3.2.6.固定帯

模擬跛行実験では、健常者に模擬的な異常歩行をさせるため、膝関節固定帯を2種類用意し、それを右膝関節、左膝関節に試技ごとに交互に装着させ、4種類の模擬的な異常歩行を測定した。2種類の固定帯は、「膝関節伸展位固定帯」と「膝関節軽度屈曲位固定帯」である。伸展位固定帯には、アルケア社製ニーブレース伸展位膝関節支持帯 10723 M(図 3.3)を、軽度屈曲固定帯には、アルケア社製ニーブレース・FX 軽度屈曲位膝関節支持帯 12864 M(図 3.4)を用いた。



図 3.3 アルケア社製ニーブレース伸展位膝関節支持帯 10723 M
右下肢装着時



図 3.4 アルケア社製ニーブレース・FX 軽度屈曲位膝関節支持帯 12864 M
左下肢装着時

3.2.7. 標識点

身体関節位置座標を示すために、反射マーカを 40 点貼付した。貼付した場所を以下に示す(図 3.5)。

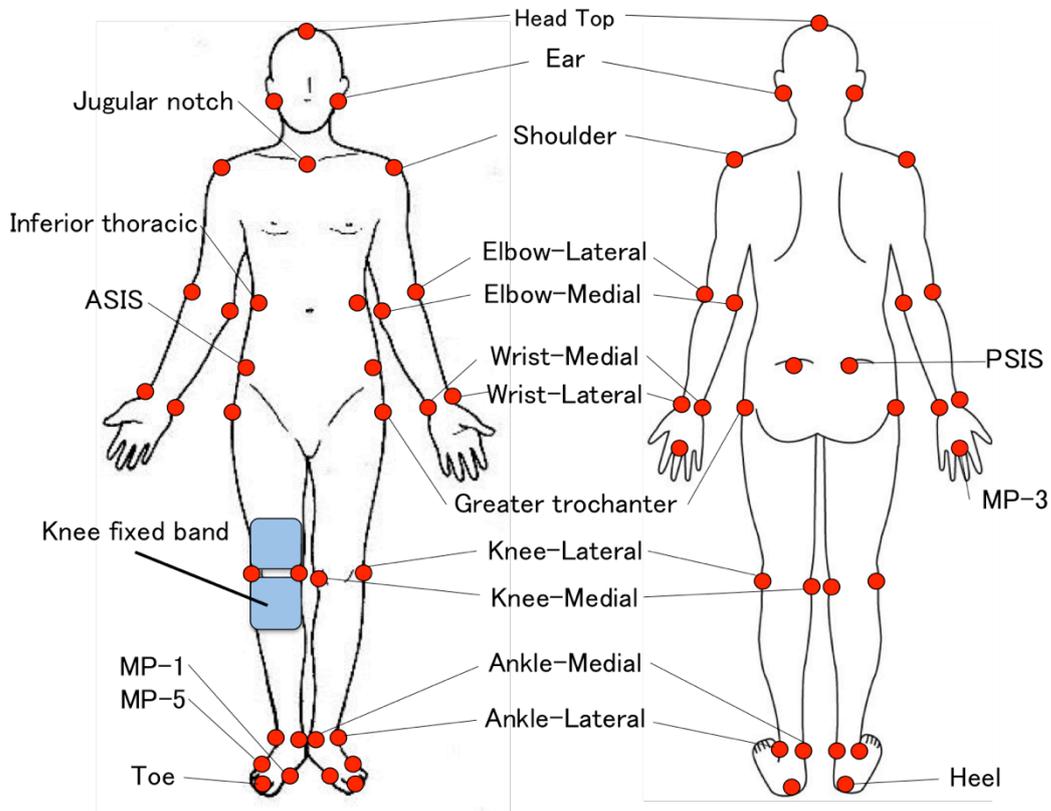


図 3.5 模擬跛行実験の標識点に貼付した反射マーカ位置(右下肢固定帯装着時)

3.2.8. 被験者

著者が所属する慶應義塾大学の仰木裕嗣研究会に所属する男子学生 4 名(著者を含む)を被験者とした。被験者の身体パラメータは以下(表 3-1)の通りである。

表 3-1 模擬跛行実験被験者の身体パラメータ

| 被験者 | 性別 | 年齢(歳) | 身長(m) | 体重(kg) |
|-----|----|-------|-------|--------|
| A | 男 | 24 | 1.69 | 60 |
| B | 男 | 23 | 1.65 | 63 |
| C | 男 | 21 | 1.77 | 70 |
| D | 男 | 22 | 1.72 | 61 |

3.2.9. 試技

図 3.6のように、床面に前後方向に埋め込んだ2枚のフォースプレートのうち、被験者の歩行方向から見て手前側1枚目のフォースプレートを右下肢で、2枚目を左下肢で踏むよう被験者に指示をした。また、失敗をすることは問題ないことを伝え、視線を下に落とすことなく、被験者自身の通常歩行となるように指示をした。試技中、頸部の屈曲や、2枚のフォースプレートをまたいで踏んでしまった場合など、指示以外の試技(以下、失敗試技)となった場合、その試技は除外し、指示通りとなった試技(以下、成功試技)のみを抽出した。実験試技の種類は以下の5つである。試技はそれぞれ3~5回程度行い、1~2回程度の成功試技を抽出した。

- 通常歩行(図 3.6)
- 右下肢に伸展位固定帯を装着した状態での歩行(RE 歩行)
- 左下肢に伸展位固定帯を装着した状態での歩行(LE 歩行)(図 3.7)
- 右下肢に軽度屈曲位固定帯を装着した状態での歩行(RF 歩行)
- 左下肢に軽度屈曲位固定帯を装着した状態での歩行(LF 歩行)

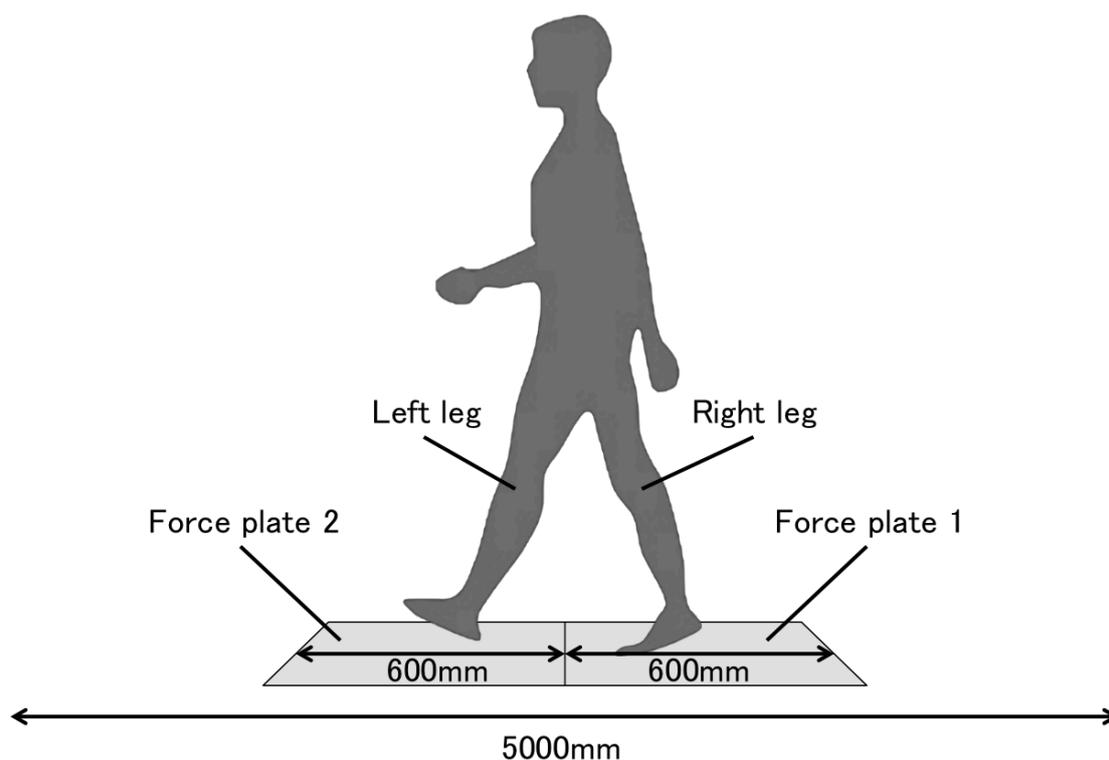


図 3.6 通常歩行時の試技

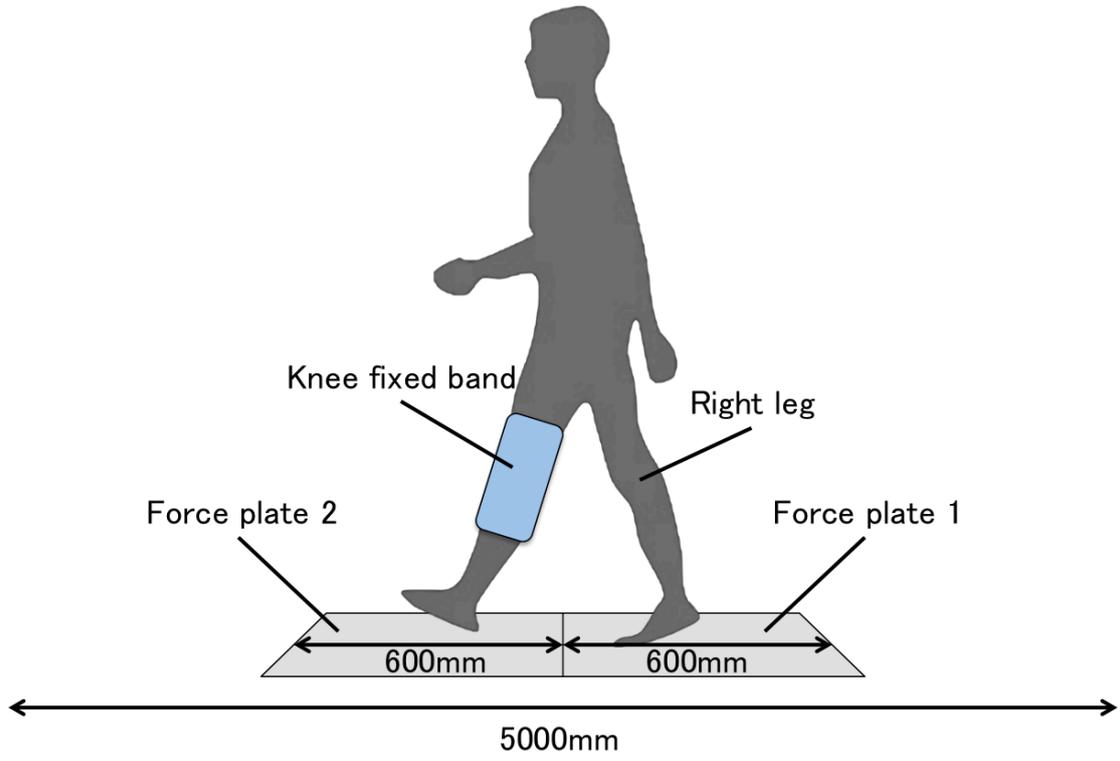


図 3.7 左下肢固定帯装着時の試技

3.3. 高齢者歩行実験

3.3.1. 倫理委員会

本実験は慶應義塾大学 SFC 実験・倫理委員会において、研究課題「跛行動作におけるバイオメカニクス的研究」として 2016 年 5 月 19 日に承認を受けて行った。

3.3.2. 実験対象者の抽出

本実験の対象者は、2016 年 7 月 2 日(土) 慶應義塾大学湘南藤沢キャンパス看護医療学部にて行われた「第 3 弾 ふじさわプラス・テン公開講座 プラス・テンを知る 認知症を知る ~地域のつながりを大切に~」に参加された方の中で、60 歳以上で歩行分析に興味のある方を条件とし、実験の被験者を募った。集まった被験者候補者は、各々の自由意志により、実験被験者として実験の参加を希望した。実験当日、改めて実験の説明を行った上で、同意書の記入による承諾を得たのち、被験者候補者を対象者として抽出した。

3.3.3. 高齢者歩行実験の目的

本実験の目的は、前節の模擬跛行実験と同様に、筋力低下を始め、種々の整形疾患や神経障害等を呈している可能性のある高齢者の歩行を対象とした際に、古典的下肢モデル(モデル A)を基準に全身モデル(モデル B)との比較・精度検証、モデル A を基準に上半身縮約全身モデル(モデル C)との比較・精度検証をすることとした。

3.3.4. 日時

2016 年 7 月 22 日(金), 25 日(月)に実験を行った。

3.3.5. 場所

慶應義塾大学湘南藤沢キャンパス(SFC)のメディアセンター地下 1 階, 撮影スタジオ・映像スタジオにて実験を行った。

3.3.6.使用機器

本章での実験では、身体関節位置を取得するためのモーションキャプチャシステム (Vicon MX T-20)(図 3.1)と、歩行時の床からの反力を測定するための Kistler 社製フォースプレート(0.6m×0.4m, 型番 9281C)(図 3.2)を使用し、歩行を測定した。

3.3.7.標識点

身体関節位置座標を 40 点貼付した。貼付した場所を以下に示す(図 3.8)。

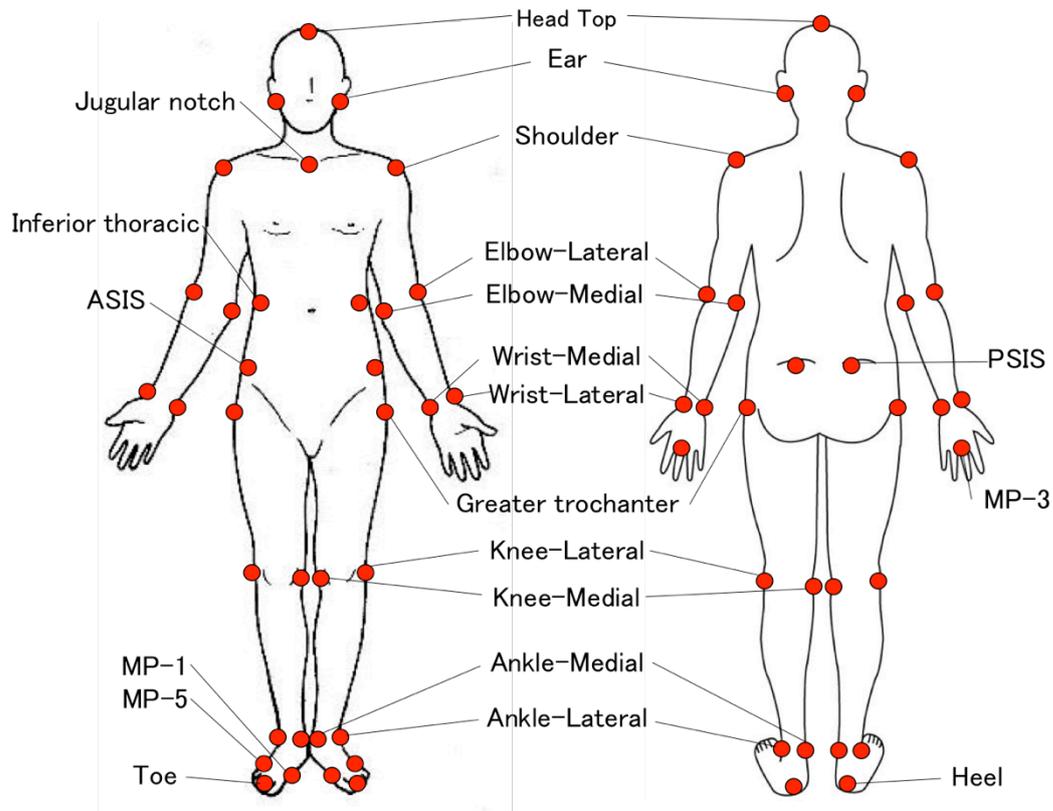


図 3.8 高齢者実験の標識点に貼付した反射マーカークの位置

3.3.8.被験者

3.3.2 で抽出した対象者を被験者とした。被験者は 60 歳以上の高齢者であり、男性 5 名、女性 5 名の計 10 名を測定した。被験者の身体パラメータと既往歴等は以下(表 3-2)の通りである。

表 3-2 高齢者歩行実験被験者の身体パラメータと既往歴

| 被験者 | 性別 | 年齢(歳) | 身長(m) | 体重(kg) | 既往歴(自己申告によるもの) |
|-----|----|-------|-------|--------|---------------------|
| A | 男 | 77 | 1.72 | 69 | 特になし |
| B | 男 | 75 | 1.67 | 64 | 第 3・4 腰椎骨折, 左上腕筋萎縮症 |
| C | 男 | 78 | 1.60 | 62 | 変形性膝関節症(左) |
| D | 男 | 65 | 1.67 | 59 | 右膝に痛みあり(可動域制限なし) |
| E | 男 | 74 | 1.74 | 68 | 右膝に違和感あり |
| F | 女 | 74 | 1.47 | 44 | 骨粗鬆症, 右膝に痛みあり |
| G | 女 | 79 | 1.50 | 39 | 腰椎すべり症(軽度) |
| H | 女 | 60 | 1.51 | 55 | 特になし |
| I | 女 | 60 | 1.57 | 51 | 左膝, 腰に痛みあり |
| J | 女 | 74 | 1.54 | 61 | 左足関節内外果骨折 |

3.3.9. 試技

3.2 模擬跛行実験と同様、図 3.9 のように床面に前後方向に埋め込んだ 2 枚のフォースプレートのうち、被験者の歩行方向から見て手前側 1 枚目のフォースプレートを右下肢で、2 枚目を左下肢で踏むよう被験者に指示をした。また、失敗をすることは問題ないことを伝え、視線を下に落とすことなく、被験者自身の通常歩行となるように指示をした。試技は 5～10 回程度行い、3～4 回程度の試技を成功試技として抽出し、それ以外を失敗試技として除外した。

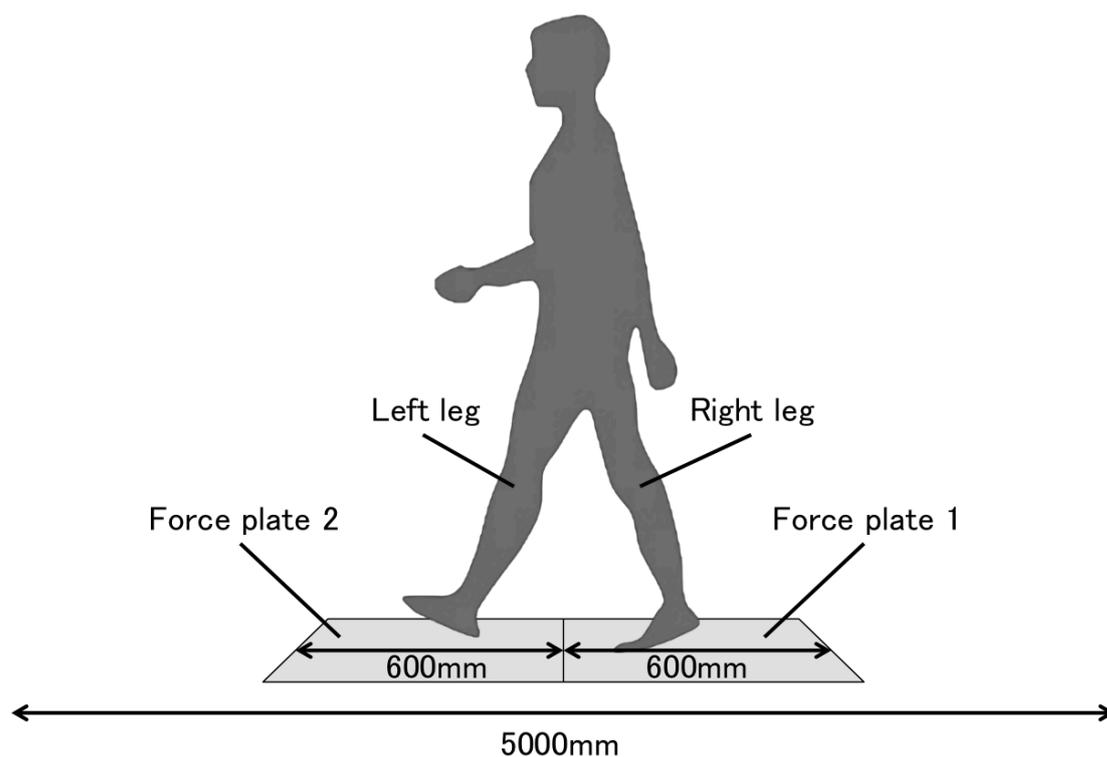


図 3.9 高齢者実験試技

第4章 モデルの精度検証

4.1. 本章の目的

本章では、第 5 章で記載した模擬跛行実験および高齢者歩行実験において測定したデータを用いて、本研究で提案する全身の剛体リンクセグメントモデル(全身モデル, モデル B)と本研究で提案する体節数を減らした全身の剛体リンクセグメントモデル(上半身縮約全身モデル, モデル C)の評価を行い、その精度を検証することを目的とする。

以後、結果は非公開

第5章 実験データシート

5.1. 実験データの提供

高齢者実験の被験者に、実験データシートを作成した（図 5.1）。記載情報は以下の項目である。すべての成功試技において、2～3 歩行周期分のデータを取得しており、測定可能なすべてを算出し、その平均値を示した。

- 歩行実験データシート

1. 歩幅

歩幅は、最も容易に歩行を評価することができる測定項目の一つであり、筋力低下等の体力の低下を示唆する一つ的手段となる。歩幅の変化は非常に緩徐的であり、日常生活の中で歩幅を気にすることはほとんどない。このような歩行解析を行うような場がなければ気づくことができないため、歩幅の掲載は有用だと考えた。

歩幅の算出方法はモーションキャプチャシステムにより取得した左右の踵骨隆起の位置を基準として行った。左右の踵接地時刻を算出し、その時刻での同側踵骨隆起の位置座標を取得する。右歩幅は、ある右踵接地時の右踵骨隆起の位置から次の右踵接地時の右踵骨隆起の位置までの位置ベクトルを算出し、グローバル座標系における Y 軸成分(前後方向)を歩幅とした。歩幅の単位は cm で算出した。左歩幅も右歩幅と同様の方法で算出した。

2. 遊脚期におけるつま先高さの最低値

遊脚期におけるつま先高さの評価は、つまずきによる転倒の予防にもつながり、有用であると考えた。モーションキャプチャシステムにより取得した左右の足先の位置を基準とした。歩行周期を区切り、遊脚期の足先の位置を取得する。遊脚期の足先の高さは、グローバル座標系における足先の位置座標の Z 軸成分(鉛直方向)と一致する。遊脚期の足先の高さは、つま先離地直後が一番低い値を示してしまう。そのため、つま先離地後、最初に足先の速度ベクトルの Z 軸成分が正から負に移り変わる境界の時刻を算出した。この時刻は、足先が一度上昇した後には下降し始める時刻である。その時刻から踵接地までの区間における足先位置の Z 軸成分の最低値がつまずきを誘発する原因と考え、この最低値を遊脚期におけるつま先高さの最低値として算出した。

3. 歩行スピード

歩行スピードは歩幅に関係しており、歩幅同様最も容易に測定することがで

きる項目の一つである。筋力低下等の体力の低下を示唆する手段としても挙げられるため、歩行スピードを算出した。

歩行スピードの算出は、モーションキャプチャシステムにより取得した位置座標から算出した身体重心位置を基準として行った。歩行周期を区切り、1歩行周期における身体重心位置の移動距離をそれにかかった時間で除すことで算出した。身体重心位置の移動距離は、任意の踵接地時刻の身体重心位置から、次の同側踵接地時刻の身体重心位置までの位置ベクトルのY軸成分とした。

4. 遊脚下肢の関節角度（屈曲-伸展方向のみ）

遊脚期のつま先高さに影響する遊脚下肢の関節角度を測定することで、つまずきによる転倒の予防に繋がると考え、遊脚下肢の関節角度を算出した。

モーションキャプチャシステムにより取得した下肢関節の位置座標から関節の角度を算出した。歩行周期を区切り、遊脚期における下肢関節の屈曲-伸展（足関節は底屈-背屈）角度を算出した。下肢の各関節の角度は、米本ら[19]の関節可動域表示ならびに測定法に則って算出した。

5. その他

その他、被験者からあらかじめ聴取しておいた身長や体重、年齢、既往歴等を記載した。コメントには、得られたデータから考えられる事項を記載した。

また、歩幅、歩行スピードに記載のある性別、年代別の平均値は、基礎運動学第6版[8]のP382、表8-1「健常者の歩行周期変数(1)」に記載されているデータから歩幅、歩行スピードを引用した。ただし、歩行スピードにおいては、1秒あたりの歩行スピード(cm/sec)であったため、分速の歩行スピード(m/min)に変換して掲載した。

歩行実験 フィードバックシート

実験日：2016.07.22

場所：慶應義塾大学湘南藤沢キャンパス

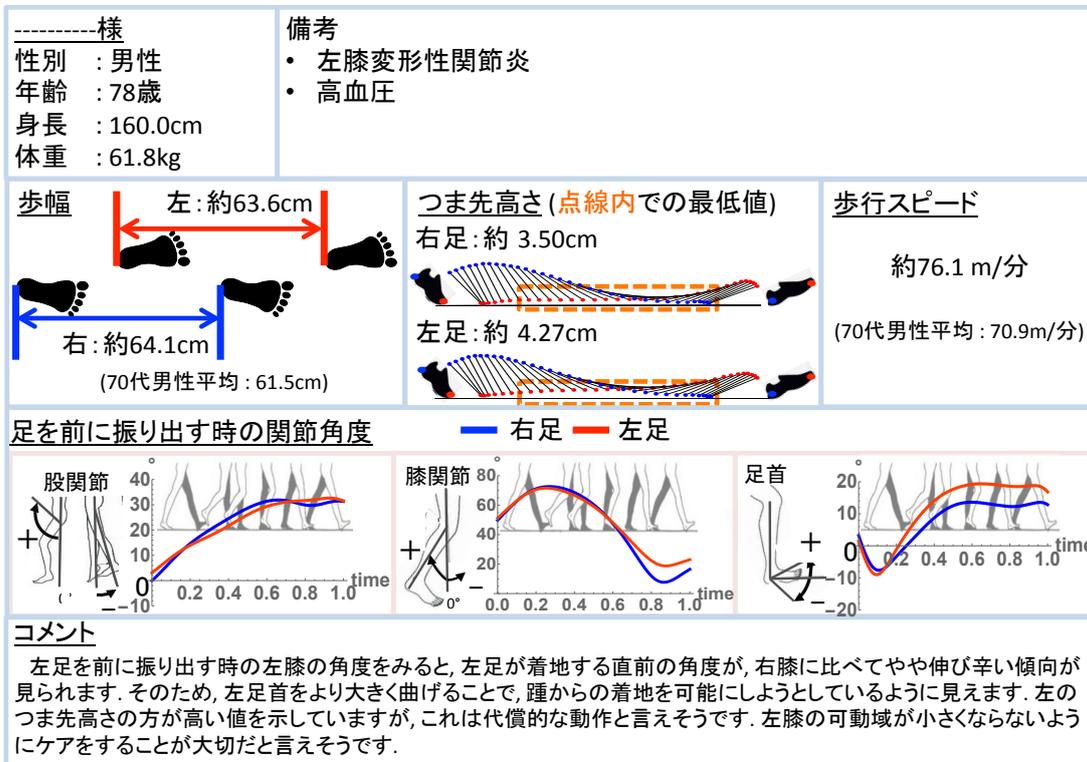


図 5.1 高齢者歩行実験で送付した実験データシート(一例)

第6章 終章

6.1. フォースプレートを用いない歩行解析方法のまとめ

6.1.1. 本研究で提案した「全身の剛体リンクセグメントモデル」および「体節数を減らした全身の剛体リンクセグメントモデル」の評価

本研究で、フォースプレートを用いない歩行解析方法の評価として、「古典的な下肢の剛体リンクセグメントモデル(古典的下肢モデル, モデル A)」を基準に、本研究で提案した「全身の剛体リンクセグメントモデル(全身モデル, モデル B)」および「体節数を減らした全身の剛体リンクセグメントモデル(上半身縮約全身モデル, モデル C)」、「上半身縮約全身モデルで推定した床反力を用いた古典的下肢モデル(モデル A')」を比較し、その精度検証をすることで、本研究で提案したそれぞれのモデルを評価した。その結果、以下のことが示された。

表 6-1 本研究での検証結果

| | モデル B | モデル C | モデル A' |
|-------------|-------|-------|--------|
| 床反力の推定 | ○ | ○ | - |
| 股関節関節間力の推定 | ○ | ○ | - |
| 股関節関節トルクの推定 | △ | △ | ○ |

○ : 3軸すべて推定可能

△ : 1部の軸において推定可能

- : 対象外

本研究では、「モデル B」および「モデル C」を用いることで、フォースプレートを用いることなく床反力と各関節の関節間力を高い精度で推定することが可能であることを示すことができた。関節トルクの算出には、本研究で提案したモデルでは圧力中心位置 Cop の取得が必要となり、本研究ではフォースプレートから取得した圧力中心位置 Cop とモデル C で推定した床反力 C を用いて古典的下肢モデルを利用した「モデル A'」において、高い水準で推定することが可能であることを示すことができた。このことから、フォースプレートを用いずに圧力中心位置を取得する方法を確立することができれば、フォースプレート

を用いずに関節トルクまで算出することができる可能性も示唆された。

6.1.2.各モデルの特徴

古典的下肢モデル(モデル A)、全身モデル(モデル B)、上半身縮約全身モデル(モデル C)の有用性を表 6-2 に示した。

表 6-2 各モデルの特徴

| | モデル A | モデル B | モデル C | モデル A' |
|------------------|----------------|-------|----------------|----------------|
| フォースプレートが不要 | × | ◎ | ◎ | △ |
| マーカー数が少ない | ◎ (12~20 個) | × | ◎ (13~21 個) | ◎ (13~21 個) |
| 床反力の取得 | ◎ | ○ | ○ | - |
| 関節間力の取得 | ○ | ○ | ○ | - |
| 関節トルクの取得 | ○ | △ | △ | ○ |
| 上肢の関節間力・関節トルクの取得 | × | ○ | × | × |
| 杖持ち歩行 | ○ | △ | △ | △ |
| 平行棒内歩行 | ○ | △ | △ | △ |
| 階段昇降 | △ | ○ | ○ | △ |
| 不整地歩行 | × | ◎ | ◎ | △ |
| 診療報酬 | ○ | ○ | ○ | ○ |

◎ : 非常に有効

○ : 有効

△ : 一部有用, もしくは一定の条件下で有用

× : 不可能, もしくは実現困難

- : 対象外

表 6-2 のように、フォースプレートが不要と言う点では、モデル A と比較してモデル B、モデル C が有用である。特にモデル C では、モデル A と比較して、マーカー数を 1 つ増やすだけでフォースプレートを不要にすることができ、時間と場所の限られた臨床において、最も有用であると言える。また、モデル B およびモデル C ではフォースプレートが不要なことから、平地での歩行に限らず、階段昇降や不整地歩行など、位置座標の取得さえ可能な場所であれば、その動態を測定することが可能であるということを示唆でき、歩行の段階

的なリハビリテーションの過程においても有用であると言える。

モデル B で最も有用なのは上肢の関節間力や関節トルクの算出が可能であるという点である。マーカー数がモデル A, モデル C と比較すると約 2 倍になるが、上肢の動作が完全に非対称となった場合でも、上肢の動態を測定することができ、それらを考慮して関節間力や関節トルクを算出することができる。

その他に、モデル B およびモデル C の欠点として挙げられるのは、歩行のリハビリテーションの過程における初期段階の平行棒内での歩行や杖の歩行の測定が困難であるという点である。この点では、モデル A が有用であり、フォースプレートを用いることで下肢の関節間力や関節トルクを算出することができる。しかし、平行棒の棒や杖先に、力を測定する 3 軸の力センサを内蔵し、平行棒や杖に作用している力を測定することができれば、モデル B およびモデル C でも測定が可能となることが予想できる。

以上のように各モデルにおいて有用性が異なり、利点や欠点がある。そのため、フォースプレートの有無や時間、測定試技等に合わせてモデルを選ぶことが重要である。

6.2. 測定データの可視化方法のまとめ

6.2.1. 動的時間伸縮法を用いたアニメーションによる可視化

本研究では、歩行に要する時間を規格化せず、異なる時系列データとして比較することができる動的時間伸縮法(DTW 法)を採用して歩行を比較する方法を提案した。DTW 法を用いる利点と欠点は以下の通りである。

利点

- 長さの異なる時系列データの比較が可能
- 歩行周期に要する時間自体の評価が可能
- 歩行スピードにより変化するとされている運動学・運動力学的なパラメータの特徴を消滅させることなく評価が可能
- リハビリテーションの過程の評価として有用

欠点

- 比較する区間を正確に区切らなければならない
- 計算量が膨大

DTW 法において最も有用であるのは、長さの異なる時系列データの比較が可能である点と言える。ただし、比較する区間を正確に区切らなければならない点が欠点として挙げられる。本研究では、踵接地およびつま先離地を自動で判定しているため、正確な踵接地およびつま先離地の時刻を切り取ることは難しいが、ほとんどの試技において±0.05sec 以内の精度で推定しており、歩行は比較的区切ることが容易な動作と言える。計算量が膨大になるという欠点も、探索窓とよばれる条件をつけることでその計算量を削減することもできるため、歩行解析において DTW 法を使用することは有用であると言える。

この DTW 法を用いた比較方法を、本研究ではアニメーションにより示した。既述のように、膨大なパラメータの中から偏差の大きい関節や体節の場所とそのパラメータを一目で表示することが可能となり、偏差のあるパラメータを探索する時間と手間を省くことができ、臨床において有用であることが示唆できたと考える。

6.3. 研究の展望と応用事例

6.3.1. 圧力中心位置の取得 -大型圧力センサシートの導入-

本研究では、関節トルクの算出には圧力中心位置 Cop が必要であるということが示唆された。よって、フォースプレートを用いずに圧力中心位置を取得することが、今後の発展には必要である。その取得方法は、位置座標から推定する方法があるが、現在研究を進める絨毯様の大型圧力センサシートを用いることが有用であると考えている。この圧力センサシートは、フォースプレートとは異なり、絨毯様で 15m(2017 年 1 月現在)の連続した歩行路であるため、「フォースプレート 1 台の枠内を跨ぐことなく 1 歩ずつ歩く」という制約条件がない。よってより自然歩行に近い歩行を測定することができるかと期待されている。本センサによって圧力中心位置の測定はもちろん、歩幅や歩隔、歩行スピード等を瞬時に算出できるため、圧力中心位置の取得に利用するだけでなく、患者に有用な運動学的な情報の提供も即時的に可能である。今後は、この大型圧力センサシートの精度検証を行うと共に、床反力や関節間力の推定のみならず、関節トルクの推定を可能にするフォースプレートを用いない歩行解析モデルを提案していくことが望まれる。

6.3.2. 定期検診における歩行解析の有用性

本研究で提案してきたフォースプレートを用いない歩行解析方法とその可視化の方法が普及し、例えば全国の定期検診や健康診断等で導入されるようになれば、毎回の検査で歩行データを測定し、それらを蓄積することができるようになる。そうなれば、患者は、過去に測定したデータと、当日測定した現在のデータとを比較することが可能となる。患者は、緩徐的に進行する運動疾患に気付く機会となる。筋力低下の早期発見であれば、理学療法士による筋力トレーニングの指導により、筋力の維持が期待出来る。筋力低下以外の疾患であっても、早期発見により、医師による早期診察・診断・治療を受けることができる。これまでのように、痛みなどの異常をきたしてから通院するのではなく、異常の傾向を歩行解析で見つけることで、早期治療へとつながり、患者の ADL(日常生活動作)の維持、QOL(人生の質)の向上を図ることが期待出来る。

また、理学療法士や医師は、多くの歩行データを蓄積することができる。将来的には、ある疾患に陥る人々の傾向が、あるパラメータから予測することが可能になることも予想され、前向きコホート研究のシステムとしても活躍が期待できる。

参考文献

- [1] 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志. 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定 (1 部 形態と運動の計測). *バイオメカニズム*, 1992, 11; pp23-33
- [2] 大桃諭, 陳漢雄, 古瀬一隆, 大保信夫. タイムワーピングに基づく時系列データの類似検索. *DBSJ*, 分冊, 4: pp17-20.
- [3] 廣瀬俊一. 老年者のリウマチ性疾患. *日本老年医学会雑誌*, 1995, 32.3: pp 163-167.
- [4] HODRICK, Robert J., PRESCOTT, Edward C. Postwar US business cycles, an empirical investigation. *Journal of Money, credit, and Banking*, 1997, pp 1-16.
- [5] 倉林準; 持丸正明; 河内まき子. 股関節中心推定方法の比較・検討. *バイオメカニズム学会誌*, 2003, 27. 1- pp 29-36
- [6] Masahide Murakami, Masato Iwase, Kazuya Seo, Yuji Ohgi, Reno Koyanagi. High-speed video image analysis of ski jumping flight posture. *Sports Engineering*, 2014, 17.4: pp 217-225.
- [7] 宮崎信次, 岩倉博光. 歩行評価のための床反力連続計測装置. *医用電子と生体工学*, 1977, 15.7: pp 487-492.
- [8] 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩. 基礎運動学第 6 版, 医歯薬出版
- [9] 西川健. スポーツにおける怪我のリスク軽減とパフォーマンス向上のための下肢姿勢の研究. 慶應義塾大学大学院修士論文, 2014
- [10] 越智文雄, 高塚博, 陳隆明, 古川宏「運動療法機器・作業療法機器の使用頻度およびその効果」に関するアンケート調査結果. *Jpn J Rehabil Med VOL*, 2008, 45.9: p 559.
- [11] 尾田十八, 安田篤. 足圧分布による正常歩行の力学的分析. *日本機械学会論文集 A 編*, 1991, 57.536: pp994-999.
- [12] 大橋正洋, 江原義弘. 特集: 整形外科と ME 歩行分析の臨床応用と問題点. *BME*, 1990, 4.5: pp 40-48.
- [13] 大橋正洋, 江原義弘, 山本澄子. 特報 歩行分析をめぐる動向・歩行分析検査の診療報酬点数化. *クリニカルリハ* 2000; 9: pp 1024-1030
- [14] 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久, 森丘保典. 日本人高齢者の身体部分慣性特性 (2 部 調節). *バイオメカニズム*, 1996, 13- pp 125-139
- [15] Perry J. ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版, 2007: pp 31-50.
- [16] 迫江博昭, 千葉成美. 動的計画法を利用した音声の時間正規化に基づく連続単語認識. *日本音響学会誌*, 1971, 27.9: pp483-490.
- [17] 桜井進一, 坂本雅昭, 中澤理恵, 川越誠, 加藤和夫. 小型 3 軸加速度計を用いた歩行時下腿運動分析の再現性の検討. *理学療法科学*, 2010, 25.1: pp 7-12.
- [18] 山崎信寿. 大型床反力計による歩行運動の定量的評価 (3 部 歩行と解析). *バイオメカニズム*, 1978, 4- pp 177-185. (波形が変わるやつ)

- [19] 米本恭三, 石神重信, 近藤徹. 関節可動域表示ならびに測定法. リハビリテーション医学, 1995, 32.4: pp 207-217.
- [20] 吉川政己. 老年医学の現状と将来. 日本老年医学会雑誌, 1969, 6.2: pp 99-106.
- [21] 財前 知典, 小関 博久, 多米 一矢, 川崎 智子, 小谷 貴子, 田中 亮, 平山 哲郎, 小関 泰一, 清川 一樹, 川間 健之介. 後足部レベル横アーチパッドが膝関節および骨盤前方加速度に与える影響. 理学療法科学, 2011, 26.5: pp 625-629.
- [22] 財前 知典, 小関 博久, 田中 亮, 川崎 智子, 小関 貴子, 多米 一矢, 平山 哲郎, 小関 泰一, 川間 健之介. 足底接地の速さと後足部レベル横アーチパッドが歩行時下肢筋活動に与える影響. 理学療法科学, 2013, 28.1: pp 45-48.
- [23] 臨床歩行分析研究会. DIFF 解説書. 歩行データ・インターフェイス・ファイル活用マニュアル歩行データフォーマット標準化, 改訂版 Ver.1992.06.1992.