

学位論文要旨（修士（工学））

論文著者名 山本 祐輔

論文題名：車両乗員の身体挙動を再現する身体運動生成モデルの開発

近年、自動車や鉄道などのモビリティ開発において、ユニバーサルデザインの観点から人間を考慮した設計が求められている。そのような設計において、バーチャルプロトタイピングとして、数値シミュレーションを用いる方法は有用である。人間工学や福祉工学の分野では、数値シミュレーション技術の発展は著しく、様々な解析が可能になってきている。例えば、デジタルヒューマン技術、衝突安全に関する人体ダミーモデルを用いた検討、介護者の負担を評価するシミュレーションなど、人体をコンピュータ上で表現可能な数値シミュレーションなどが開発されている。このような数値シミュレーションは、身体運動をコンピュータ上で解析することにより、評価実験を行うことなく、身体挙動の評価を行うことができる。その利点としては、開発コストの削減、安全性の問題や身体パラメータの変更が容易である点などが挙げられる。また近年は、少人数の乗車を想定した小型の車両開発が盛んになっている。車両の重量が小さいほど、車両運動が乗員に及ぼす影響や、運転操作などの乗員の挙動が車両運動に及ぼす影響が大きくなるため、車両開発において、数値シミュレーションによる解析を行う必要性が高まってきている。

著者らは、車両乗車時の身体挙動評価を行う手法の一つとして、汎用ソフトウェアと自作の身体運動生成シミュレーションモデルを組み合わせ、車両運動から身体負荷までを総合的に評価が可能な統合的動解析システムを開発している。統合的動解析システムは三つの独立したモデルから構成され、そのうちの一つである自作の身体運動生成モデルはまだ開発途中である。そこで本研究では、身体運動生成のシミュレーションモデルの開発を行い、統合的動解析システム全体のユーザーインターフェースの改良を行うことで、車両開発において利用可能なシステムにすることを目的とする。本報では、身体運動生成モデルの概要を説明する。そして、人体計測実験の計測結果と比較し、実験結果との差異を示す。そして、運動の意図を表す意志力に着目し、そのパラメータの効果について検討を行う。さらに、そのパラメータについて探索計算を行い、得られたパラメータについて検討を行う。そして、統合的動解析システムに関してダブルレーンチェンジ時におけるシミュレーション結果の一例を示し、得られた結果について検討する。さらにシート的设计開発現場を想定し、統合的動解析システムのユーザーインターフェースを改良し、改良後の解析例を挙げることで、システムの有用性を述べる。

次に本論文の各章の概略を述べる。

第一章では、本研究の背景と研究目的を示す。

第二章では、身体運動性モデルの概要を説明する。次に、最適化を行う際人用いる遺伝的アルゴリズムについて説明する。

第三章では、二章で示したモデルを用いて横方向加速度による身体挙動を再現し、実験結果との差異を示す。次に、モデルに定義されている意志力に着目し、これが身体挙動に及ぼす影響について調査を行った結果を示す。そして、意志力に関して最適化を行った結果を示す。

第四章では、身体運動生成モデルと、車両モデル、筋骨格モデルを統合したシミュレーションシステムの概要を説明し、システムの有用性について述べる。

第五章では、以上のまとめとして、本研究で得られた結論と今後の課題を示す。

目次

| | | |
|-------|----------------------|----|
| 第 1 章 | 序論 | 1 |
| 1.1 | 研究背景 | 1 |
| 1.2 | 研究目的 | 3 |
| 第 2 章 | 身体運動生成モデル | 4 |
| 2.1 | モデル概要 | 4 |
| 2.2 | 運動生成の概要 | 6 |
| 2.2.1 | 身体運動座標系の定義 | 6 |
| 2.2.2 | 運動代表点の定義 | 8 |
| 2.2.3 | 運動代表点の軌道生成 | 9 |
| 2.2.4 | 逆モデルベースによる運動指令生成 | 9 |
| 2.2.5 | 順モデルベースによる運動指令生成 | 10 |
| 2.3 | 関節受動抵抗 | 12 |
| 2.3.1 | 論文値の比較 | 12 |
| 2.3.2 | 関節受動抵抗の定義 | 23 |
| 2.4 | 接触力の定義 | 24 |
| 2.5 | 接触点位置の定義 | 25 |
| 2.5.1 | 人体の表面形状を考慮した接触点位置の決定 | 25 |
| 2.5.2 | シートパラメータの定義 | 27 |
| 2.5.3 | サイドサポートの定義 | 28 |
| 2.6 | 遺伝的アルゴリズム | 29 |
| 2.6.1 | パラメータ探索の特徴 | 29 |
| 2.6.2 | 遺伝的アルゴリズムの概要 | 29 |
| 2.6.3 | 目的関数の選定 | 30 |
| 2.6.4 | 数値積分法 | 30 |
| 2.6.5 | シミュレーション条件 | 31 |
| 2.6.6 | コンピュータ環境 | 31 |
| 第 3 章 | 実験結果とシミュレーション結果の比較 | 32 |
| 3.1 | 横方向加速度模擬実験 | 32 |
| 3.1.1 | 実験概要 | 33 |
| 3.1.2 | 実験用座席 | 34 |
| 3.1.3 | 実験条件 | 35 |

| | | |
|-------|---------------------------|----|
| 3.2 | 身体挙動再現シミュレーション | 37 |
| 3.2.1 | 座標時刻歴の比較 | 37 |
| 3.2.2 | 体幹の揺れ角度の比較 | 42 |
| 3.3 | 関節受動抵抗の変更によるシミュレーション結果の比較 | 44 |
| 3.4 | 意志力の変更 | 47 |
| 3.4.1 | 変更する意志力 | 47 |
| 3.4.2 | 意志力の変更によるシミュレーション結果の比較 | 48 |
| 3.5 | 探索計算 | 50 |
| 3.5.1 | 探索パラメータの選定 | 50 |
| 3.5.2 | シミュレーション結果 | 50 |
| 第4章 | 統合的動解析システム | 56 |
| 4.1 | システム概要 | 56 |
| 4.1.1 | 車両モデル | 57 |
| 4.1.2 | 筋骨格モデル | 58 |
| 4.2 | 解析結果の一例 | 59 |
| 4.2.1 | 車両モデル | 59 |
| 4.2.2 | 身体運動生成モデル | 65 |
| 4.2.3 | 筋骨格モデル | 68 |
| 4.3 | 設計支援ツールとしてのユーザーインターフェース改良 | 75 |
| 4.3.1 | 主要パラメータの変更システム | 75 |
| 4.3.2 | シートの乗り心地評価システム | 78 |
| 第5章 | まとめ | 81 |
| 5.1 | 結論 | 81 |
| 5.2 | 今後の課題 | 81 |
| | 参考文献 | 82 |

第1章 序論

1.1 研究背景

近年、自動車や鉄道などのモビリティ開発において、ユニバーサルデザインの観点から人間を考慮した設計が求められている。そのような設計において、バーチャルプロトタイプングとして、数値シミュレーションを用いる方法は有用である。人間工学や福祉工学の分野では、数値シミュレーション技術の発展は著しく、様々な解析が可能になってきている。例えば、デジタルヒューマン技術⁽¹⁾⁽²⁾、衝突安全に関する人体ダミーモデルを用いた検討⁽³⁾、介護者の負担を評価するシミュレーション⁽⁴⁾など、人体をコンピュータ上で表現可能な数値シミュレーションなどが開発されている。このような数値シミュレーションは、身体運動をコンピュータ上で解析することにより、評価実験を行うことなく、身体挙動の評価を行うことができる。その利点としては、開発コストの削減、安全性の問題や身体パラメータの変更が容易である点などが挙げられる。また近年は、パーソナルモビリティ・ビークル (PMV)⁽⁵⁾⁽⁶⁾や軽自動車など、少人数の乗車を想定した小型の車両開発が盛んになっている。このような小型車は、車両重量が小さいことから、相対的に人体の質量の割合が大きくなる。そのため、車両の重量が小さいほど車両運動が乗員に及ぼす影響や、運転操作などの乗員の挙動が車両運動に及ぼす影響が大きいと考えられる。よって、車両開発において、数値シミュレーションによる解析を行う必要性が高まってきている。

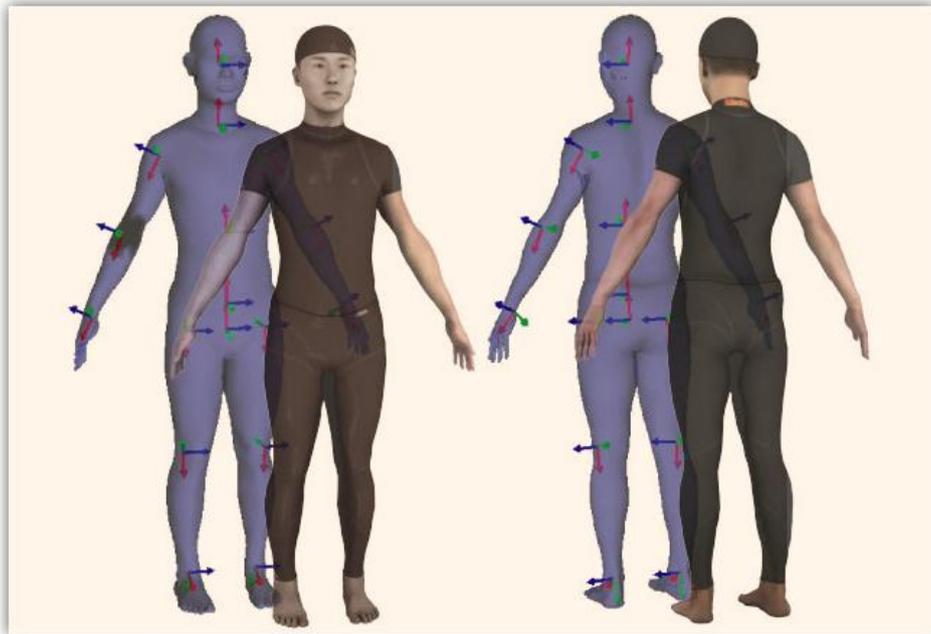


Fig. 1.1 デジタルヒューマン技術⁽⁷⁾



Fig. 1.2 倒立振り子型平行二輪車を用いた例⁽⁸⁾

1.2 研究目的

乗員の力学特性を考慮する汎用のソフトウェアとして、これまで車両-乗員系の連成振動特性を把握するためのシミュレーションシステム⁽⁹⁾、人間-機械系の等価インピーダンス特性を解析できるシステム⁽¹⁰⁾、自動車の衝突事故の際に生じる人体への影響をシミュレーションするバーチャル人体モデル⁽¹¹⁾などが開発されている。しかし、汎用のソフトウェアには、個々の解析に特化したシミュレーションモデルはあるが、車両運動から生体内負荷まで一貫した解析を行うための解析ツールは実現されていない。そこで、著者らは、車両乗車時の身体挙動評価を行う手法の一つとして、汎用ソフトウェアと自作の身体運動生成シミュレーションモデルを組み合わせ、車両運動から身体負荷までを総合的に評価が可能な統合的動解析システムを開発している⁽¹²⁾。本システム開発のロードマップを図 1.3 に示す。本システムの開発は、まず、統合的動解析システムの構築を行い、その後、シミュレーションの妥当性の検証実験を行い、システムを改良していくことで進める。最終的には、車両開発において利用可能なシミュレーションシステムを目標とする。これまで、シミュレーションシステムの統合化と、妥当性検証のための人体計測実験⁽¹³⁾が行われた。そこで本研究では、身体運動生成のシミュレーションモデルの開発を行い、統合的動解析システム全体のユーザーインターフェースの改良を行うことで、車両開発において利用可能なシステムにすることを目的とする。本報では、身体運動生成モデルの概要を説明する。そして、人体計測実験の計測結果と比較し、実験結果との差異を示す。そして、運動の意図を表す意志力に着目し、そのパラメータの効果について検討を行う。さらに、そのパラメータについて探索計算を行い、得られたパラメータについて検討を行う。そして、統合的動解析システムに関してシミュレーション結果の一例を示し、ユーザーインターフェースの改良について述べる。

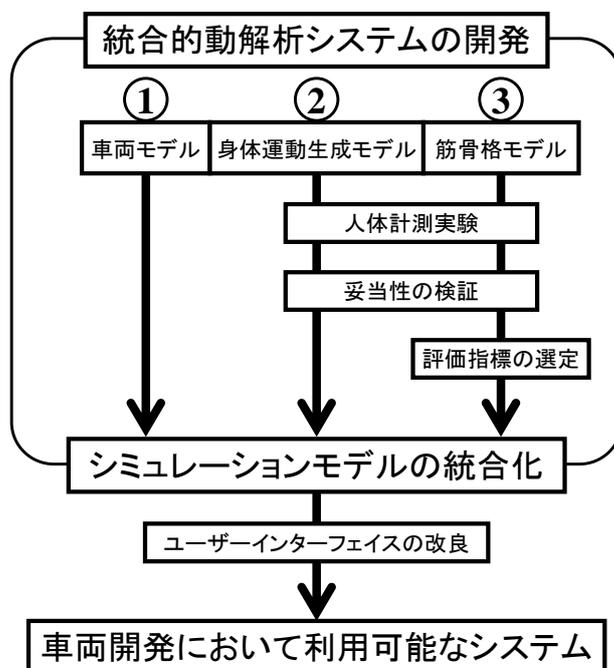


Fig. 1.3 システム開発のロードマップ

第 2 章 身体運動生成モデル

2.1 モデル概要

ここでは, 身体運動生成モデルの概要について述べる. 図 2.1 に, 身体運動生成モデルを示す. 図 2.1 のようなモデルに対して, シートからの変位データや, ピッチ, ロールなどの角度データを与えることにより, シートや床との反力から関節駆動モーメントを算出し, 順動力学計算を行うことで身体運動を生成する. 図 2.1 において青色の線は, シートや床と, モデルとの間に生じる反力を示している. 図 2.2 に身体運動生成モデルのセグメント分割を示す. 体幹部分は, 頭部, 頸部, 胸部, 腰上部, 腰下部, 骨盤部の 6 節, 下肢は大腿部, 下腿部, 足部の 3 節, 上肢は肩部, 上腕部, 前腕部, 手指部の 4 節からなり, 全身で 20 節を有する. 関節自由度は, 頭部と頸部, 頸部と胸部, 胸部と腰上部, 腰下部と骨盤部では前後屈, 側屈, 回旋の 3 自由度, 骨盤と大腿部, 肩部と上腕, 前腕と手指部では, 屈伸, 内外転, 回旋の 3 自由度, 胸部と肩部では, 内外転, 上下方回旋の 2 自由度, 下腿と足部では, 屈伸, 回旋の 2 自由度, その他関節では 1 自由度を有し, 全身で 43 関節自由度となっている. また, 身体各節の慣性特性, 関節受動特性が考慮され, さらに姿勢保持のための運動制御モデルを有している. 身体各節の質量や慣性モーメントなどのパラメータの値は Chandler ら⁽¹⁵⁾の文献を参照し決定している. なお, このモデルでは身体の駆動力として, 関節モーメントを仮定しており, 個々の筋の活動状態は考慮していない.

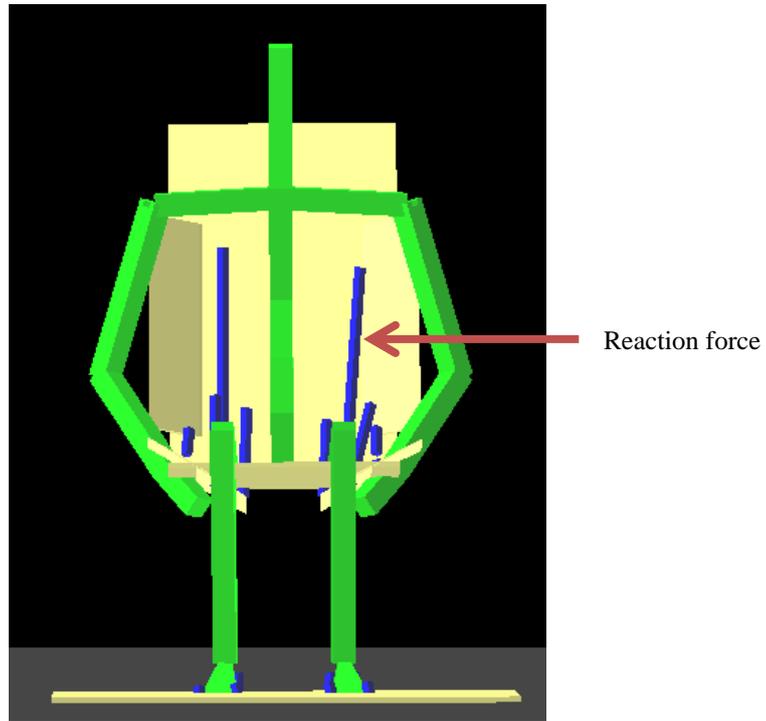


Fig. 2.1 身体運動生成モデル

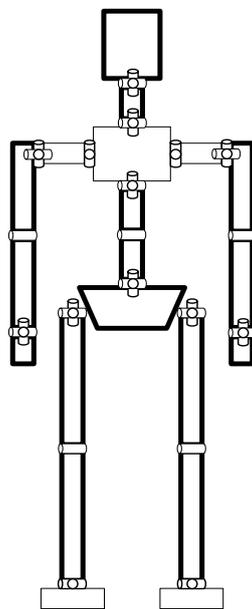


Fig. 2.2 身体運動生成モデルのセグメント分割

2.2 運動生成の概要

2.2.1 身体運動座標系の定義

ここでは、本モデルの運動生成の概要について述べる。運動生成の概要を図 2.3 に示す。

まず、固定された空間座標系に対して移動可能な車両座標系を定義した。図 2.4 に、身体運動生成モデルの座標系の定義を示す。車両によっては乗員の座るシートと車両との間にさらに自由度を想定する必要も考えられるが、ここでは簡単化のため、シートは車両座標系に固定とした。よって、車両の動きは一つの座標系で記述されることになる。座標系としてはこの車両座標系のほか身体運動を記述するための基準座標系（身体運動基準座標系）を別途定義する必要が考えられた。車両が静止あるいは等速直線運動をしている場合は身体に作用する加速度は重力加速度のみであり、車両座標系と身体運動基準座標系は同一とみなすことができる。しかし、車両が加速度運動をしている際には、身体に作用する加速度は重力加速度と車両運動による加速度との合ベクトルとなる。そのため、身体運動基準座標系の上下座標軸は重力加速度ベクトルによって定義する場合と、車両加速度ベクトルと重力加速度ベクトルの合ベクトルで定義する場合の二通りを選択可能とした。身体運動基準座標系を重力加速度ベクトルのみによって規定することは、車両の加速度の影響を知覚せずに身体の姿勢や運動を生成することに相当する。車両加速度を含めた合ベクトルによる身体運動基準座標系を規定することは、車両の加速度を身体が何らかの感覚受容器で知覚し、それに応じた運動を計画することに相当するとした。

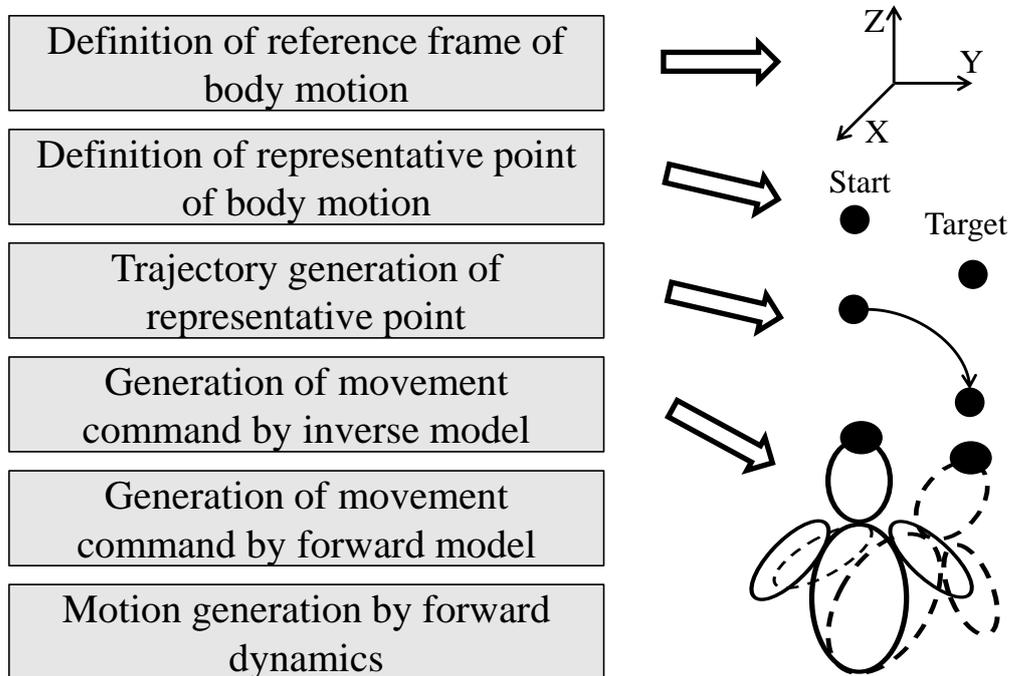


Fig. 2.3 運動生成の概要

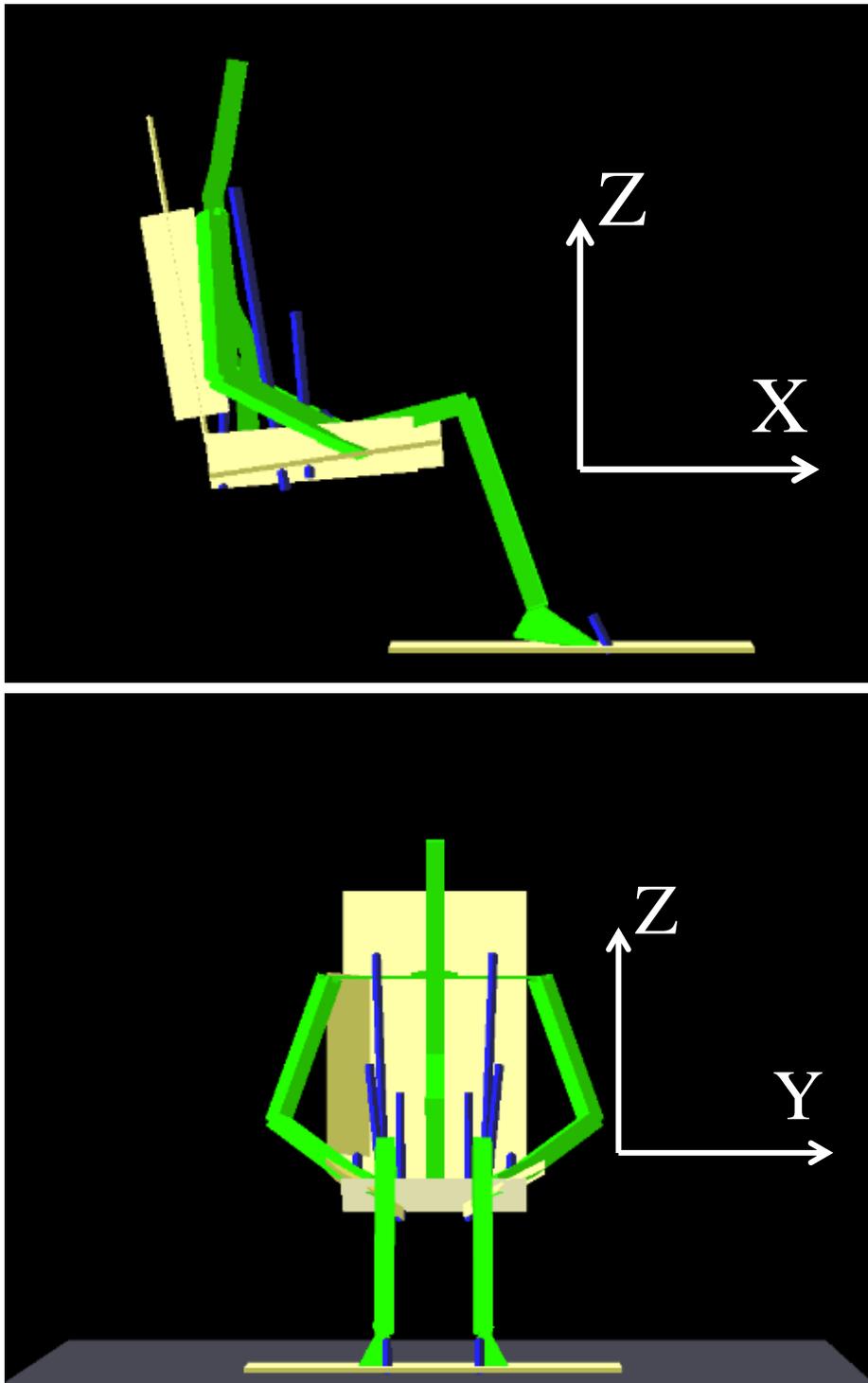


Fig. 2.4 身体運動生成モデルの座標系の定義

2.2.2 運動代表点の定義

運動代表点を定義する。運動代表点は、様々な身体運動をできるだけ簡便に定義、生成できるように、身体の各部位の任意の位置に運動代表点を定め、その運動軌道を定義できるようにされている。例えば、リーチング運動などの場合は手先の1点が運動代表点となる。体幹を直立化させる場合は頭頂部や頸部に運動代表点を定義する。これらの代表点は生成したい身体運動の種類に応じて適宜定めるものとした。例として、体幹を直立化させるために必要な運動代表点を図 2.5 に示す。図 2.5 は、頸部付近に定義された運動代表点が、頭頂部の目標位置へ向かって力を働かせ、体幹を直立化させている。この運動代表点の3次元位置を身体運動基準座標系によって記述することで生成する身体運動を定義することとした。すなわち、身体運動は運動代表点の初期位置から目標（終端）位置への移動として定義される。この座標位置は、他の運動代表点を基準とした相対的な座標値としても定義できるようにした。

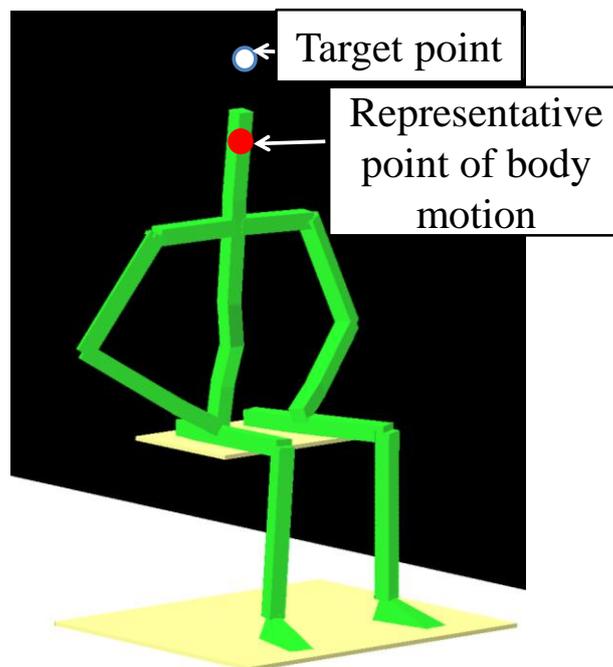


Fig. 2.5 運動代表点の一例

2.2.3 運動代表点の軌道生成

次に、与えられた運動代表点の初期位置から目標（終端）位置までを滑らかに結ぶ運動軌道を生成できるようにした。ここでは初期位置の座標値ならびに仮想速度ベクトルと目標位置の座標値と仮想速度ベクトルとをパラメータとする Ferguson 曲線によって軌道曲線を定義した。この仮想速度ベクトルは軌道の向きと曲線の曲率を定めるものであり、運動代表点の速度を直接的に定義するものではない。

運動軌道曲線を上記の方法によりあらかじめ規定すれば、運動代表点の運動は軌道曲線上に沿った 1 自由度運動とみなすことができる。この 1 自由度の運動は時間的に滑らかな運動であると仮定し、躍度最小モデル⁽¹⁶⁾により変化させることとした。躍度最小モデルによれば、その位置座標 x は以下のような単純な多項式により一意に決定することができる。

$$x = x_0 + (15\tau^4 - 6\tau^5 - 10\tau^3)(x_0 - x_f) \quad (2.1)$$

ここで τ は運動区間時間 T で基準化された正規化時間、 x_0 は始点、 x_f は終点位置である。このように簡便な式で滑らかな運動を実現できるが、単純な躍度最小モデルでは速度のピークは運動の中間時点で固定され、加速と減速のプロファイルが対称となる運動しか生成できず、多様な運動パターンの実現ができない。そのため正規化時間 τ を実時間 t に対して、次式のように非線形パラメータ ξ を用いて変換することで加減速のプロファイルを変更可能とした。

$$\tau = (t/T)^\xi \quad (2.2)$$

ここで、 T は運動区間時間である。この運動区間時間 T も運動を定義するパラメータの一つとして予め決定しておく必要がある。この運動区間は多様な動作を実現できるように、複数個定義できるようにし、それらのシミュレーションを時間的に連続して実行できるようにもした。

2.2.4 逆モデルベースによる運動指令生成

身体運動において、理想的な軌道が与えられた場合、この運動を実現するためには身体ダイナミクスの逆モデルに相当するモジュールによって、運動指令を求める計算理論が提案されている。本研究においても、身体ダイナミクスの逆モデルを考慮することで運動指令（関節駆動モーメント）を求める方法を考えた。脳の計算理論モデルの研究では身体のダイナミクスのモデル自体をどのように獲得するか、という点についても議論される場合があるが、ここでは簡単のため身体のダイナミクスを計算し得るモジュールはすでに脳内に存在していると考え、身体力学モデルの逆力学計算ルーチンを利用することとした。すなわち、関節角度などの身体の運動（関節）変位を q とすると身体力学系の逆モデルは次式のように与えられる。

$$n = M\ddot{q} + h(q, \dot{q}, f) \quad (2.3)$$

ここで、 M は慣性行列、 $h()$ はコリオリ力、遠心力、外力の影響を表わすベクトル、 f は身体に作用する外力、 n は筋による関節駆動モーメントである。

計画された軌道を実現し得る関節駆動モーメントを求めるため、前述の軌道計画により求められ

た軌道と現時点での身体の姿勢との差異に応じた仮想的な力を考え、これを内部逆モデルに作用する外力の一種とした。これを意志力と呼ぶことにする。すなわち、意志力 $\mathbf{f}_{intention}$ は以下のように求める。

$$\mathbf{f}_{intention} = k_1(\mathbf{p}_{current} - \mathbf{p}_{desired}) + k_2(\dot{\mathbf{p}}_{current} - \dot{\mathbf{p}}_{desired}) \quad (2.4)$$

ここで、 $\mathbf{p}_{current}$ は現時点での運動代表点の位置座標、 $\mathbf{p}_{desired}$ は軌道計画により求められた運動代表点の位置座標、 k_1, k_2 は係数である。この意志力を他の身体に作用する反力と同等の外力と扱い、次式のように逆モデルに与えれば、軌道計画の軌道を実現し得る関節駆動モーメント $\mathbf{n}(\mathbf{f}_{intention})$ が得られると期待できる。

$$\mathbf{n}(\mathbf{f}_{intention}) = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{f}, \mathbf{f}_{intention}) \quad (2.5)$$

しかし、意志力やその基となる目標軌道は必ずしも厳密に実現すべき運動を規定したものではない。例えば、複数の運動代表点を規定した場合、相互の動きにある程度の矛盾があってもそれを許容するようにすれば、身体運動の定義が容易になる。そもそも、意志力は実際には身体に作用していない仮想的な力であるため、力学的なつり合いを通常は満たさなくなる。また、筋負担の最小化のような生体力学的な負担に基づく運動生成を実現していない問題もある。さらには、逆モデルを単純に計算すると、関節自由度のみならず、身体と空間座標系との間の自由度に対する駆動力・モーメントが算出されてしまう。これらの点から以下のような身体運動の規範となり得るポテンシャルを考え、これを最小化する仕組みを導入することとした。ここでは次式のように意志力に相当する状態変数 \mathbf{u} を運動規範ポテンシャル $U_{inverse}$ の状態変数とし、意志力と一致し、かつ逆モデルによる関節駆動モーメントの総和を減少させるような状態変数 \mathbf{u} を得られるダイナミクスを考えた。

$$k_3 \frac{d\mathbf{u}}{dt} = -\mathbf{u} - k_4 \frac{\partial U_{inverse}(\mathbf{u})}{\partial \mathbf{u}} + \mathbf{f}_{intention} \quad (2.6)$$

$$U_{inverse}(\mathbf{u}) = \mathbf{n}(\mathbf{u})^T \mathbf{A}_1 \mathbf{n}(\mathbf{u}) \quad (2.7)$$

$$\mathbf{n}(\mathbf{u}) = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{f}, \mathbf{u}) \quad (2.8)$$

ここで $\mathbf{n}(\mathbf{u})$ は意志力相当の状態変数 \mathbf{u} を逆モデルに作用させた場合に得られる関節駆動モーメントである。 k_3, k_4 は係数、 \mathbf{A}_1 も重み係数行列であり、これは空間座標系と身体モデルとの間の自由度に対応する関節駆動モーメント・駆動力に対応する重みを相対的に大きくするようにした。また、式(6)におけるポテンシャルの勾配 $\partial U_{inverse} / \partial \mathbf{u}$ の計算は解析的に求めるのが困難であるため、実際の計算では摂動を与えた差分式によって求めるようにした。

2.2.5 順モデルベースによる運動指令調整

前述の逆モデルベースの運動指令生成モジュールにより、軌道計画に従い、かつ筋負担の小さい運動の生成が期待できる。しかしながら、身体モデルは多自由度で複雑である。また、逆モデルベースの計算と力学的に矛盾をきたす可能性のある意志力の考えを用いているため、軌道計画と生体力学的に妥当な運動の両立はこれだけでは困難であると考えられた。そのため、運動制御

のモデルとして身体ダイナミクスの順モデルを考慮し、順モデルベースの運動制御のメカニズムもさらに追加することとした。順モデルを用いれば、時間軸をある程度進ませた予見的な運動制御も可能となり、生体の巧みな動きの再現も期待できると考えた。

ここでは関節駆動モーメントに相当する状態変数 \mathbf{v} を仮定し、これによる運動規範ポテンシャル $U_{forward}(\mathbf{v})$ を定義し、これを減少させる以下のダイナミクスを定義した。

$$k_5 \frac{d\mathbf{v}}{dt} = -\mathbf{v} - k_6 \frac{\partial U_{forward}(\mathbf{v})}{\partial \mathbf{v}} + \mathbf{n}(\mathbf{u}) \quad (2.9)$$

ここで $\mathbf{n}(\mathbf{u})$ は逆モデルにより求められた関節駆動モーメント、 k_5, k_6 は係数である。運動規範ポテンシャル $U_{forward}$ は順モデルにより以下のようにして求めることとした。まず、関節駆動モーメント相当の状態変数 \mathbf{v} が与えられるとし、現時点（時刻 t ）での加速度 $\ddot{\mathbf{q}}(t)$ を順モデルにより推定する。

$$\ddot{\mathbf{q}}(t) = \mathbf{M}^{-1}\{\mathbf{v} - \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{f}, \mathbf{u})\} \quad (2.10)$$

この加速度 $\ddot{\mathbf{q}}(t)$ より時刻 $t + \Delta t$ の身体の運動変位、速度を次式のような簡単な時間積分より推定する。

$$\dot{\mathbf{q}}(t + \Delta t) = \ddot{\mathbf{q}}(t)\Delta t + \dot{\mathbf{q}}(t) \quad (2.11)$$

$$\mathbf{q}(t + \Delta t) = \dot{\mathbf{q}}(t)\Delta t + \mathbf{q}(t) \quad (2.12)$$

これより時刻 $t + \Delta t$ における運動代表点の位置、速度 $\mathbf{p}_{predicted}$ 、 $\dot{\mathbf{p}}_{predicted}$ を推定する。

$$\dot{\mathbf{p}}_{predicted} = \mathbf{f}_1(\dot{\mathbf{q}}(t + \Delta t), \mathbf{q}(t + \Delta t)) \quad (2.13)$$

$$\mathbf{p}_{predicted} = \mathbf{f}_2(\mathbf{q}(t + \Delta t)) \quad (2.14)$$

ここで $\mathbf{f}_1, \mathbf{f}_2$ は身体構造の順運動学モデルにより関節変位・速度から運動代表点位置・速度を求める関数である。

運動規範ポテンシャル $U_{forward}$ は順モデルより得られる予測運動代表点位置 $\mathbf{p}_{predicted}$ と軌道計画での軌道位置 $\mathbf{p}_{desired}$ との差異により定義する。

$$U_{forward} = (\mathbf{p}_{predicted} - \mathbf{p}_{desired})^T \mathbf{A}_2 (\mathbf{p}_{predicted} - \mathbf{p}_{desired}) + (\dot{\mathbf{p}}_{predicted} - \dot{\mathbf{p}}_{desired})^T \mathbf{A}_3 (\dot{\mathbf{p}}_{predicted} - \dot{\mathbf{p}}_{desired}) \quad (2.15)$$

ここで $\mathbf{A}_2, \mathbf{A}_3$ は重み係数行列である。

この順モデルの状態変数 \mathbf{v} に計算の収束性の補償と関節インピーダンスの考慮のため、次式のように減衰項を加えたものを最終的に身体力学系に作用させる関節駆動モーメント \mathbf{n}_{real} とした。

$$\mathbf{n}_{real} = \mathbf{v} - k_7 \dot{\mathbf{q}} \quad (2.16)$$

ここで k_7 は係数である。

2.3 関節受動抵抗

ここでは、身体の関節受動抵抗について述べる。関節受動抵抗とは、脱力時の関節角度と抵抗トルクの関係である。抵抗トルクは、関節まわりの靭帯、腱、関節包などの軟部組織によって運動方向に対して反対に生じる力である。関節受動抵抗は一般的に関節の可動域限界で急激に抵抗が増加する特性を有している。この特性を表現するために、一般的に式(2.17)の指数関数を用いて表現される⁽¹⁷⁾。

$$T(\theta) = k_1 \exp\{-k_2(\theta - k_3)\} - k_4 \exp\{-k_5(k_6 - \theta)\} \quad (2.17)$$

ここで、 $T(\theta)$ [Nm]は関節抵抗トルク、 θ [rad]は関節角度である。また、 k_1 から k_6 は各関節に定められた係数であり、 k_3 と k_6 は抵抗トルクが急激に増大する可動域限界の位置を表す係数、 k_2 と k_5 は可動域限界付近での抵抗トルク増大の程度を表す係数となっている。関節受動特性は、年齢、性別などによって個人差が生じる。また二関節筋の作用により、他方の関節角度の影響を受けるため、他方の関節の固定位置が異なることで、関節受動抵抗が異なる特性となる。これらの理由から、モデルに対して特性を正確に表現するためには、モデルが有する全自由度に対して、関節受動抵抗を実測する必要がある。本研究では、これまで計測実験は行われていない。そこで本節では、関節受動抵抗の計測実験から定式化までを行った先行研究を調査する。また、調査した論文値の比較を行い、身体運動生成モデルに最も適した関節受動抵抗を選択し、モデルに適用する。

2.3.1 論文値の比較

ここでは、関節受動抵抗に関する先行研究について、各研究における計測結果から得られた近似式を比較する。ここで比較を行う結果は、山崎ら⁽¹⁸⁾、青木ら⁽¹⁹⁾、Edrichら⁽²⁰⁾、Rienerら⁽²¹⁾、Enginら⁽²²⁾の研究である。各研究の論文値とモデルの初期値の比較を図2.6から2.23に示す。

いずれの論文値も、可動域で抵抗トルクがほとんど生じない点、可動域限界付近で急激に抵抗トルクが増大する点の二点が再現され、非線形的に近似されていることが確認できる。線形的に関節受動抵抗を表現すると、僅かな関節の回転で抵抗トルクが生じてしまう為、実際の可動域より狭くなってしまう可能性が考えられる。そのため非線形で関節受動抵抗を表現することで、モデルに柔軟性を持たせることが可能になると考えられる。

EdrichらとRinerらとEnginらの計測は、特定の部位に着目した研究である。そのため、Edrichらは4自由度のみ、Rinerらは3自由度のみ、Enginらは1自由度に対してのみ計測が実施されている。そのためこれらは身体運動生成モデルに対して関節受動抵抗を適用するにはデータが不足している。一方で山崎らは全身22自由度、人体の左右対称を考慮すると38自由度に対して計測を実施しているため、本モデルに対して適用するに十分な結果を有している。そこで本研究では、山崎らの結果を採用する。

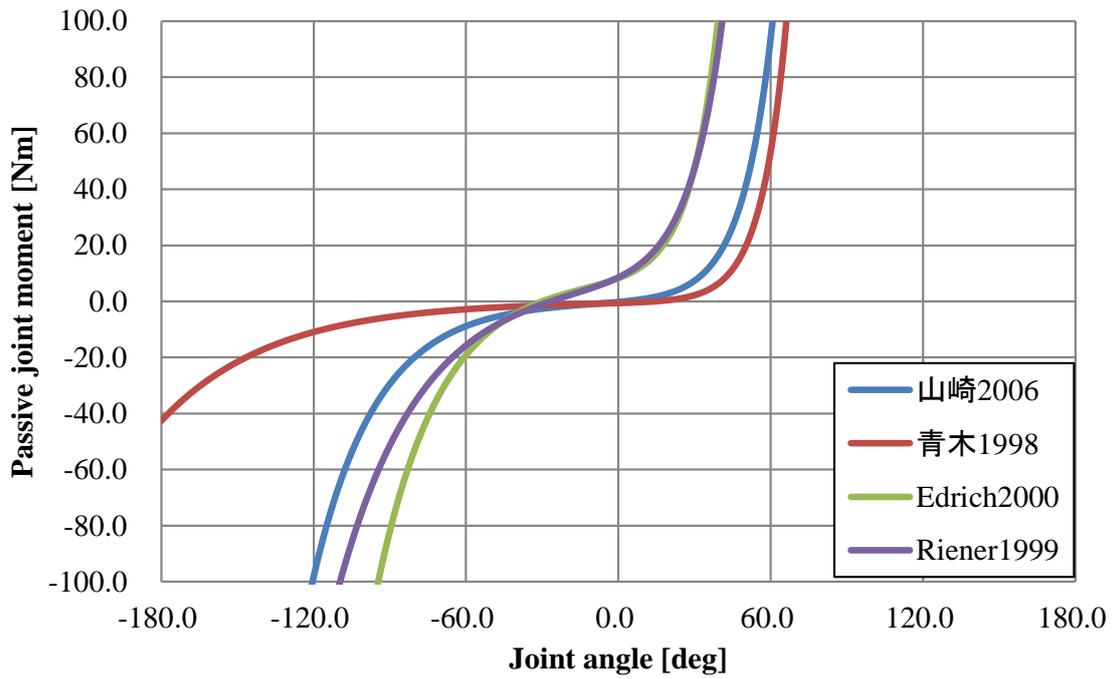


Fig. 2.6 関節受動抵抗の比較 (股関節屈伸)

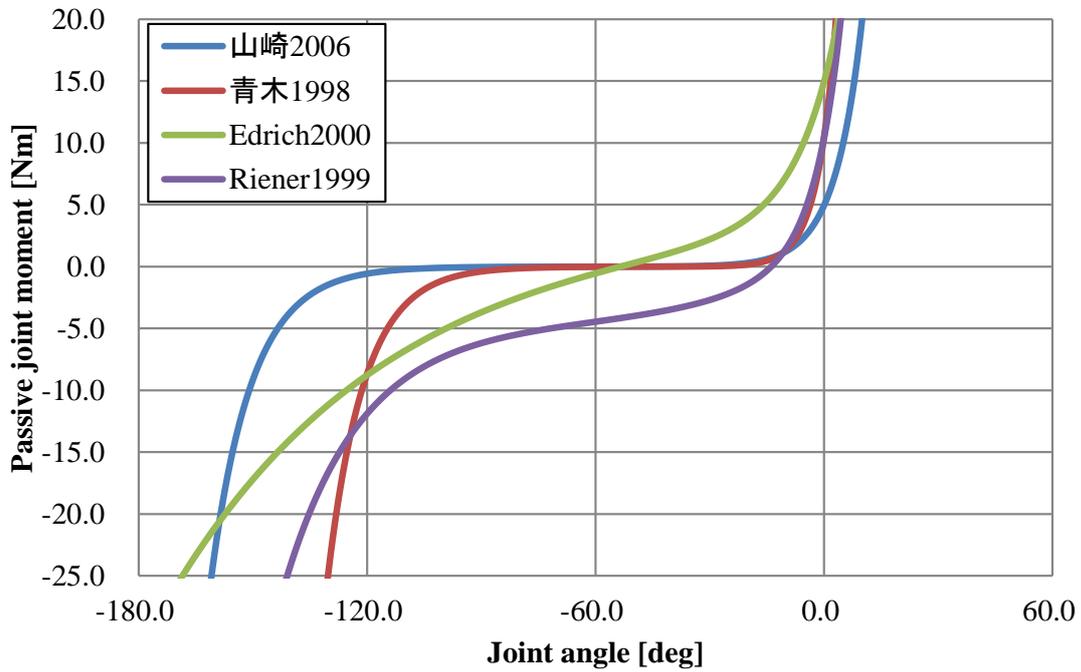


Fig. 2.7 関節受動抵抗の比較 (膝関節屈伸)

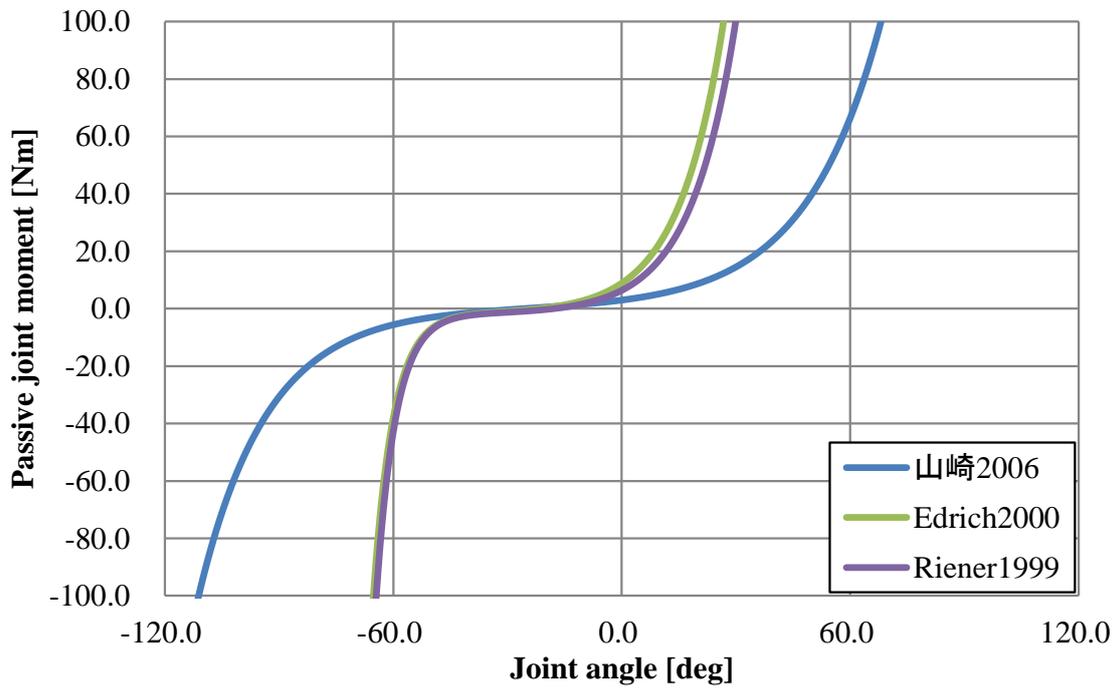


Fig. 2.8 関節受動抵抗の比較（足関節屈伸）

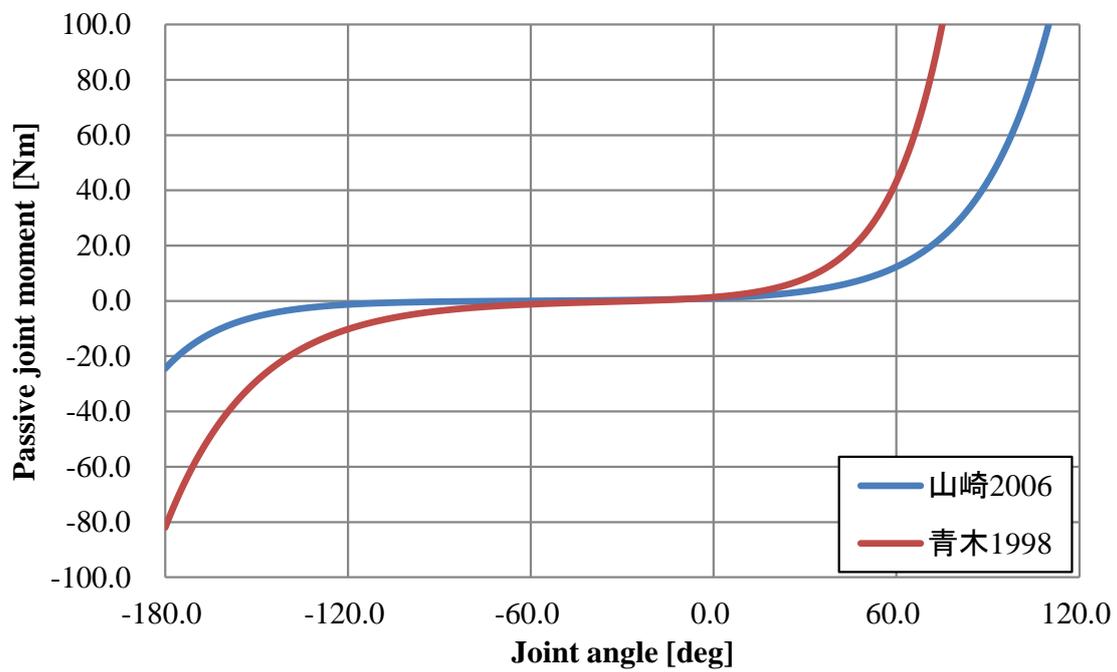


Fig. 2.9 関節受動抵抗の比較（膝関節屈伸）

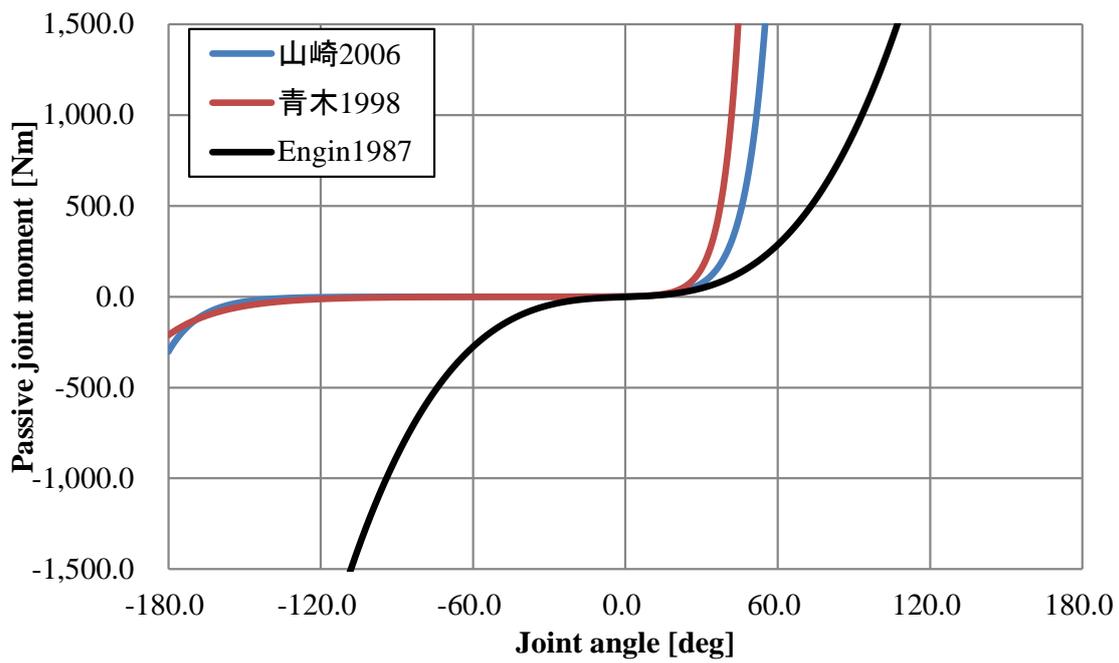


Fig. 2.10 関節受動抵抗の比較（肘関節屈伸）

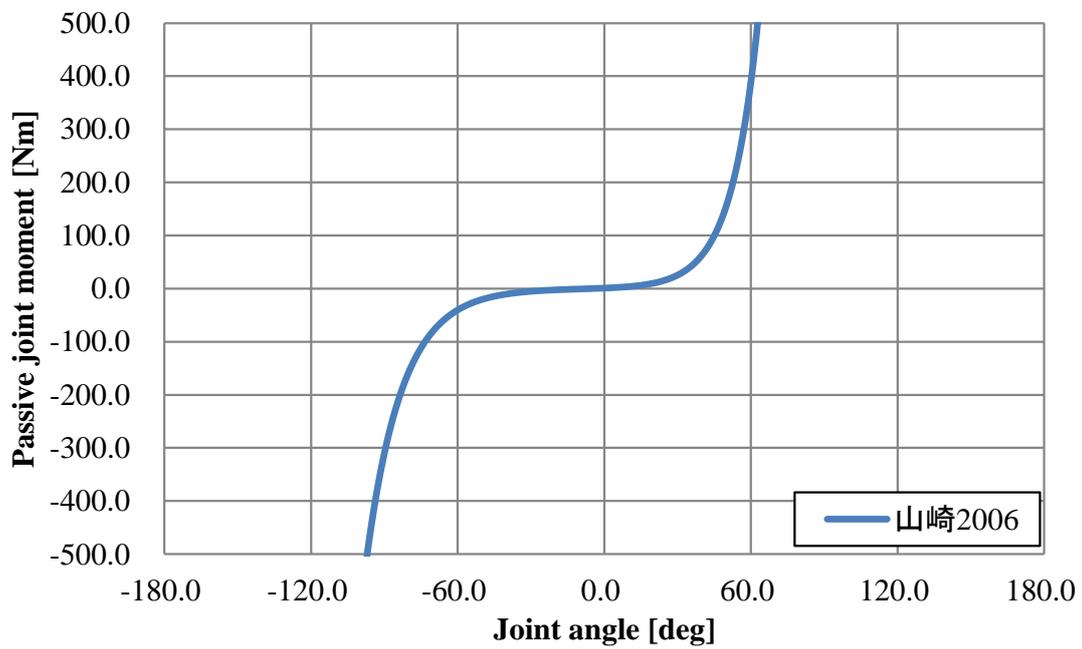


Fig. 2.11 関節受動抵抗の比較（腰部屈伸）

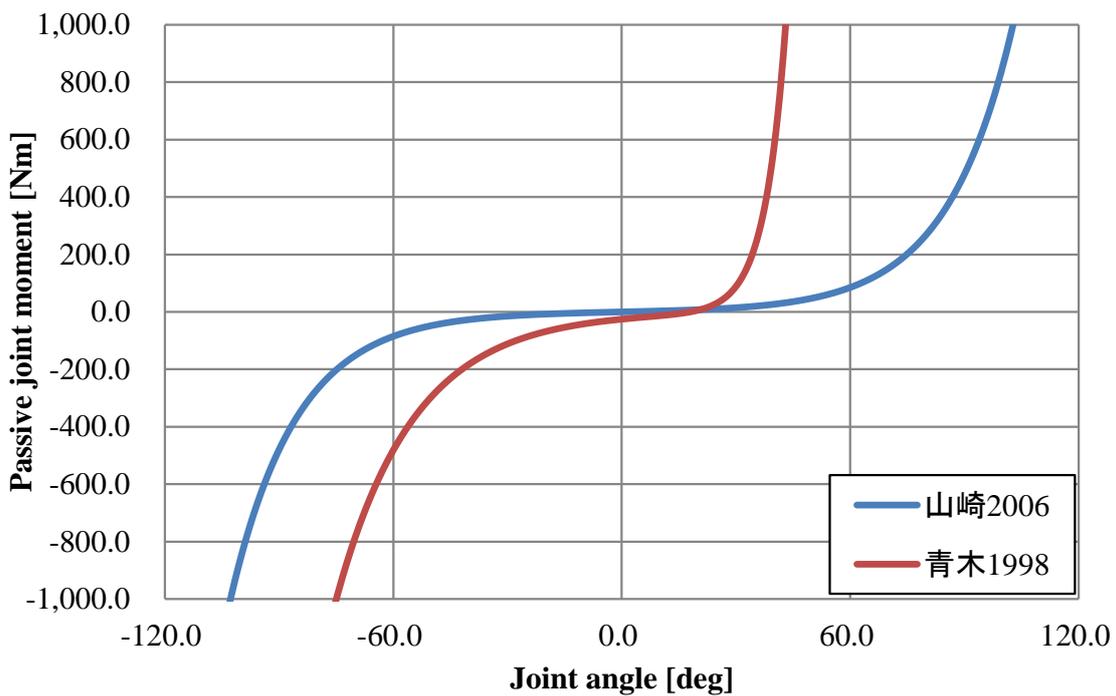


Fig. 2.12 関節受動抵抗の比較（腰部回旋）

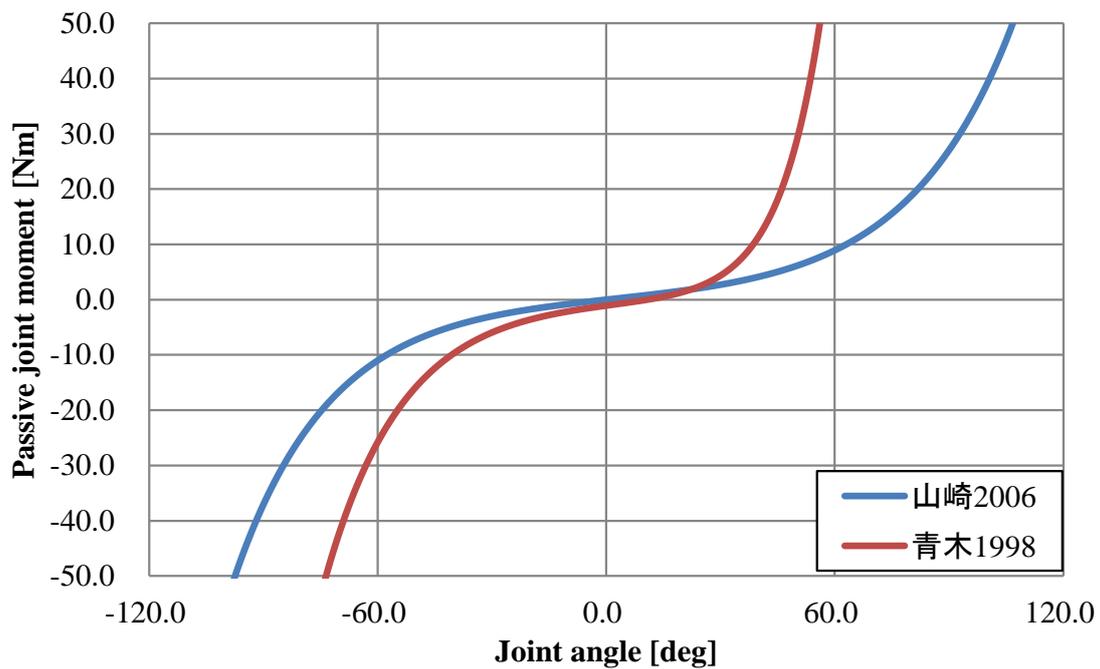


Fig. 2.13 関節受動抵抗の比較（頸部屈伸）

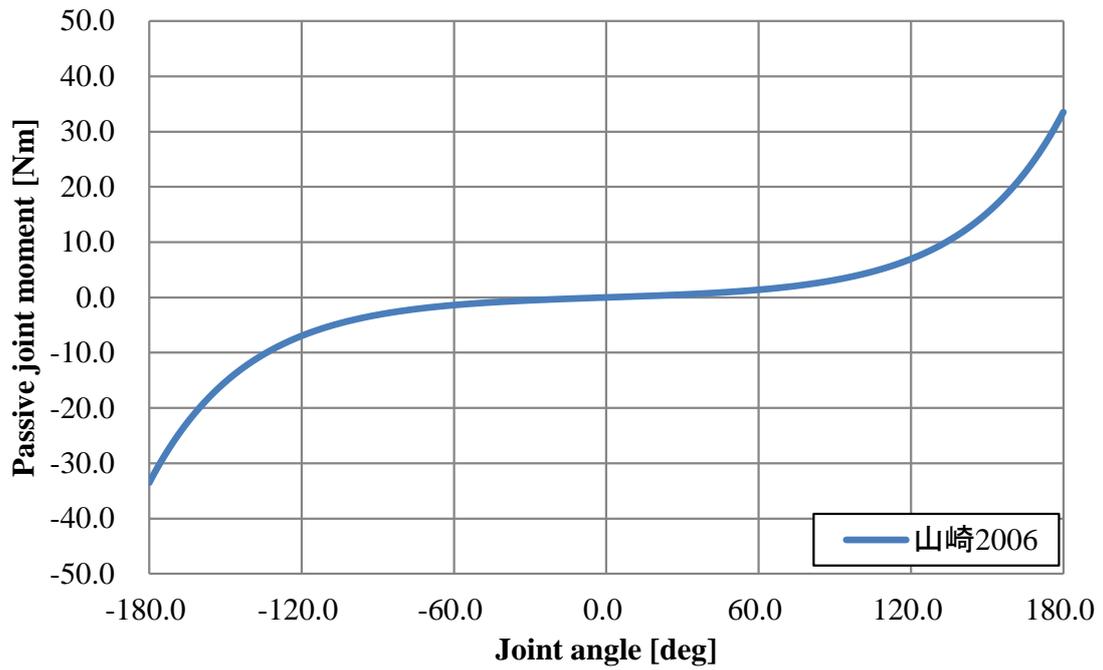


Fig. 2.14 関節受動抵抗の比較（頸部回旋）

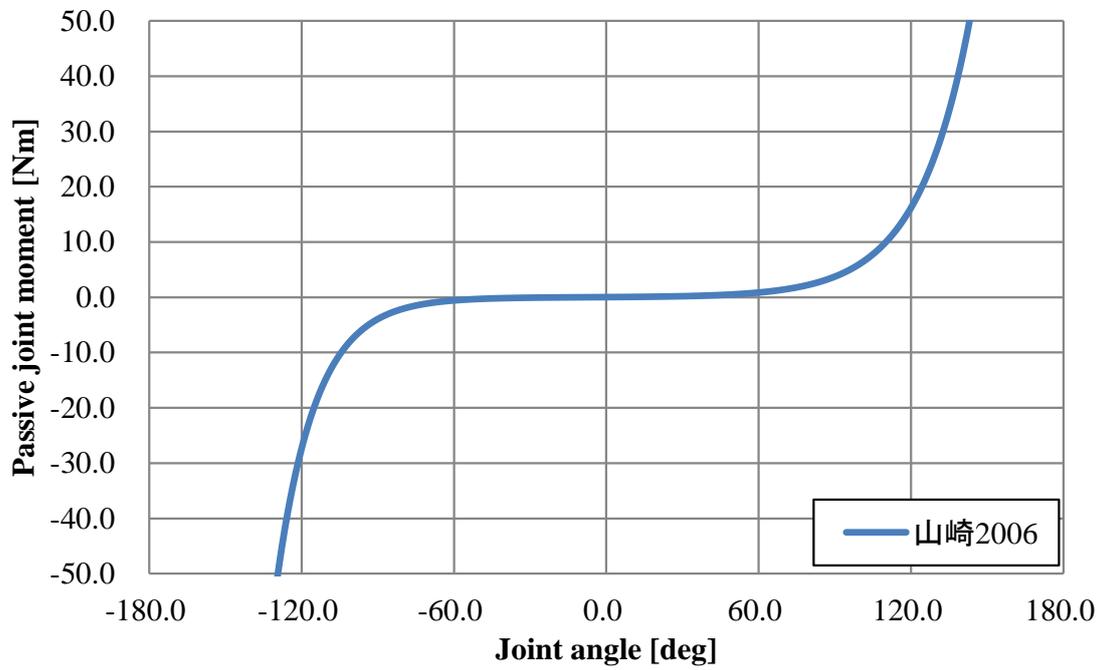


Fig. 2.15 関節受動抵抗の比較（手関節屈伸）

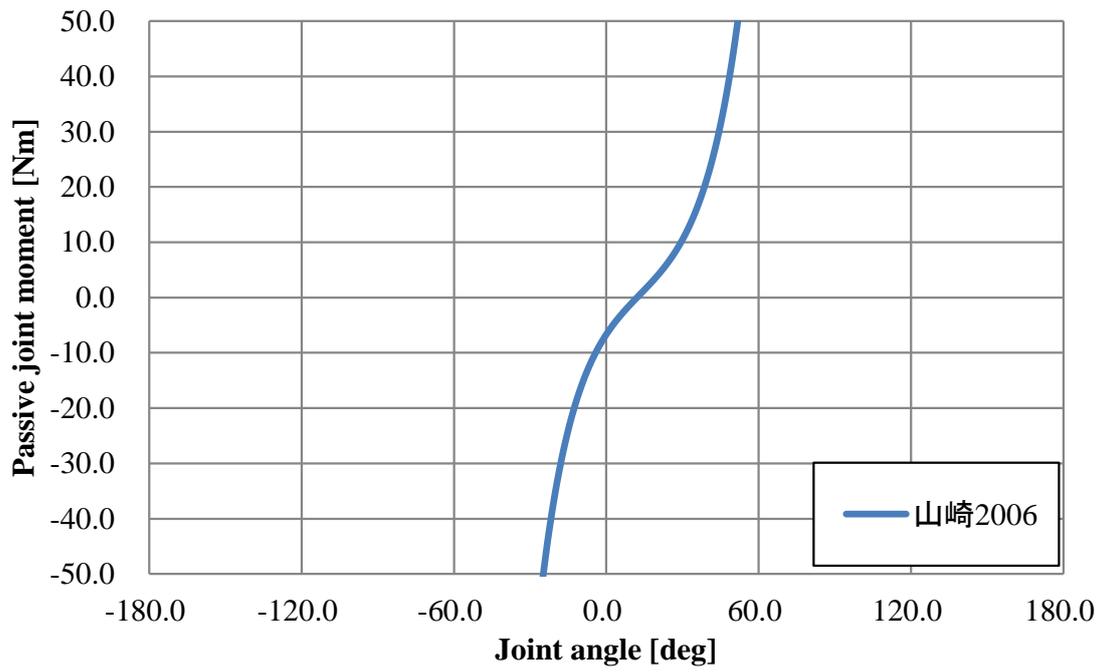


Fig. 2.16 関節受動抵抗の比較（手関節橈尺）

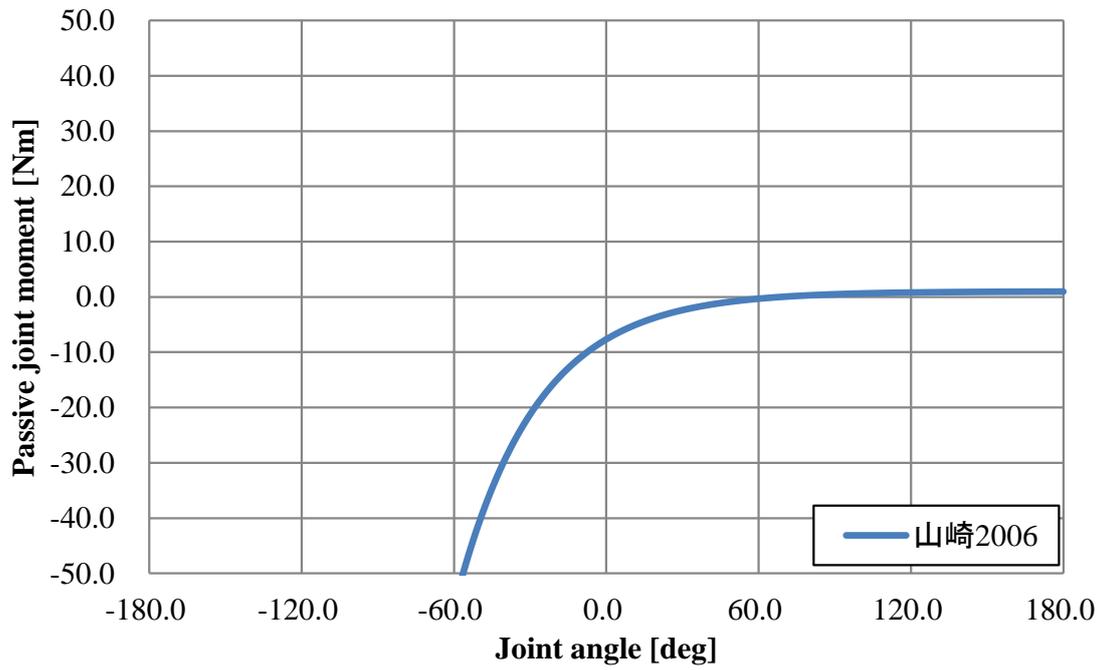


Fig. 2.17 関節受動抵抗の比較（肩関節外転のみ）

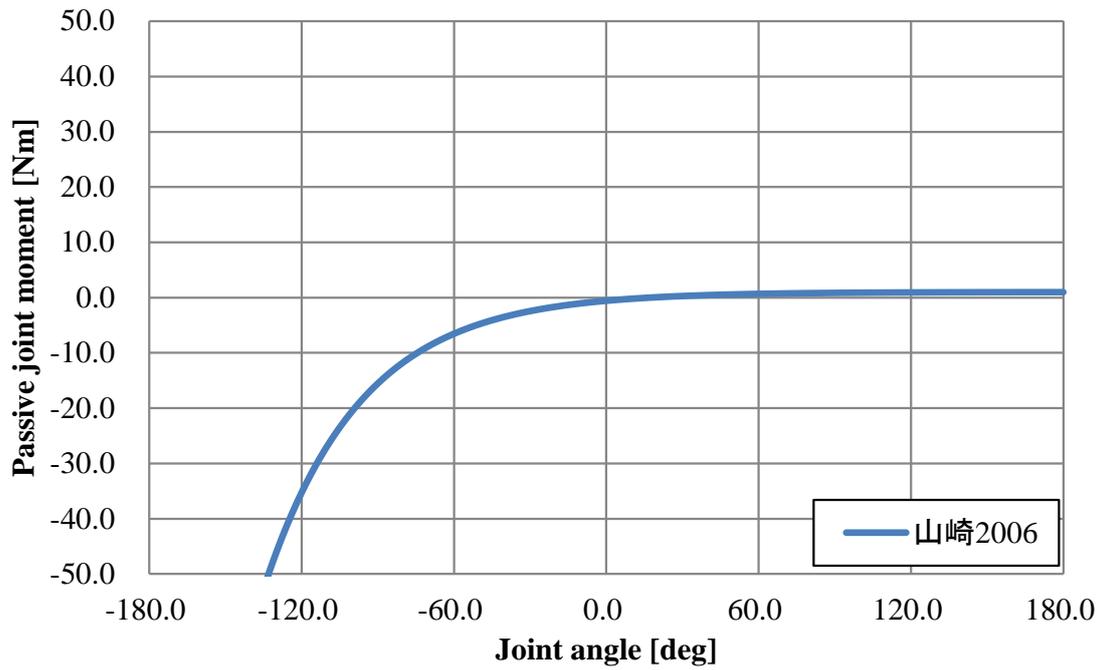


Fig. 2.18 関節受動抵抗の比較（肩関節外旋のみ）

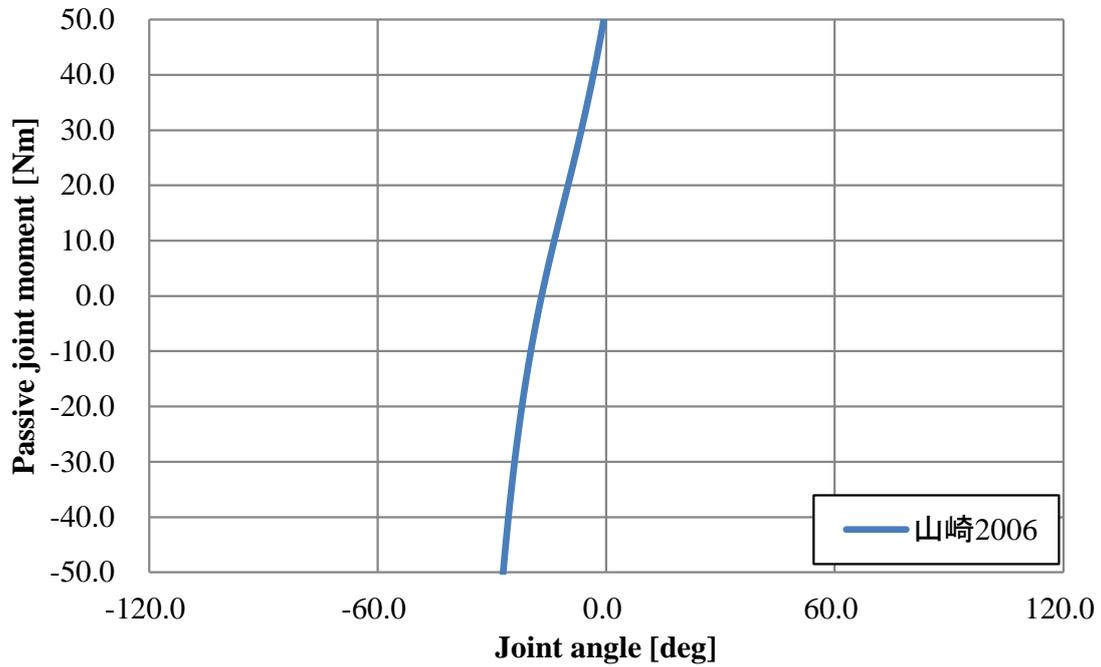


Fig. 2.19 関節受動抵抗の比較（足関節内外転）

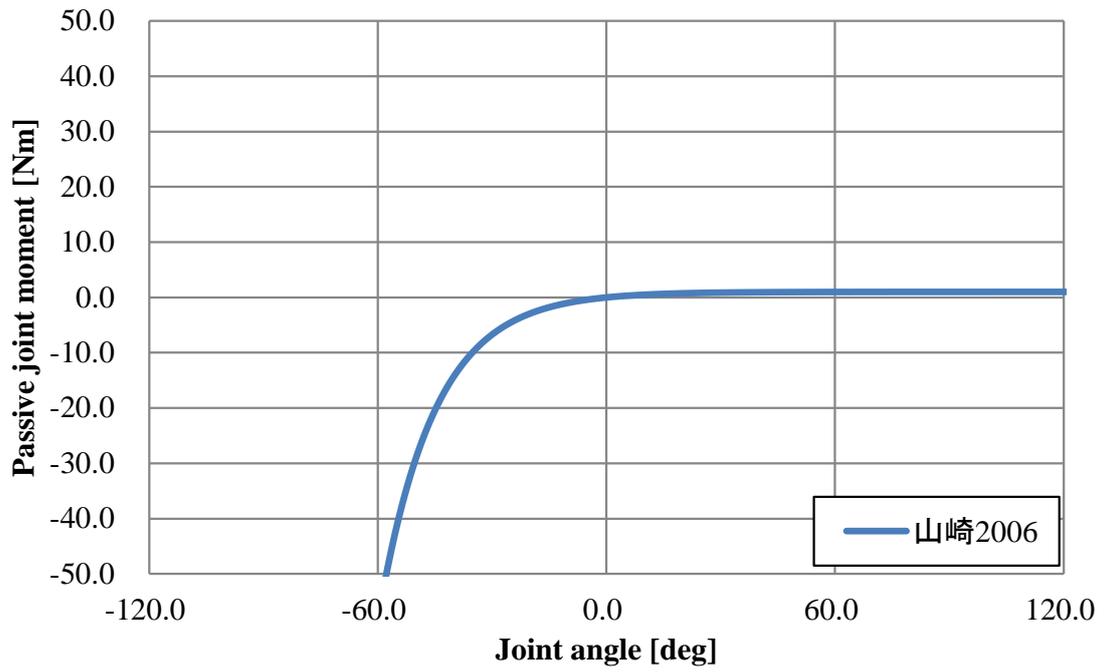


Fig. 2.20 関節受動抵抗の比較（股関節外転）

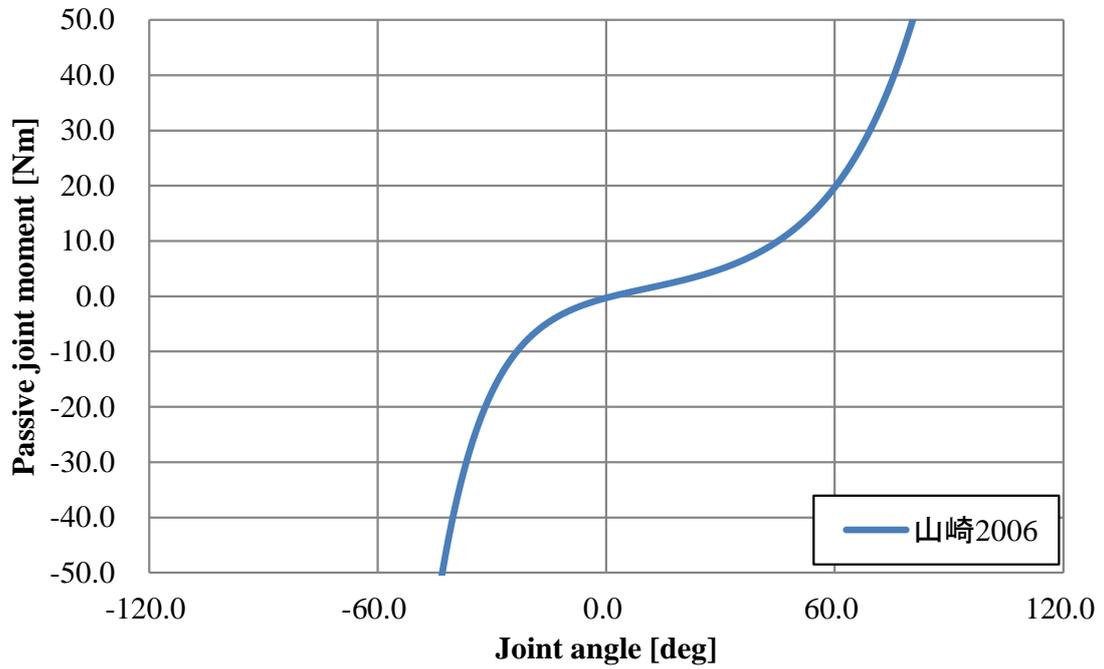


Fig. 2.21 関節受動抵抗の比較（股関節内外旋）

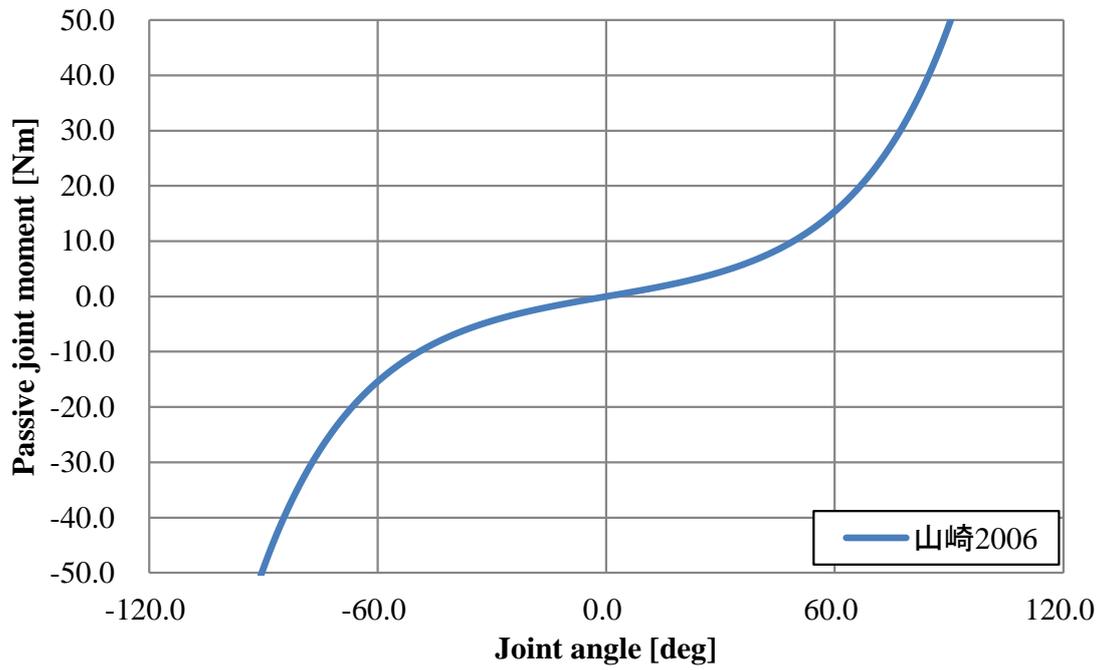


Fig. 2.22 関節受動抵抗の比較（頸部側屈）

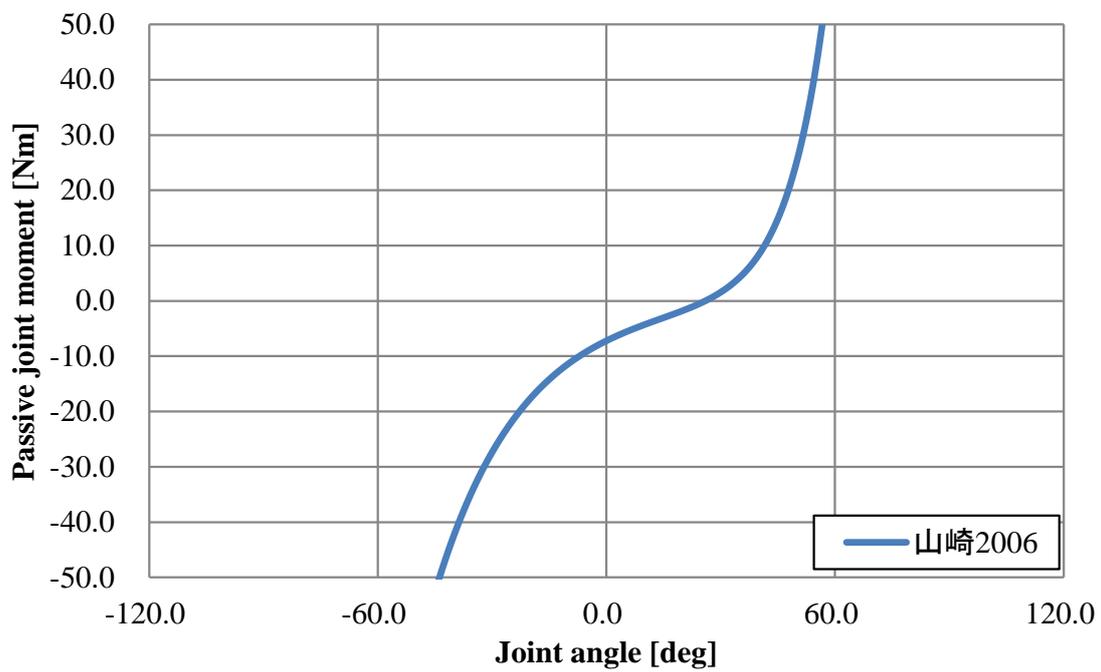


Fig. 2.23 関節受動抵抗の比較（胸鎖関節前後）

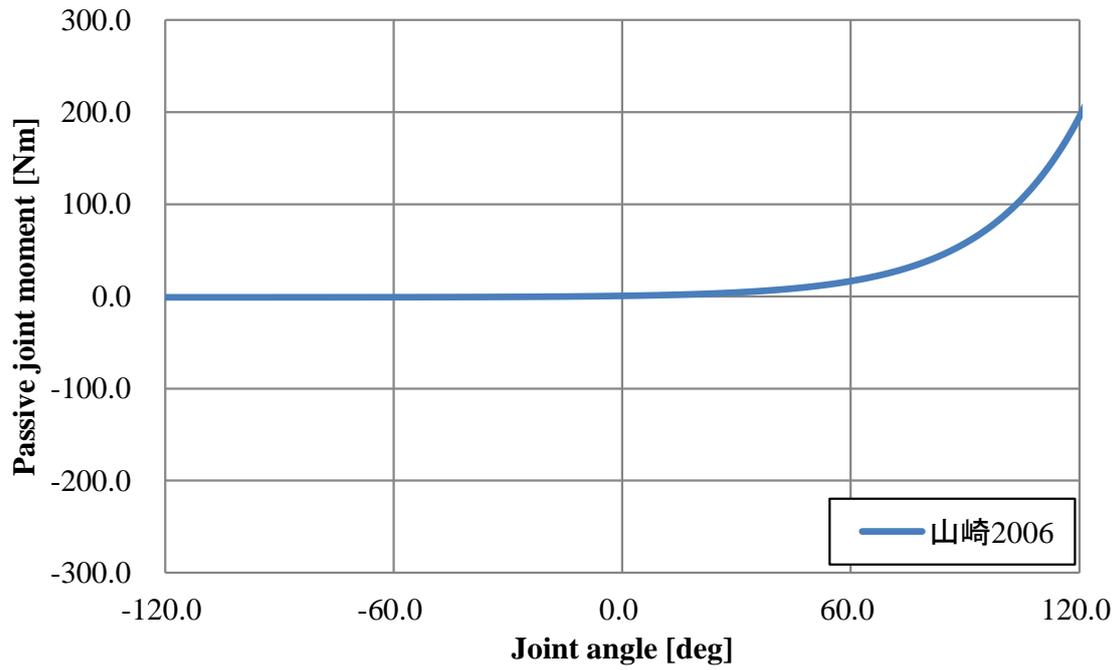


Fig. 2.23 関節受動抵抗の比較（胸鎖関節挙上）

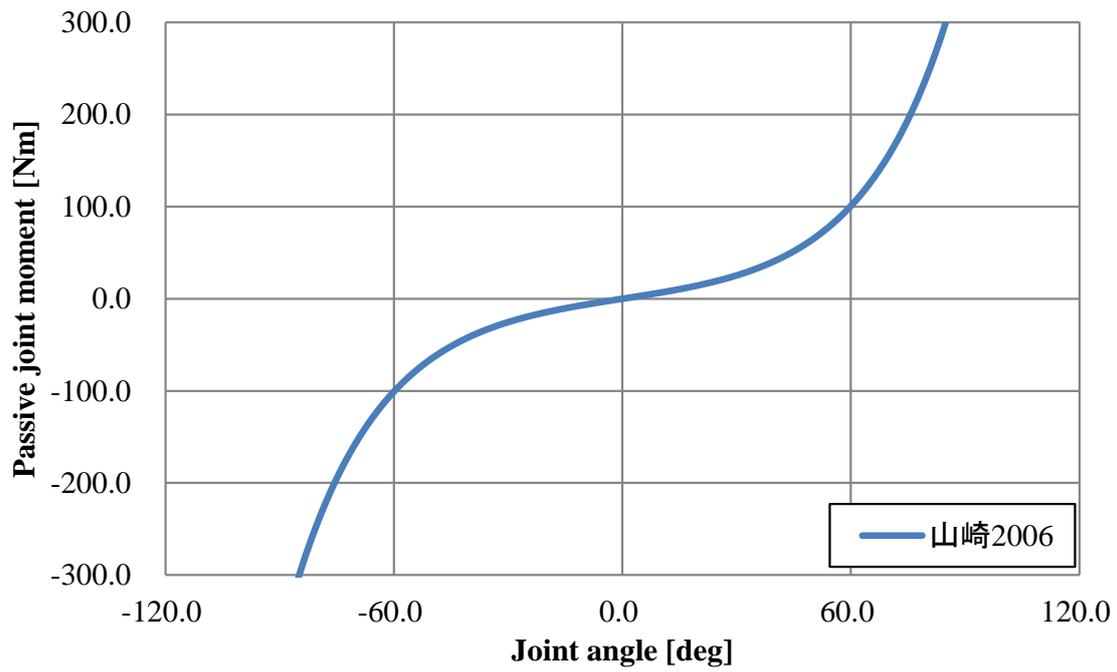


Fig. 2.23 関節受動抵抗の比較（腰部側屈）

2.3.2 関節受動抵抗の定義

ここでは、前項まで説明した関節受動抵抗について、山崎らのデータを本モデルに採用する。式(2.17)で示された指数関数で表現された関節について関節受動抵抗の係数を表 2.1 に示す。表 2.1 のデータは山崎らのデータと異なる点が二つある。一つ目は、肩関節の内転方向と内旋方向、胸鎖関節の下垂方向である。山崎らはこれらの抵抗トルクを求めていないため、そのまま適用すると胸鎖関節が重力のみで下垂するなど、シミュレーション結果の精度が低下する可能性がある。そこでこれらの回転に対しては 0° で可動域限界となり、急激に抵抗トルクが生じるように係数を決定した。二つ目は、山崎らによって計測されていない腰上部など 10 自由度である。これらは計測困難なため、可動域を判断するのが難しい。そこで腰上部など 10 自由度に関しては線形で表現する。

Table 2.1 関節受動抵抗の係数

| | $k_1[1/\text{rad}]$ | $k_2[1/\text{rad}]$ | $k_3[1/\text{rad}]$ | $k_4[1/\text{rad}]$ | $k_5[1/\text{rad}]$ | $k_6[1/\text{rad}]$ |
|--------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| 手関節屈伸 | 1.0 | 2.8 | 1.1 | 1.0 | 3.7 | -1.2 |
| 手関節橈尺 | 1.0 | 3.9 | -0.1 | 1.0 | 4.2 | -0.5 |
| 肘関節内外旋 | 1.0 | 2.1 | 1.7 | 1.0 | 2.3 | -2.1 |
| 肘関節屈伸 | 1.0 | 6.9 | -0.1 | 1.0 | 4.6 | -1.9 |
| 肩関節屈伸 | 1.0 | 4.4 | 0.0 | 1.0 | 2.8 | -2.0 |
| 肩関節内外転 | 1.0 | 2.0 | 3.1 | 1.0 | 1.8 | -1.2 |
| 肩関節内外旋 | 1.0 | 2.0 | 3.1 | 1.0 | 1.5 | 0.3 |
| 足関節屈伸 | 1.0 | 2.9 | -0.4 | 1.0 | 3.2 | -0.5 |
| 足関節内外転 | 1.0 | 4.0 | -1.0 | 1.0 | 7.1 | 0.1 |
| 膝関節内外旋 | 1.0 | 2.3 | 0.0 | 1.0 | 1.8 | -0.1 |
| 膝関節内外転 | 1.0 | 8.0 | -0.2 | 1.0 | 5.3 | -2.2 |
| 股関節屈伸 | 1.0 | 4.8 | 0.1 | 1.0 | 2.3 | -0.1 |
| 股関節内外転 | 1.0 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 3.9 | 0.0 |
| 股関節内外旋 | 1.0 | 2.6 | -0.1 | 1.0 | 4.6 | 0.1 |
| 首関節屈伸 | 1.0 | 2.1 | 0.0 | 1.0 | 2.3 | 0.0 |
| 首関節内外転 | 1.0 | 2.2 | -0.2 | 1.0 | 2.2 | 0.2 |
| 首関節内外旋 | 1.0 | 1.4 | 0.8 | 1.0 | 1.5 | -0.8 |
| 胸鎖関節前後 | 1.0 | 5.7 | -0.3 | 1.0 | 2.5 | 0.8 |
| 胸鎖関節上下 | 1.0 | 2.3 | -0.2 | 1.0 | 2.0 | 3.1 |
| 腰部屈伸 | 1.0 | 5.2 | -0.1 | 1.0 | 3.9 | -0.1 |
| 腰部内外転 | 1.0 | 2.5 | -0.8 | 1.0 | 2.5 | 0.8 |
| 腰部内外旋 | 1.0 | 3.3 | -0.3 | 1.0 | 3.3 | 0.3 |

2.4 接触力の定義

ここでは、接触力の定義について述べる。接線方向に生じる摩擦力として、Quinn の方法⁽²³⁾や、Karnopp の方法⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾が代表的なものとして挙げられる。しかし簡易的に身体挙動を再現するために本モデルでは複雑な摩擦モデルは考慮せず、シートの接線方向の力は線形で表し、法線方向の力は非線形で表すことにする。

身体とシートとは基本的に面接触を行う。身体の皮膚組織は非線形な粘弾性特性を有し、さらに、シートのほうにもクッションが配置され、粘弾性特性を有している。これらの特性を精密にモデル化するためには有限要素法などの計算方法が必要とされるが、計算コストが大きく、また多数の物理特性値が必要となる。そのため、ここではより簡便に接触力を表現するため、面接触、分布接触を仮定せず、それぞれの身体節の複数の接触点に接触力が作用すると仮定した。すなわち、接触点に線形の弾性要素と粘性要素を仮定し、接触部の相対的な速度と変位に応じた反力を生じるようにした。接触部は、接触点と接触面からなり、この二つの相対的な変位、速度より反力を計算する。接線方向の力を式(18)、法線方向の力⁽²⁶⁾を式(19)に示す。

$$F_0 = k(x_1 - x) - C(x_1 - x) \quad (2.18)$$

$$F_1 = \max \{0, k(x_2 - x)^e - x' \times \text{step}(x, x_2 - d, C_{\max}, x_1, 0)\} \quad (2.19)$$

ここで、 k はばね乗数、 C は粘性係数、 C_{\max} は減衰係数の最大値、 x は接触点と接触面の距離、 x' は接触点の速度、 x_1 は現時点の接触点の位置、 x_2 は接触点と接触面が接触してから、反力が出力されるまでの距離、 d は仮定した弾性要素の自然長からの変化量となっている。式(2.19)は、 $x < x_2$ (弾性要素に反発力が生じる条件) の時のみ働くバネとなっており、接触点が接触面にめり込んだ分、接触力が生じるモデルとなっている。

2.5 接触点位置の定義

ここでは、接触点位置の定義を行う。本モデルの接触部は、接触点と接触面から構成されている。そこで、接触面をシートの形状面、接触点をモデルがシートと接触する点と仮定し、接触点位置の定義を行う。

2.5.1 人体の表面形状を考慮した接触点位置の決定

ここでは、人体の湾曲した脊柱や臀部の形状等を考慮し、接触点位置の定義を行う。人体の骨格形状を図 2.24 に示す。人体の背中や臀部は、湾曲した背骨や、筋肉の付着があるため平らな平面ではない。このことから、人体とシートの接触は、接触による反力が強い箇所と弱い箇所が存在する。本モデルでは、接触による反力が強い箇所に接触点を多く定義することで、人体の特徴をより忠実に再現し、精度の高いシミュレーション結果の取得を目指す。モデルとシートとの間に定義された接触点を図 2.25 に、接触点の位置を表 2.2 に示す。図 2.25 において、赤色の丸で示した個所が、接触点の位置となっている。また、表 2.2 において、番号は図 2.25 に対応している。接触点の位置は、実際のシートに被験者を座らせ、被験者へのアンケートを取ることで選定された。特徴として、背中は大背筋がある周辺に多く接触点が定義され、臀部は大臀筋がある周辺に多く接触点が定義されている。

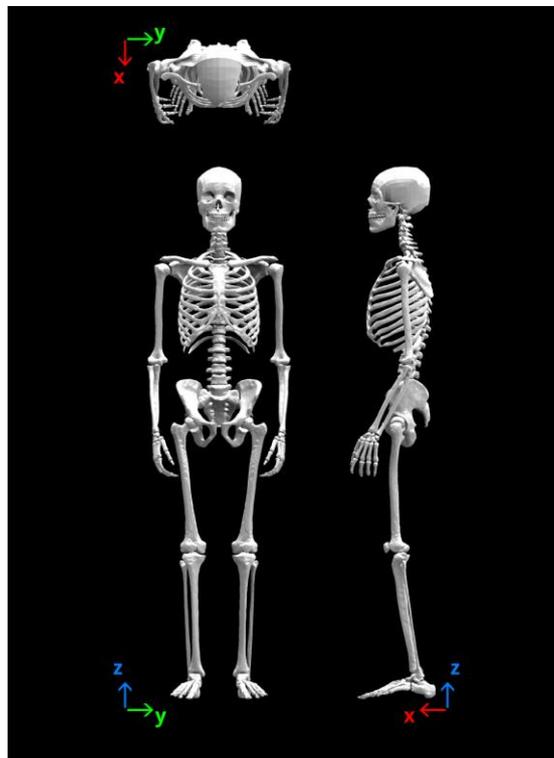


Fig. 2.24 人体の骨格形状⁽²⁷⁾

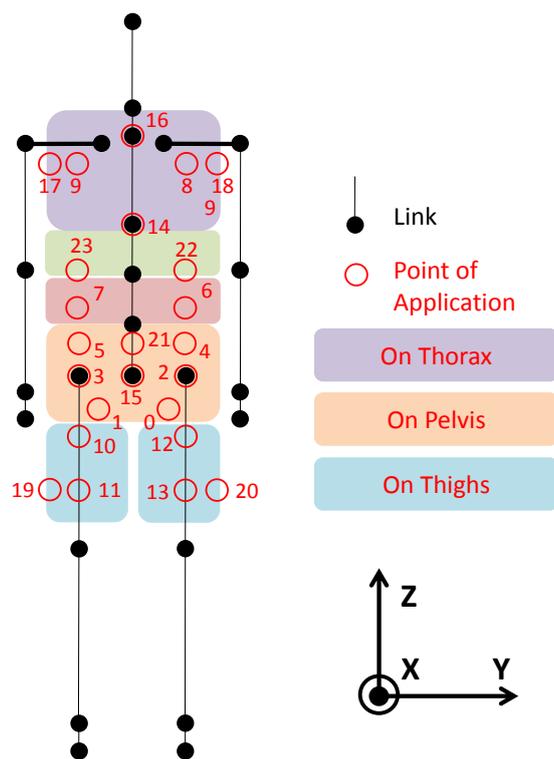


Fig. 2.25 シートとモデルの接触点

Table 2.2 シートとモデルの接触点座標

| 番号 | 基準点 | 基準点からの位置(x,y,z) | 番号 | 基準点 | 基準点からの位置(x,y,z) |
|----|-----|------------------------|----|-----|-----------------------|
| 0 | 腰部 | (-0.053,0.074,-0.053) | 12 | 左膝頭 | (-0.074,0.000,0.053) |
| 1 | 腰部 | (-0.053,-0.074,-0.053) | 13 | 左膝頭 | (-0.063,0.000,0.105) |
| 2 | 腰部 | (-0.074,0.105,0.032) | 14 | 鳩尾 | (0.000,0.000,0.000) |
| 3 | 腰部 | (-0.074,-0.105,0.032) | 15 | 腰部 | (0.000,0.000,0.000) |
| 4 | 鳩尾 | (-0.074,0.105,0.126) | 16 | 鳩尾 | (0.000,0.000,0.210) |
| 5 | 鳩尾 | (-0.074,-0.105,0.126) | 17 | 右肩峰 | (0.000,0.100,0.000) |
| 6 | 鳩尾 | (-0.074,0.105,0.189) | 18 | 左肩峰 | (0.000,-0.100,0.000) |
| 7 | 鳩尾 | (-0.074,-0.105,0.189) | 19 | 右膝頭 | (0.000,-0.050,0.000) |
| 8 | 鳩尾 | (-0.074,0.105,0.137) | 20 | 左膝頭 | (0.000,0.050,0.000) |
| 9 | 鳩尾 | (-0.074,-0.105,0.137) | 21 | 腰部 | (-0.074,0.000,0.126) |
| 10 | 右膝頭 | (-0.074,0.000,0.053) | 22 | 腰部 | (-0.074,0.105,0.231) |
| 11 | 右膝頭 | (-0.063,0.000,0.105) | 23 | 腰部 | (-0.074,-0.105,0.231) |

2.5.2 シートパラメータの定義

次に、シートパラメータの定義を行う。本モデルは車両乗車時の挙動の再現を開発の目的としているため、シートパラメータは実際に採用されているシートが望ましいと考えられる。そこで本研究では、日産自動車のキャラバン⁽²⁸⁾に採用されているシートを参考にし、これに座っている条件を再現する。キャラバンのシートを図2.26、キャラバンのシートのデータを表2.2に示す。このシートを採用するメリットとして、軽量なため、寸法等の計測が容易である点や、背面の角度が手動で容易に変えられる点が挙げられる。



Fig.2.26 日産自動車キャラバンのシート

Table 2.3 キャラバンのシートのデータ

| | |
|---------------------|-------------------|
| 座面の広さ | 450mm(L)×300mm(W) |
| 背もたれの広さ | 600mm(L)×300mm(W) |
| サイドサポートの幅 | 100mm |
| 座面，背面に対するサイドサポートの角度 | 15° |
| 地面に対する座面の角度 | 10° |
| 座面に対する背面の角度 | 90° |

2.5.3 サイドサポートの定義

次に、サイドサポートを定義する。サイドサポートは現在多くの自動車用シートに採用されており、運転時の姿勢の安定性向上などに役立っている⁽²⁹⁾。本モデルでは、座面と背面とは別の接触平面を定義することでサイドサポートを定義する。本モデルのサイドサポートを図 2.27 に示す。また、サイドサポートの諸元は、表 2.3 に示したデータを採用した。サイドサポートの特徴として、直線走行時など横方向加速度がかからない条件では、サイドサポートとモデルの接触は存在せず、一定以上の横方向加速度が加わり、モデルに横揺れが生じた際に、サイドサポートの影響を受けるように定義した。また接触点は、表 2.2 の 17 番から 20 番となっており、両肩峰より 10cm 内側と、両ひざの外側 5cm に定義した。これは、実際のシートに被験者を座らせ、接触点を計測することで決定した。

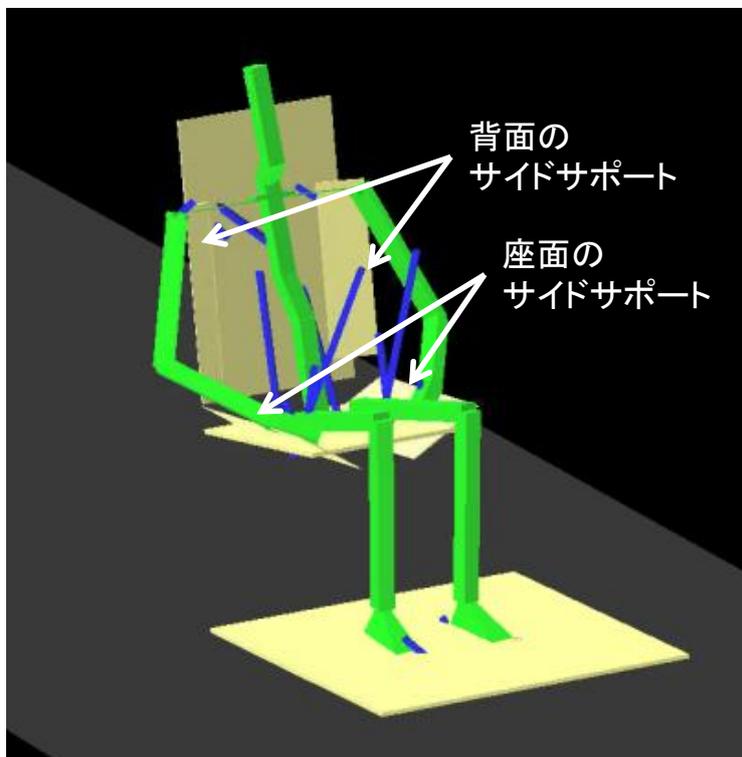


Fig.2.27 身体運動生成モデルのサイドサポート

2.6 遺伝的アルゴリズム

2.6.1 パラメータ探索の特徴

ここでは遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm 以下 GA)⁽³⁰⁾の特徴や、本モデルへ適用した理由について述べる。本モデルでの身体運動生成シミュレーションには二つの特徴がある。一つ目は、身体挙動は非常に複雑な非線形方程式であるため、導関数などの算出が困難である。二つ目は身体挙動には個人差が存在するため、ある程度の許容範囲があり、厳密な最適解を導き出す必要はないことである。これらの点を考慮し、パラメータの探索手法として GA を用いた。GA がもっとも適当である理由として、二点考えられる。一つ目は、系の導関数を用いることなく、探索が行える点である。そのため、非常に複雑な非線形方程式からなる本モデルでも、容易に探索を行うことが可能である。二つ目は、確率的な突然変異を用いるので、局所的な厳密解を得るのは困難だが、大域的な準最適解を求めるのに優れる点である。そのため個人差が存在する身体挙動に対して、最適化を行うことに適していると考えられる。以上の理由から、本シミュレーションのパラメータ探索手法として GA は有効であると考えられる。

2.6.2 遺伝的アルゴリズムの概要

ここでは、探索計算の手法の一つである遺伝的アルゴリズム GA について述べる。GA の処理手順を図 2.28 に示す。GA とは、生物の進化過程を模倣した近似最適化アルゴリズムである。GA は選択、交叉、突然変異という三つの遺伝的オペレータから構成される。染色体が伝達する遺伝子情報は実際の生物では塩基で構成された物質であるが、GA ではデータ領域やデータ配列に対し、選択、交叉、突然変異という三つを適応する。この三つについて説明する。

選択とは現在の集団の中から、なるべく良い遺伝子を次の解析に残すための準備である。その良さの指標となるのが適応度であり、集団全体の適応度の合計に対して、個々の個体の適応度の占める割合が、その個体が次の解析に再生される確率となる。

交叉とは、選択の次に行われる操作であり、より適応度の高い個体を次の解析の集団のために生成するための操作である。交叉では、まず二つの個体をランダムに選んで組を作る。次に、個体内にある境界線をランダムに選び、これを境に二つの個体を入れ替える。これにより、質の良い遺伝子を受け継ぐことが可能となる。

突然変異とは、染色体上のある遺伝子情報を他の対立遺伝子に置き換えることにより、個体の近傍に新しい個体を生成するものである。突然変異は交叉によって形成された優れた遺伝情報が破壊される危険性を内包している反面、集団として喪失した対立遺伝子の回復に寄与する場合もあるため、集団の多様性を維持する上で有効な手段とされている。本報では、変位が正規分布に従うように変化させた際の突然変異を用いた。これを式(2.20)に示す。

$$x'_i = N\left(x_i, \left(\frac{x_i}{10}\right)^2\right) \quad (2.20)$$

ここで x_i は親個体のベクトル、 x'_i は生成した子個体ベクトルである。 $N(a, b^2)$ は平均 a 、分散 b^2 (標準偏差 b) の正規乱数である。

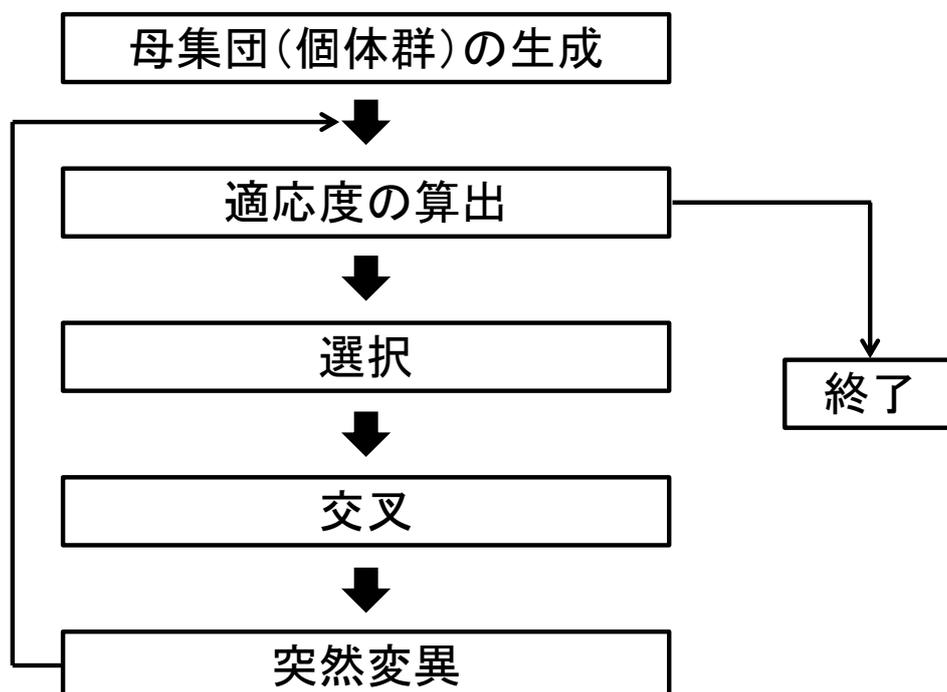


Fig. 2.28 GA の処理手順

2.6.3 目的関数の選定

ここでは、目的関数の概要、選定理由について述べる。目的関数は、実験結果とシミュレーション結果それぞれの座標位置の差が最小になる時、適応度が最大になるようにした。目的関数を式(2.21)に示す。

$$F = \left((P_e[X] - P_s[X])^2 + (P_e[Y] - P_s[Y])^2 + (P_e[Z] - P_s[Z])^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2.21)$$

ここで、 P_e は、実験結果の座標、 P_s は、モデルの座標である。これを全身19の特徴点に対して定義し、適応度の算出を行う。また、再現性のある着座姿勢を簡便に決定できるようにするため、モデルの着座姿勢は、モデルがシートと接触しない空中から動力学計算を開始し、重力の影響によってシートに落下し、静止した状態とした。これより、初期姿勢が決定するまでは、実験結果とシミュレーション結果の挙動が明らかに異なると考えられる。そこで、最初の一秒間は適応度の算出は行わず、姿勢が安定した後の姿勢に対して適応度を算出し最適化を行う。

2.6.4 数値積分法

微分方程式を差分方程式に直して数値的に解く場合、差分間隔を小さくすれば、計算精度は向上するが、計算コストは増大する。歩行シミュレーションの計算精度に大きく関わるのはシートとモデルとの間に生じる反力の算出である。計算コストを低減するには反力値をデジタルフィル

タにより平滑化することで、差分間隔を大きくとる方法と、計算誤差に応じて自動調整する方法が考えられる。

本シミュレーションでは、反力値の平滑化がより重要だと考え、数値積分法には Runge-Kutta-Gill 法^(**)を用いることにした。Runge-Kutta-Gill 法の微分方程式の解法を式(2.21)に示す。

$$\begin{aligned}
 k_0 &= \Delta T f(t_i, y_i) \\
 k_1 &= \Delta T f\left(t_i + \frac{\Delta T}{2}, y_i + \frac{k_0}{2}\right) \\
 k_2 &= \Delta T f\left(t_i + \frac{\Delta T}{2}, y_i + \frac{\sqrt{2}-1}{2}k_0 + \frac{2-\sqrt{2}}{2}k_1\right) \\
 k &= \frac{1}{6}(k_0 + (2-\sqrt{2})k_1 + (2+\sqrt{2})k_2 + k_2)
 \end{aligned} \tag{2.21}$$

Runge-Kutta-Gill 法の特徴として、Runge-Kutta-Gill 法と精度は変わらないが、各関数の計算段階で直前に計算された値のみを使用するので変数の記憶領域が少なく済むという利点がある。方程式の時数が増大した場合、計算効率を高めるには、変数を記憶する配列を小さくしなければならない。方程式の時数を γ とすると Runge-Kutta 法の記憶変数は 4γ だが、Runge-Kutta-Gill 法では 3γ で済む。

2.6.5 シミュレーション条件

シミュレーションの差分間隔を 0.167 [ms] とした。これは、大きくとりすぎると計算が発散しやすくなり、小さくとりすぎると、計算コストが増大してしまう。そのため、計算コストと計算の安定性のバランスを考慮し差分間隔を決定した。また、シミュレーションは 7 秒間行い、これに要する計算時間は約 40 分となっている。使用した言語は C 言語、コンパイラは gcc である。

2.6.6 コンピュータ環境

探索計算では、シミュレーションを数百回から数千回行う必要があるため、計算コストをある程度抑えられる計算機を使用した。使用した計算機の仕様を表 2.4 に示す。

Table 2.4 計算機の仕様

| | |
|-----|----------------------------------|
| 機種名 | DELL PRECISION T3500 |
| CPU | 最大6コアのXeon 3600 Series Professor |
| メモリ | 最大24GB |
| HDD | 600GB |

第3章 実験結果とシミュレーション結果の比較

本章では、最初に横方向加速度模擬実験について説明する。次に横方向加速度模擬実験を身体運動生成モデルで再現し、モデルで同条件のシミュレーションを行うことで、実験データを取得し、そのデータについて検討を行う。そして、挙動に影響を及ぼすパラメータの候補である意志力について、解析結果に及ぼす影響について調査を行う。そして、意志力についてGAで探索計算を行い、得られたパラメータについて検討を行う。

3.1 実験概要

ここでは、横方向加速度模擬実験について説明する。横方向加速度模擬実験は図3.1に示すように車を操舵した時にかかる横方向加速度を模擬した。実験は台車と自動車用シートを使用した装置で行った。

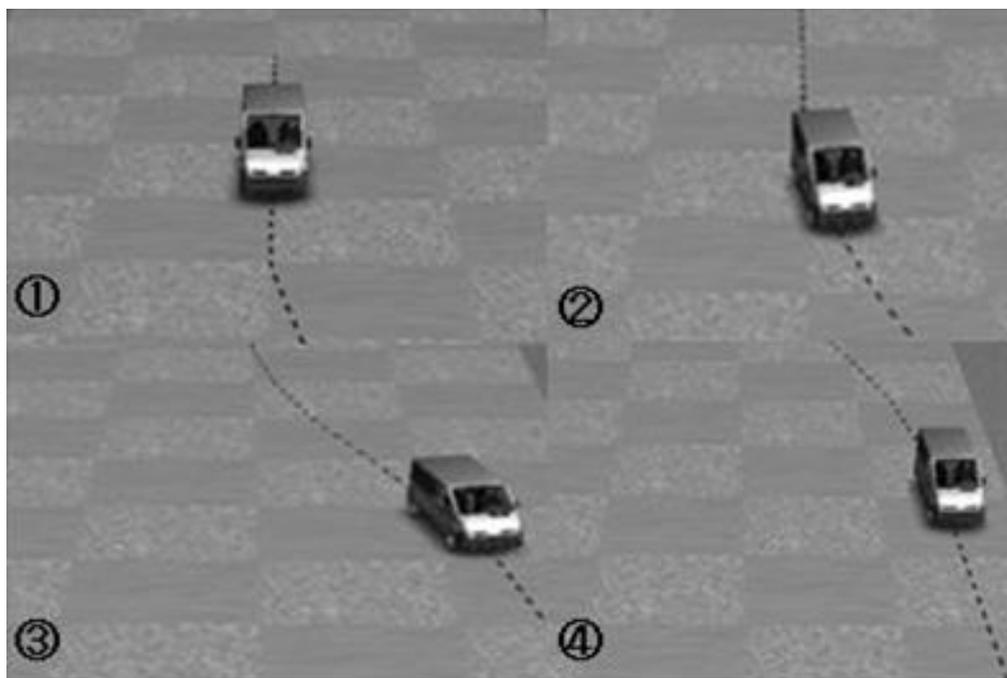


Fig. 3.1 実験で模擬した車両の動き

3.1.1 実験装置概要

本実験で使用した実験装置の概要を図 3.2 に示す。本実験は台車の上に自動車用シートを固定し、被験者を座らせ、台車を動かすことにより、身体に横方向加速度が加わっている状況を模擬する実験である。実験手順は、最初に台車に加速度を加え、自動車の横方向加速度を模擬する。台車への加速度付加は、ゴムを用いた。ゴムを用いることにより、伸び量に比例した定量的な力が加えられることや、簡便に過渡的な力を加えられるといった利点を有する。また、被験者にはマーカを取り付けた。これより、マーカをモーションキャプチャで撮影することにより、身体挙動のデータを得ることが可能となっている。

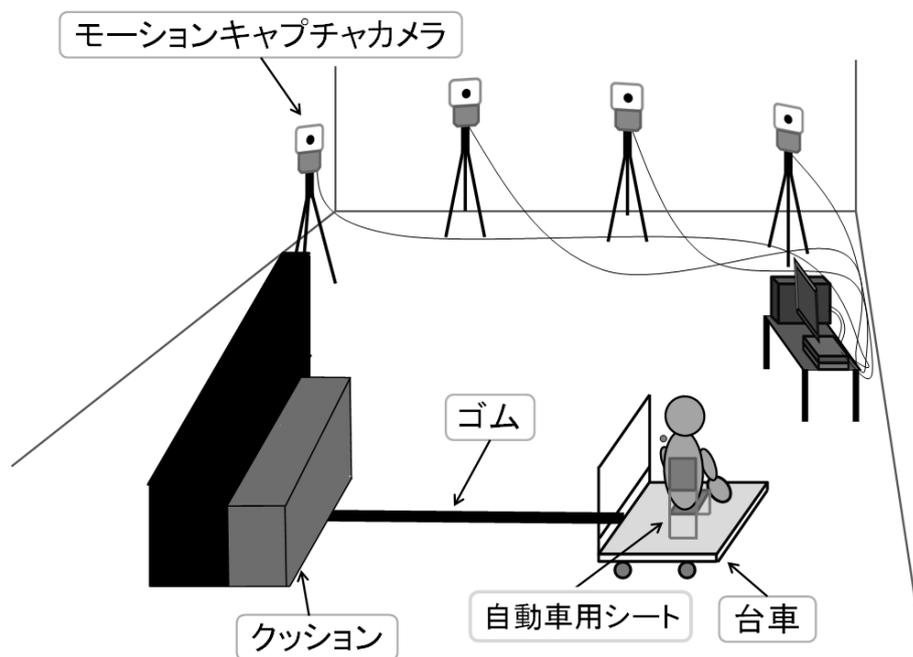


Fig. 3.2 実験装置概要

3.1.2 実験用車両

本検討で使用した実験用車両を図 3.3 に示す。実験用車両は、台車の上に自動車用シートを装着し、そこに被験者を座らせることで、被験者に横方向加速度が加わる状況を再現することが可能となっている。また、台車には足を乗せる足場も配置することで、床反力を計測することが可能となっている。

実験用車両のデータを表 3.1 に示す。実験用車両の背もたれと座面の角度は容易に変更可能となっており、本実験では、 10° 60° と 30° 80° の 2 通りについて実験を行った。



Fig. 3.3 実験用車両

Table 3.1 実験用車両のデータ

| | |
|-------------|-----------------------------------|
| 座面の広さ | 450mm(L) × 300mm(W) |
| 背もたれの広さ | 600mm(L) × 300mm(W) |
| 足場から座面までの高さ | 400mm |
| サイドサポート | 100mm |
| 座面の角度 | 地面に対し 10° , 30° |
| 背もたれの角度 | 地面に対し 60° , 80° |

3.1.3 実験条件

ここでは、実験条件を述べる。被験者は22歳から35歳の成人男性5名とする。力を付加するためのゴムの伸び量は0.8m, 0.9m, 1.0m, 1.1m, 1.2mとし、各条件で5回行われた。モーションキャプチャで計測するためのマーカは身体に20点、台車に3点の計23点に取り付けた。マーカ付着位置を図3.4に示す。多くのマーカを用いることは詳細なデータの取得につながるが、取得データを筋力計算用汎用ソフトウェアなどで利用する場合、解析時間などの負荷が非常に大きくなるといった点から対象の運動において、重要な点を20点選定した。また、台車のマーカは確実に測定できるように、3点のマーカを取り付け、冗長性をもたせている。

また、以下に実験手順を示し、その様子を図3.5に示す。

- ① 台車を所定位置にセットする。この時ゴムはたるみのない状態にする。
- ② マーカを身体の各所に付けた被験者を椅子の上に座るように指示する。このとき椅子にはもともと深く座らせ、手は膝の上に置くように指示する。
- ③ 台車を決められた量だけ引っ張る。
- ④ 台車を離し、静止するまでの台車と身体の様子をモーションキャプチャで撮影する。

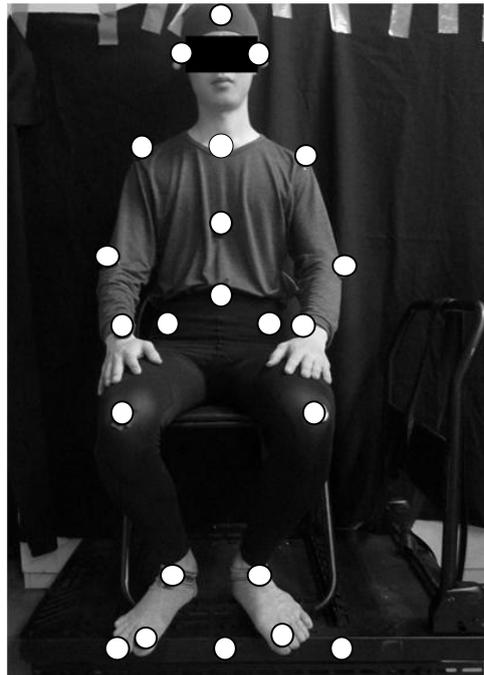


Fig. 3.4 マーカ付着位置



Fig. 3.5(a) 実験手順（初期位置）



Fig. 3.5(b) 実験手順（加速度を付加する直前）



Fig. 3.5(c) 実験手順（加速度負荷後）

3.2 身体挙動再現シミュレーション

3.2.1 座標時刻歴の比較

ここでは、シミュレーション結果について検討を行う。横方向加速度模擬実験と同じシート変位を入力しシミュレーションを行い、その乗員の挙動解析を行った。本検討でシミュレーションを行ったモデルパラメータを表 3.2、シートパラメータを表 3.3 に示す。まず得られた結果を、頭部、身体上部、身体中部、身体下部に分類し、その中でも頭部、右肩、鳩尾、右膝に取り付けたマーカを特徴点とし、4 点の挙動について検討を行った。その時の、各点の実験結果とシミュレーション結果の座標時刻歴を図 3.6 から図 3.9 に示す。これらは、計測開始時を原点とし、原点からの変位量を示した。また、横方向加速度が加わった瞬間における、モデルの挙動を図 3.10。人体の挙動を図 3.11 に示す。図 3.6 における、変位が最大をとる時刻に着目すると、実験結果では約 1.6s となっており、シミュレーション結果は約 2.0s となっている。これは、反応時間の遅れが考慮されていない点や、頭部の慣性モーメントが影響を及ぼしていると考えられる。反応時間の遅れに関しては、本モデルの制御系において、横方向加速度が加わるタイミングを認識している場合と、していない場合の区別ができていないことが原因として考えられる。また実験では座席が動き出すタイミングを伝えていないことも原因の一つと考えることができる。頭部の慣性モーメントに関しては、モデルの頭部の重心位置がセグメントの中心に定義されており、人間の頭部の重心位置は中心には存在しないため、誤差が生じたと考えられる。次に、鳩尾の結果における、変位が最大となる瞬間に着目する。実験結果の変位の最大値は約 1.05m となっているのに対し、シミュレーション結果は約 0.83m となっている。これは、モデルが力んだ状態であることや、反応時間の遅れが適切に考慮されていないことが原因として考えられる。力んだ状態に関しては、先行研究より、横方向加速度による身体の変位量を、自然な状態と全身の拮抗筋を緊張させた状態で比較を行ったところ、緊張によって身体の剛性が変わり、緊張状態の方が変位量が少なくなることが確認されている⁽¹³⁾。このことから、モデルは高い剛性を有していると推測される。

Table 3.2 モデルパラメータ

| | 質量[kg] | 慣性モーメント[kg・m ²] | | |
|------|--------|-----------------------------|-------|-------|
| | | X | Y | Z |
| 頭部 | 4.405 | 0.026 | 0.026 | 0.026 |
| 頸部 | 0.470 | 0.013 | 0.013 | 0.013 |
| 胸部 | 16.520 | 0.430 | 0.286 | 0.143 |
| 腰上部 | 4.758 | 0.651 | 0.651 | 0.651 |
| 腰下部 | 4.758 | 0.651 | 0.651 | 0.651 |
| 骨盤部 | 4.758 | 0.651 | 0.651 | 0.651 |
| 右大腿部 | 7.713 | 0.113 | 0.118 | 0.029 |
| 右下腿部 | 3.304 | 0.044 | 0.045 | 0.006 |
| 右足部 | 0.812 | 0.001 | 0.005 | 0.005 |
| 左大腿部 | 7.713 | 0.113 | 0.118 | 0.029 |
| 左下腿部 | 3.304 | 0.044 | 0.045 | 0.006 |
| 左足部 | 0.812 | 0.001 | 0.005 | 0.005 |
| 右肩部 | 0.110 | 0.001 | 0.001 | 0.001 |
| 右上腕部 | 1.785 | 0.014 | 0.014 | 0.002 |
| 右前腕部 | 1.500 | 0.025 | 0.025 | 0.001 |
| 右手部 | 0.441 | 0.004 | 0.004 | 0.004 |
| 左肩部 | 0.110 | 0.001 | 0.001 | 0.001 |
| 左上腕部 | 1.785 | 0.014 | 0.014 | 0.002 |
| 左前腕部 | 1.500 | 0.025 | 0.025 | 0.001 |
| 左手部 | 0.441 | 0.004 | 0.004 | 0.004 |

Table 3.3 シートパラメータ

| | |
|------------------|------------|
| 背もたれの角度 [deg] | 地面に対し 80.0 |
| 座面の角度 [deg] | 地面に対し 10.0 |
| シートクッション座面高さ [m] | 0.40 |

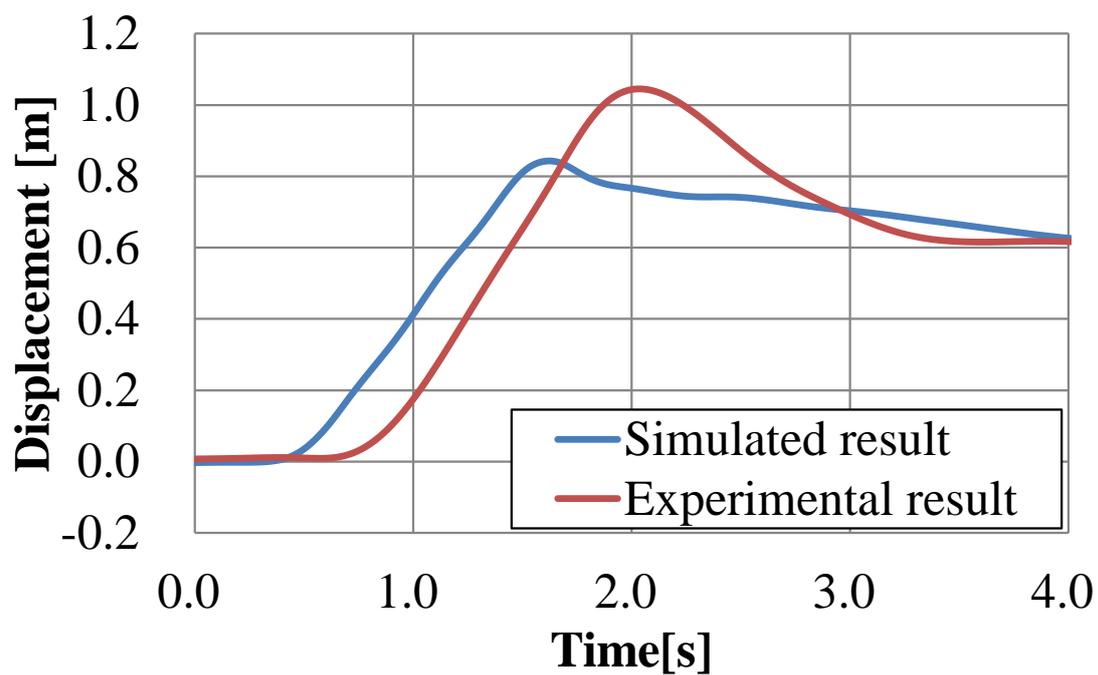


Fig. 3.6 頭部の座標時刻歴

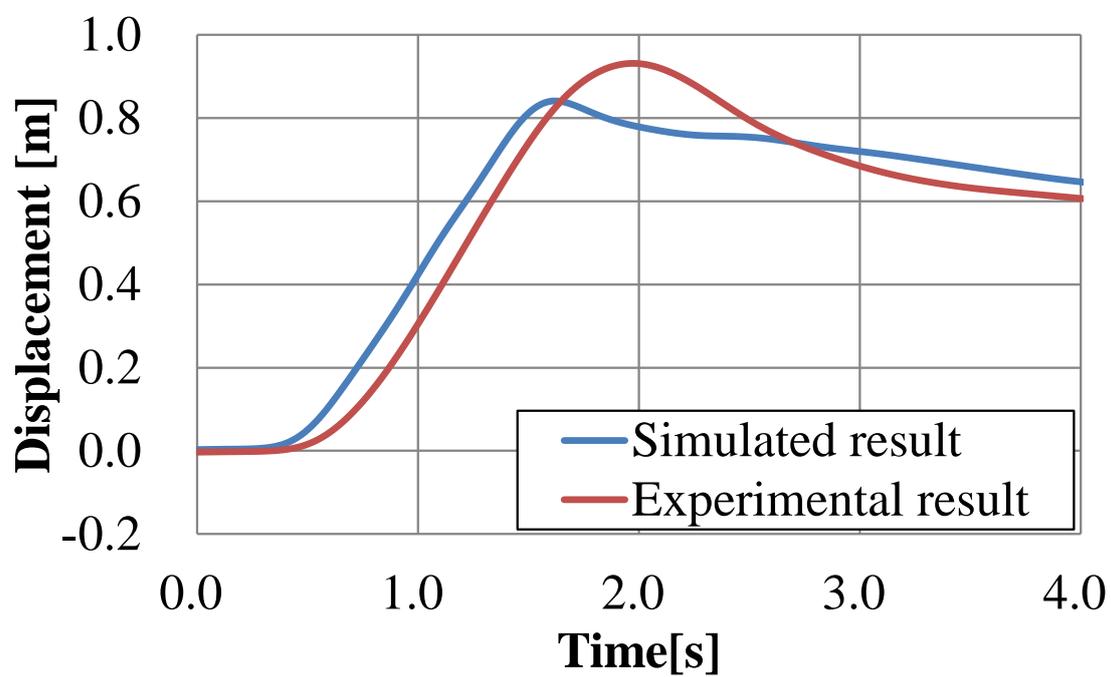


Fig. 3.7 右肩の座標時刻歴

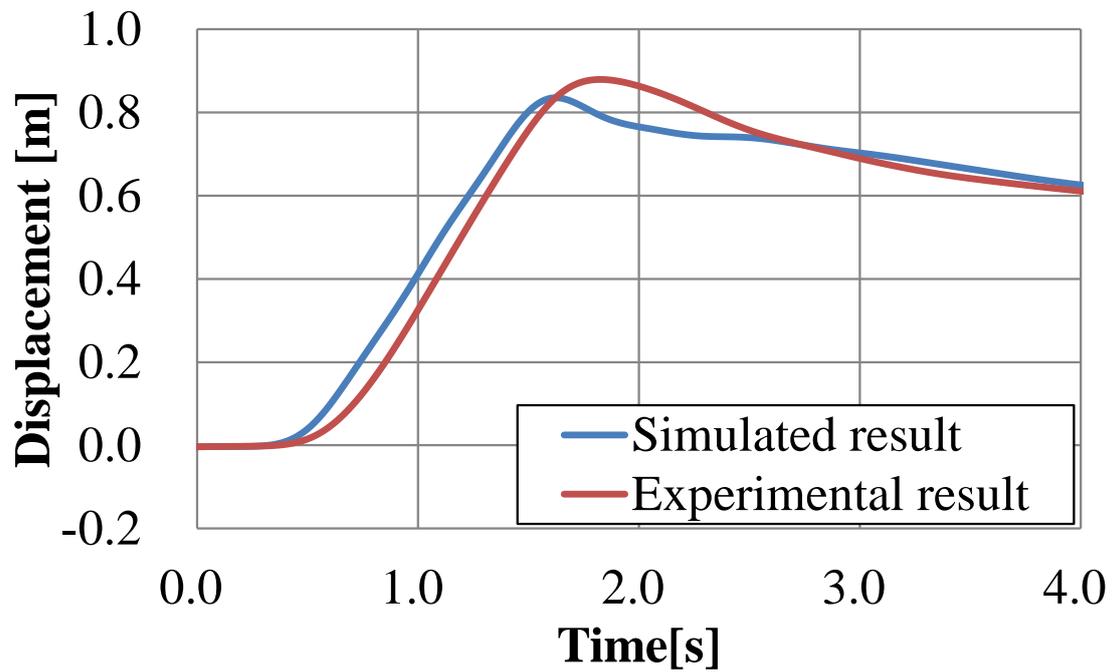


Fig. 3.8 鳩尾の座標時刻歴

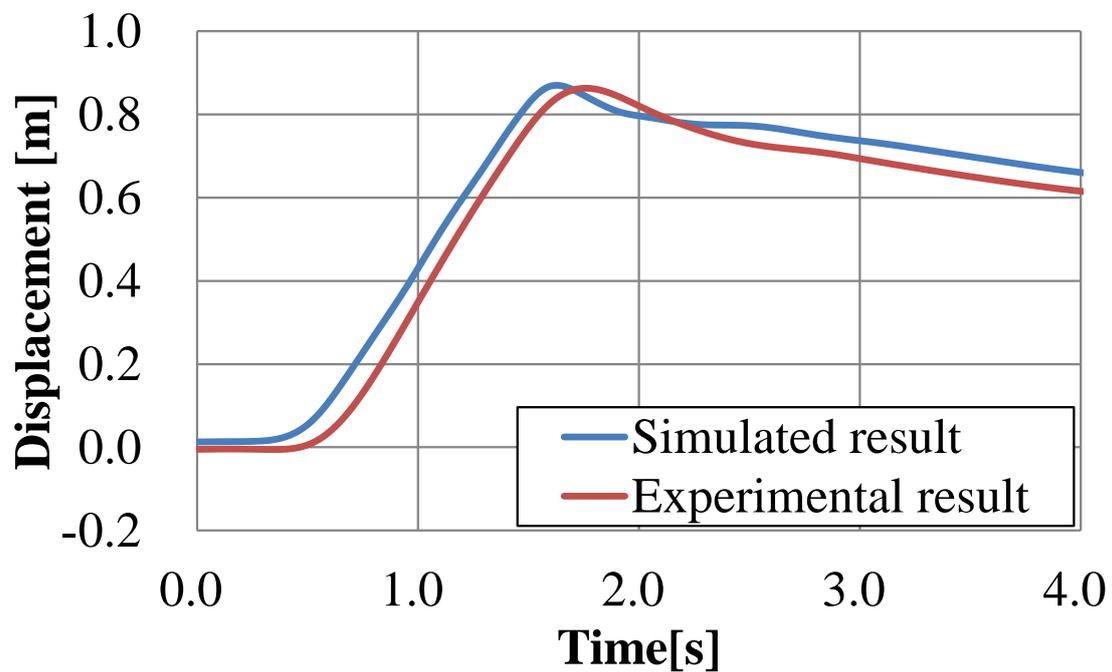


Fig. 3.9 右膝の座標時刻歴

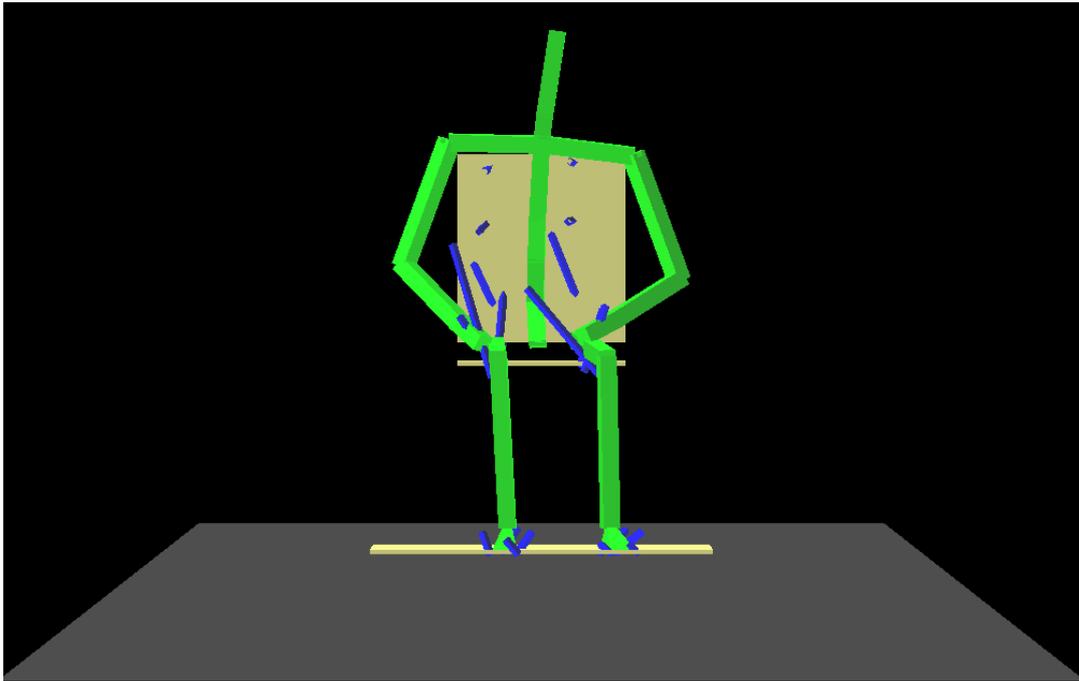


Fig. 3.10 モデルの挙動



Fig. 3.11 人体の挙動

3.2.2 体幹の揺れ角度の比較

ここでは、体幹の揺れ角度に着目し検討を行う。体幹の揺れ角度を図 3.12 に示す。体幹の揺れ角度とは、モデルに対する矢状面を基準とした面と、頭部と鳩尾を特徴点とし、二つの特徴点を結ぶ線のなす角を、体幹の揺れ角度とする。

実験結果とシミュレーション結果の体幹の揺れ角度時刻歴を図 3.13 に示す。実験用車両に加速度が加わっている時刻である約 1.0 秒に着目すると、実験では約 8° 傾いている一方、モデルは約 0° であることが確認できる。これより、モデルは身体の揺れが少なく、柔軟性が低いと考えられる。

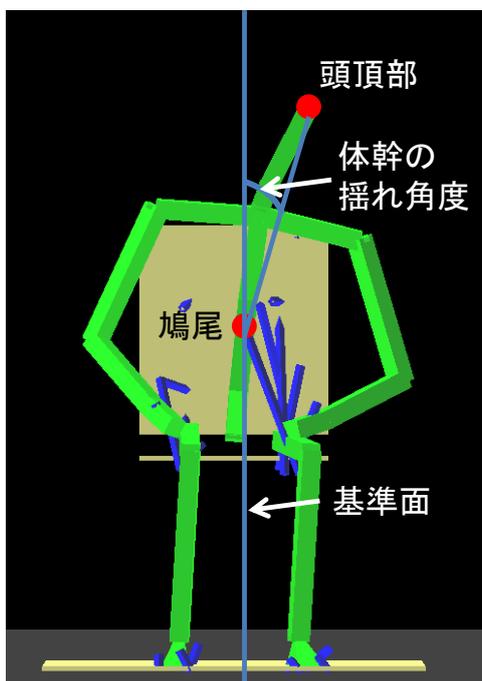


Fig. 3.12 体幹の揺れ角度

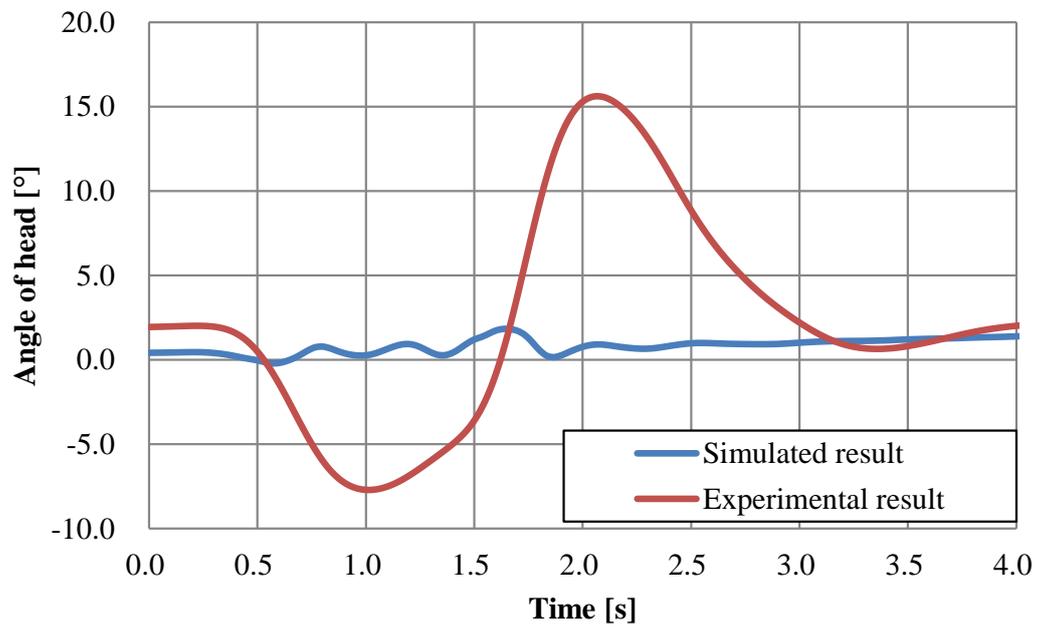


Fig. 3.13 頭部の振れ角度の時刻歴

3.3 関節受動抵抗の変更によるシミュレーション結果の比較

ここでは、関節受動抵抗の改良が解析結果に及ぼす影響について検討を行う。改良を行う前後について、頭部、右肩、鳩尾、右膝の座標時刻歴を図 3.14 から 3.17 に示す。また、体幹の揺れ角度時刻歴を図 3.18 に示す。

図 3.14 から、1.6 秒付近における、変位の最大値に着目する。改良前は最大値が約 0.85m となっているが、改良後は約 0.87m となっており、最大値が僅かに増加していることが分かる。

次に図 3.18 から、0.5 秒付近と 1.6 秒付近の加速度が変化する時刻では、体幹の揺れ角度が 2 倍以上大きくなっていることが分かる。

以上より、関節受動抵抗の改良によって、体幹部や頭部の揺れが増幅することが分かった。これは、僅かに関節の可動域が変化したことが原因として考えられる。可動域が変化したことによって、身体の揺れた時にかかる抵抗トルクが変化したため、シミュレーション結果に変化を及ぼしたと考えられる。

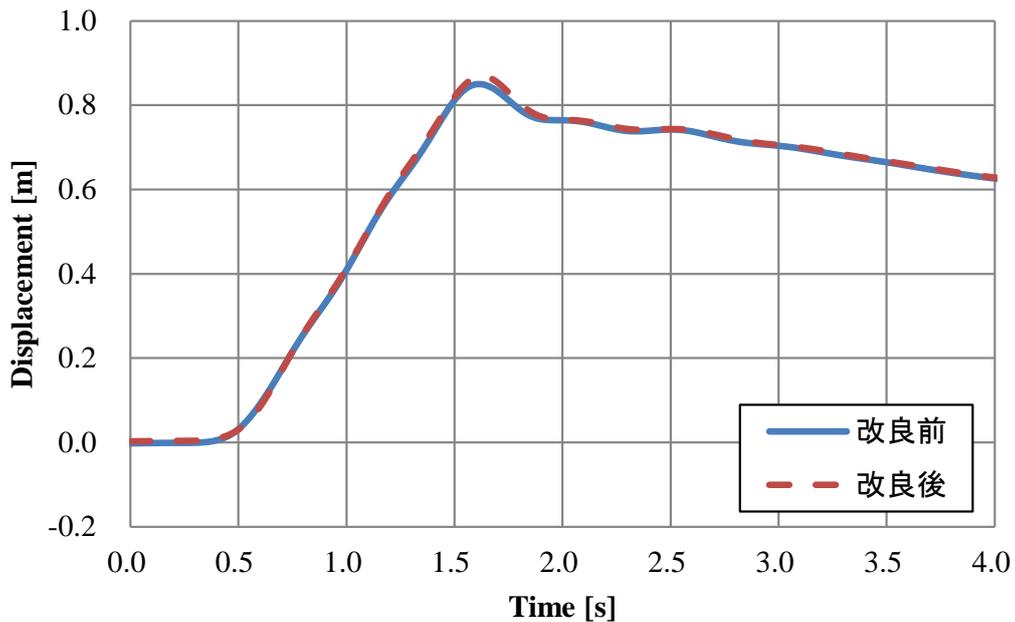


Fig. 3.14 頭部の座標時刻歴

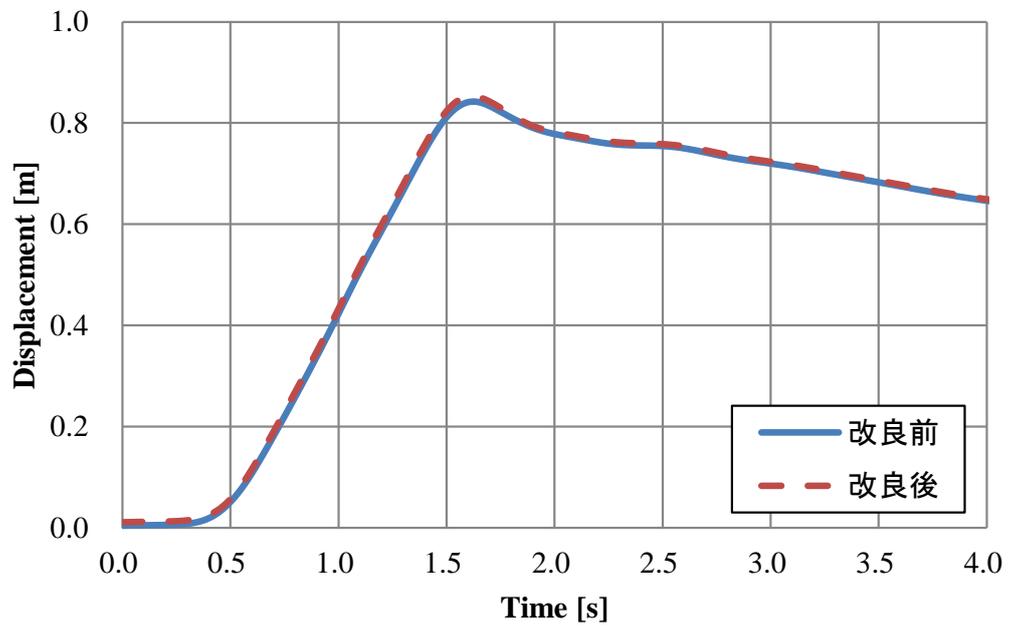


Fig. 3.15 右肩の座標時刻歴

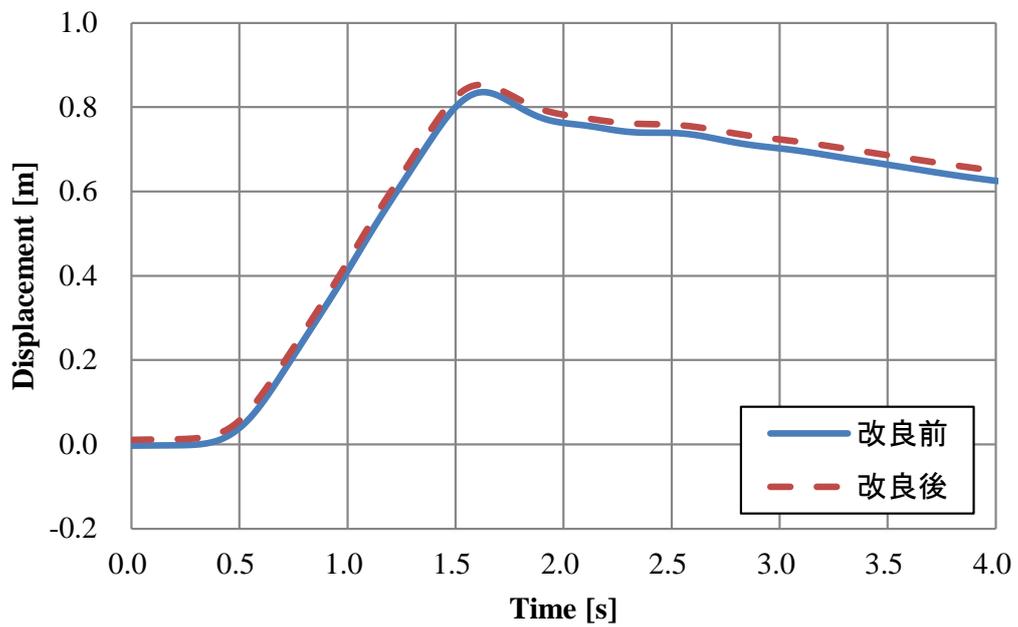


Fig. 3.16 鳩尾の座標時刻歴

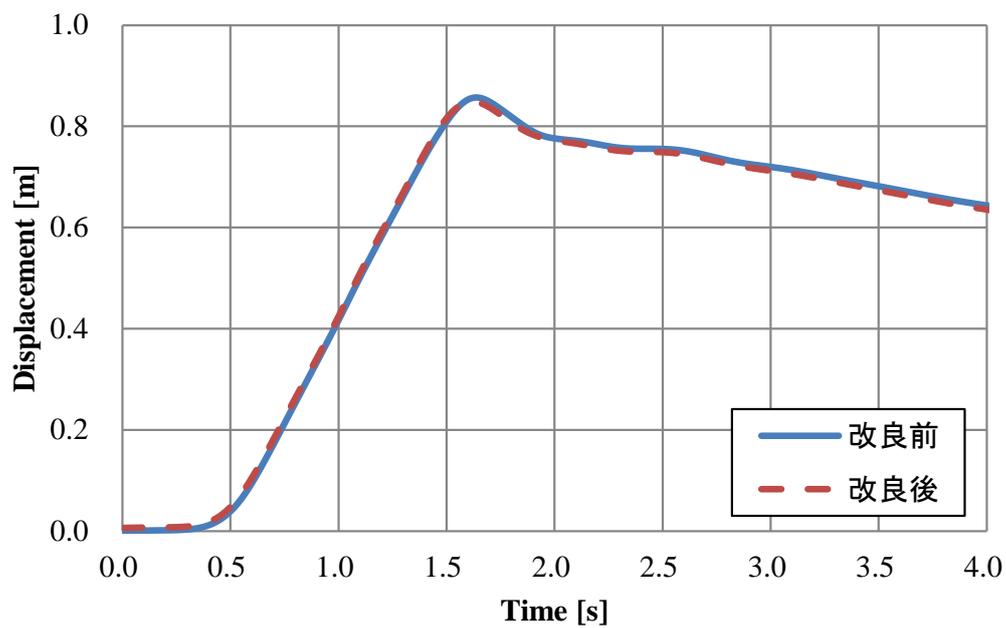


Fig. 3.17 右膝の座標時刻歴

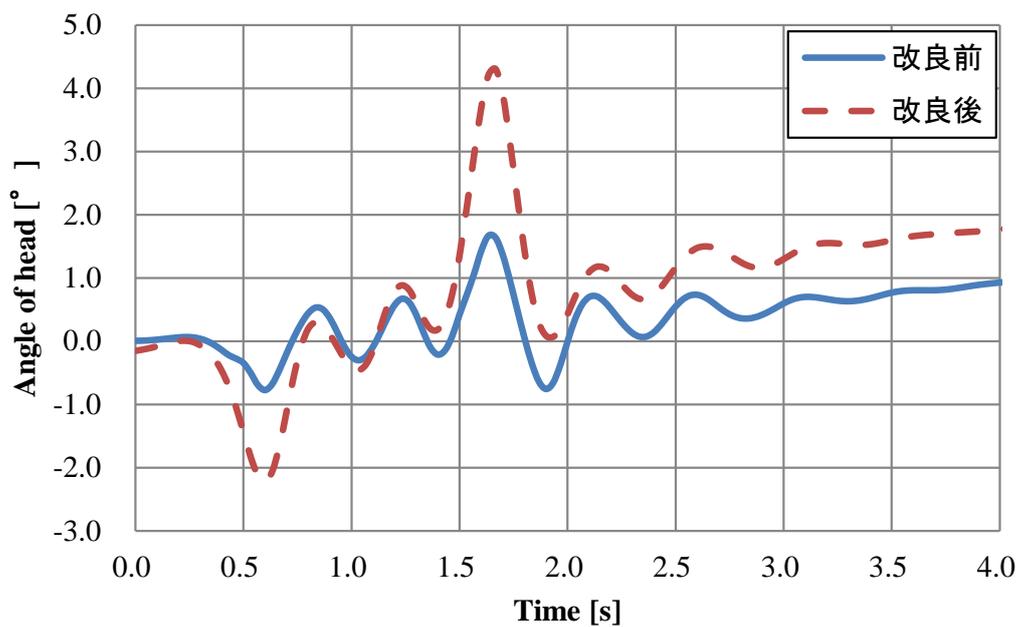


Fig. 3.18 体幹の揺れ角度時刻歴

3.4 意志力の変更

ここでは意志力が解析結果に及ぼす影響について検討を行う。3.2章より、横方向加速度が身体に加わった時、頭部の挙動が特徴的であることが分かった。そこで、横方向加速度が加わった時の体幹の揺れ角度を指標とし、これと意志力の関係について調査を行う。また意志力は、X軸（前後）方向、Y軸（左右）方向、Z軸（上下）方向それぞれに対して定義されているため、意志力の向きと、揺れ角度との関係性についても検討を行う。

3.4.1 変更する意志力

意志力とは、(4)式で与えられた、理想的な挙動と現時点の挙動との差異を減少させるために考慮された、仮想的な力のことである。ここでは、体幹から首に向かって働く力と、首から頭頂部に向かって働く力を考える。これらはそれぞれ、体幹と頭部を姿勢維持するために必要な意志力である。これらの意志力を図3.19に示す。

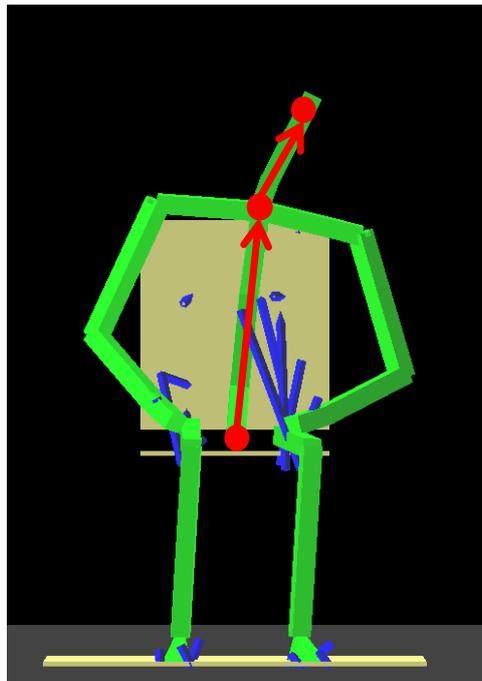


Fig. 3.19 体幹と頭部の姿勢維持のための意志力

3.4.2 意志力の変更によるシミュレーション結果の比較

ここでは、上下左右方向の意志力を変更した時の、体幹の揺れ角度の変化について検討を行う。左右方向の意志力を変えた場合の揺れ角度の最大値を図 3.20, 3.21 に示す。図 3.20 において青色のプロット(trunk)は、体幹の意志力を頭部の意志力の 1.5 倍に定義した時の結果、赤色のプロット(head)は、体幹の意志力を頭部の意志力の 0.5 倍に定義した時の結果、緑色のプロット(same)は、体幹と頭部の意志力を同じに定義した時の結果である。また図 3.21 において z の値は、上下方向の意志力の大きさとなっている。

まず図 3.19 から、いずれの部位も、意志力が約 1.0 では揺れ角度が約 5.0° となっているが、意志力が 0.1 では揺れ角度が約 13° となり、約 2.6 倍に増大していることが確認できる。これは、意志力を減少させたことにより、初期姿勢に戻そうとする復元力が減少したため、角度が異なったと言える。つまり、意志力の変更は、頭部の位置を制御するゲインの変更と言える。また、各部位ごとの差に着目すると、意志力が 0.1 の時に、trunk が約 13.7° であるのに対し、head は約 12.4° である。これは、頭部の姿勢維持は、体幹と頭部の意志力の比が関係していると考えられ、相対的に頭部の方が小さい場合には揺れ角度が大きくなると考えられる。

次に図 3.21 から、横軸が 0.1 の時、 $z=0.24$ の結果では揺れ角度が約 7.0° となっているが、 $z=0.12$ の結果では約 12.0° となっていることが分かる。これは、意志力を減少させたことにより、頭部と体幹部を直立状態に保とうとする力が減少したため、角度が異なったといえる。つまり人体が左右方向の揺れに対して姿勢維持を行う時も、全方向に複雑に力を入れていると考えられる。以上より、意志力のパラメータを調節して最適化を行う時は、左右方向のみの挙動を考えたときでも、全方向の意志力に対して最適化を行う必要があると考えられる。

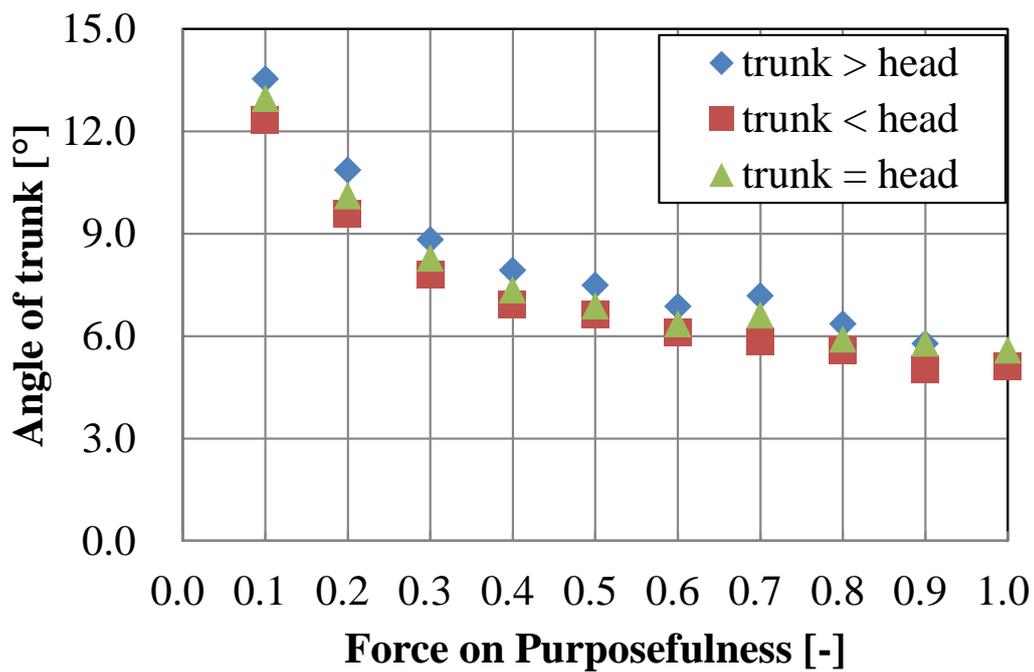


Fig. 3.20 前後左右方向の意志力と体幹の振れ角度の関係

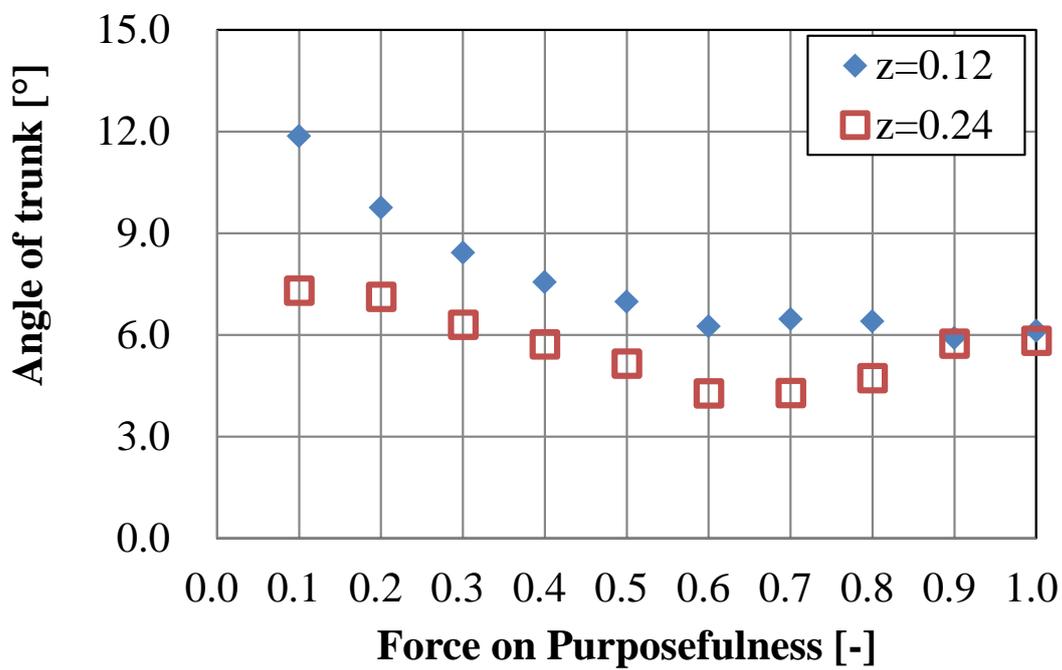


Fig. 3.21 上下方向の意志力と体幹の振れ角度の関係

3.5 探索計算

3.5.1 探索パラメータの選定

探索パラメータを選定するときに考慮すべき点は、そのパラメータが挙動に及ぼす影響である。探索すべきパラメータが有する特性として適当な項目は、パラメータ変更によって身体の剛性を変える可能性があることと、柔軟な挙動に変わる可能性があることの二つが必要と考えられる。3.4節より、意志力を変更することで、モデルの剛性と柔軟性が変わることが分かった。そこで、意志力に対して探索を行う。また、3.2節より、頭部が特に実験結果とシミュレーション結果の差が大きいことが確認された。そこで、頭部の位置を調節するゲインと考えられる腰部から首部への意志力と、首部から頭部への意志力の全方向の意志力を探索する。

3.5.2 シミュレーション結果

ここでは、探索計算によって得られたパラメータを用いて数値シミュレーションを行った。探索計算を行う前後と、実験結果の挙動について、比較を行う。探索計算によって得られたパラメータを表 3.4 に、探索前後のパラメータを用いたシミュレーション結果と実験結果の頭部の座標時刻歴を図 3.22, 3.24, 3.26, 3.28, 3.30, 頭部の揺れ角度の時刻歴を図 3.23, 3.25, 3.27, 3.29, 3.31 に示す。これらの結果は、ゴムの伸び量 1.2m における異なる 5 通りの実験より得られたシートの変位を入力し、シミュレーションを実施した結果である。

まず図 3.22 から、0.5 秒付近における加速度が変化する時刻では、探索前は約 0.5 秒においてモデルが動き始めているが、探索後は約 0.7 秒となっていることが分かる。探索計算によって、実験結果との差が減少していることが分かる。

次に図 3.23 から、0.5 秒付近の加速度が変化する時刻では、探索計算前は約 0° となっていた頭部の揺れ角度が、探索計算後は約 3° となっていることが分かる。また、実験結果は、約 8° となっていることから、再現されていなかった頭部の揺れを再現していることが分かる。しかしながらピーク時刻など定量的な差があることが分かる。

以上より、探索計算によって得られたパラメータを用いて数値シミュレーションを行うことで、再現されていなかった頭部の揺れを再現することに成功した。また、定量的な差が生じているが、得られたシミュレーション結果は、実験結果との差が減少していることが分かった。

Table 3.4 探索によって得られた意志力

| | X | Y | Z |
|--------------|-------|-------|-------|
| 頭部[初期値からの倍率] | 0.056 | 0.278 | 0.051 |
| 体幹[初期値からの倍率] | 1.013 | 0.115 | 0.000 |

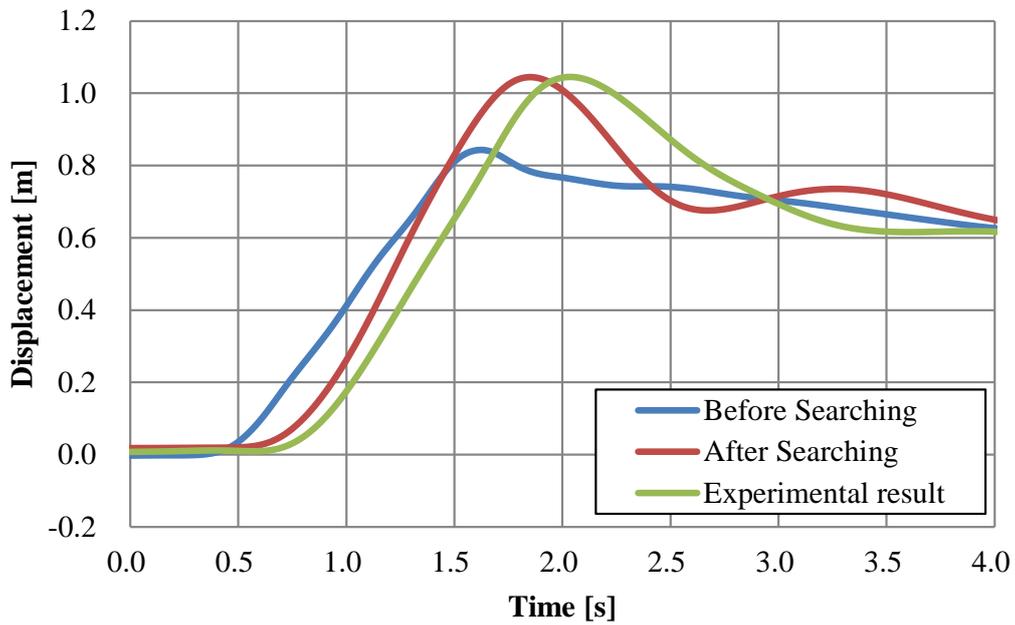


Fig. 3.22 頭部の座標時刻歴 (最大横加速度 0.35G)

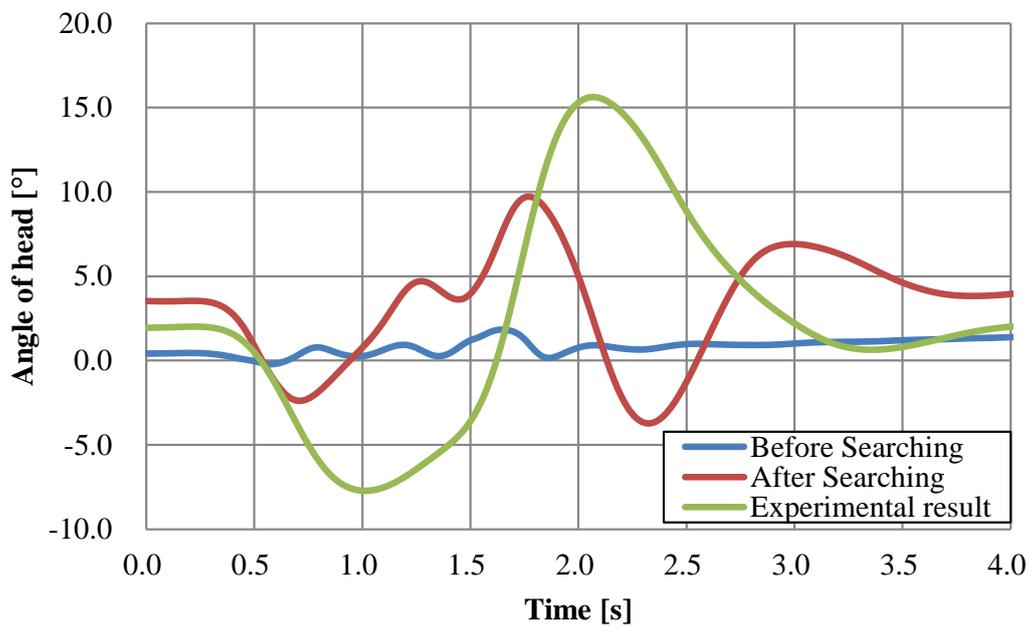


Fig. 3.23 体幹の揺れ角度の座標時刻歴 (最大横加速度 0.35G)

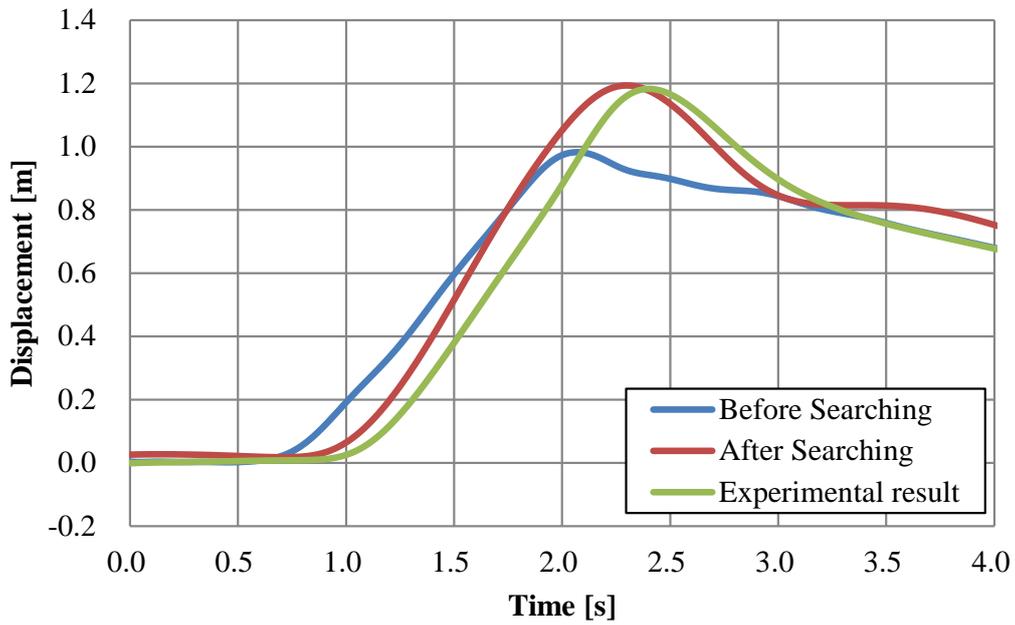


Fig. 3.24 頭部の座標時刻歴 (最大横加速度 0.30G)

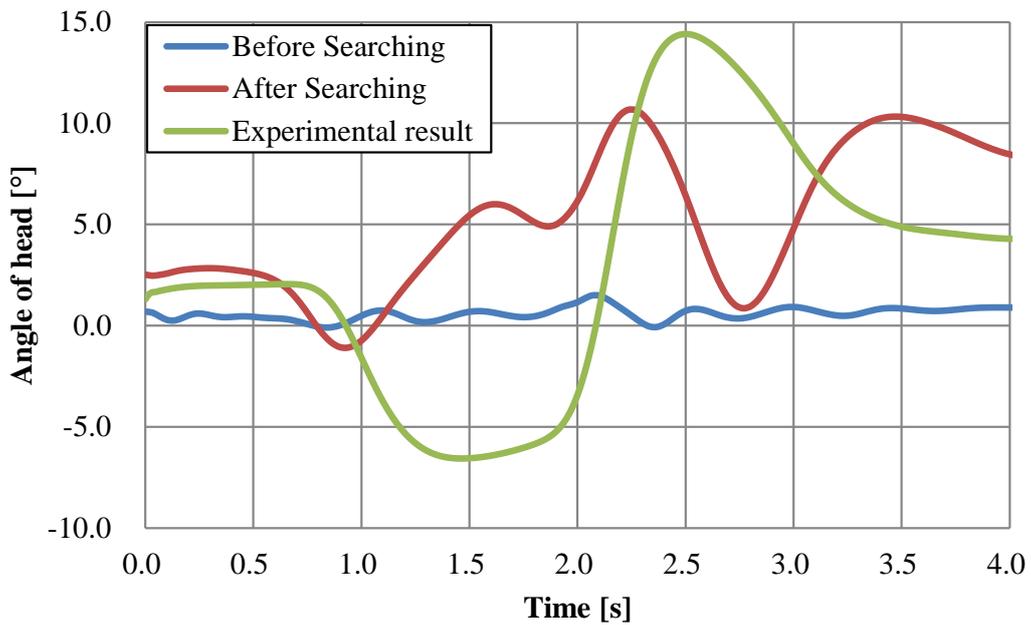


Fig. 3.25 体幹の揺れ角度の座標時刻歴 (最大横加速度 0.30G)

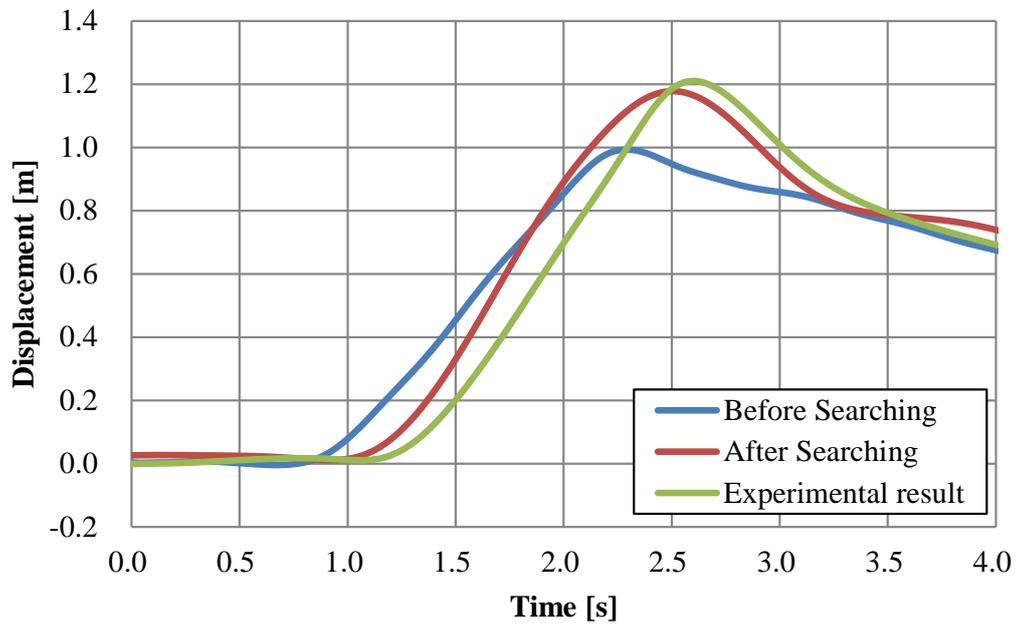


Fig. 3.26 頭部の座標時刻歴 (最大横加速度 0.26G)

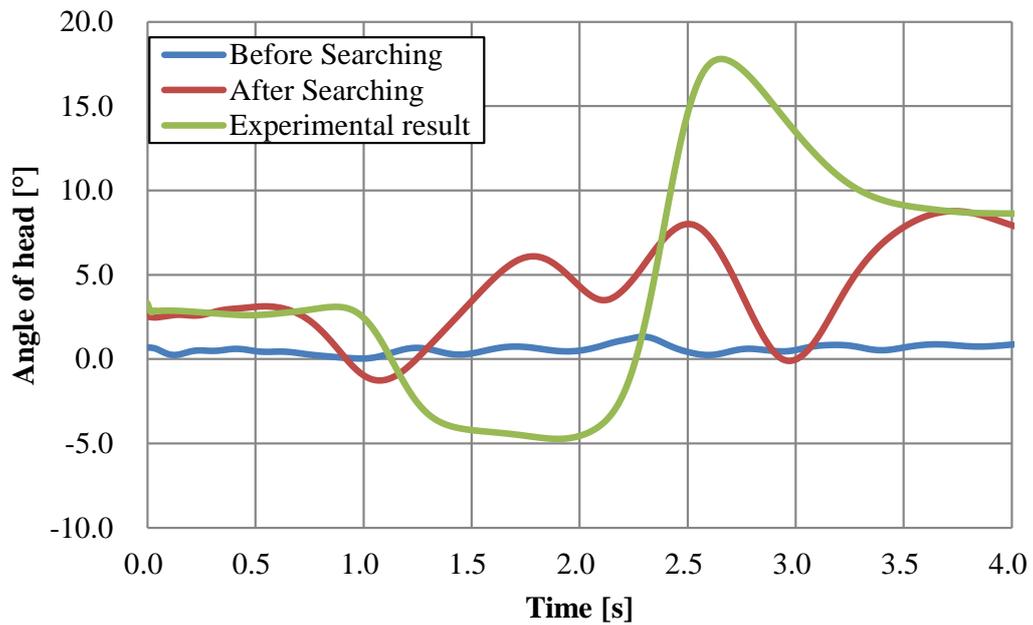


Fig. 3.27 体幹の揺れ角度の座標時刻歴 (最大横加速度 0.26G)

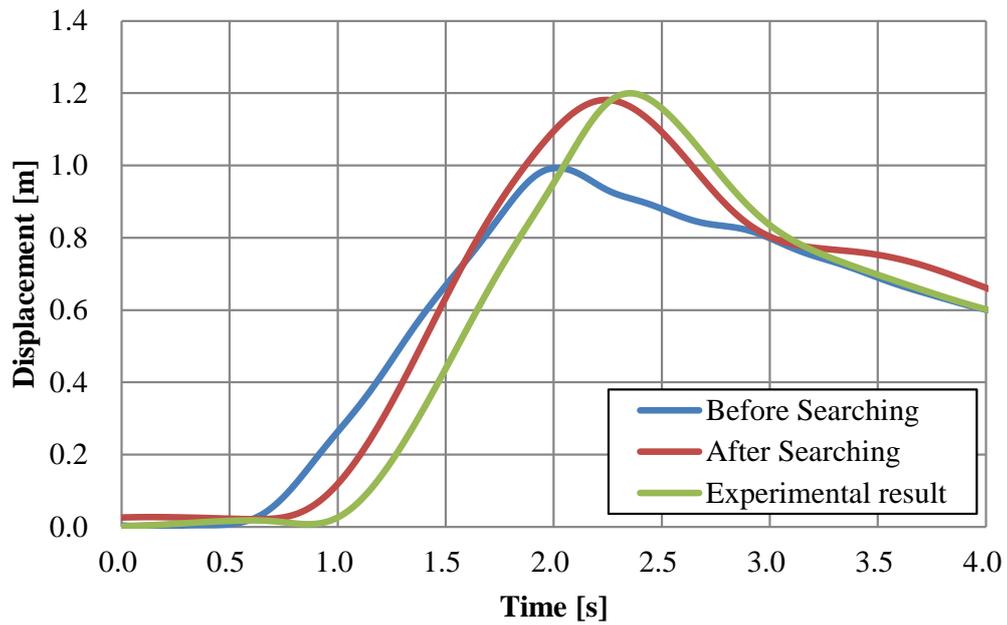


Fig. 3.28 頭部の座標時刻歴 (最大横加速度 0.29G)

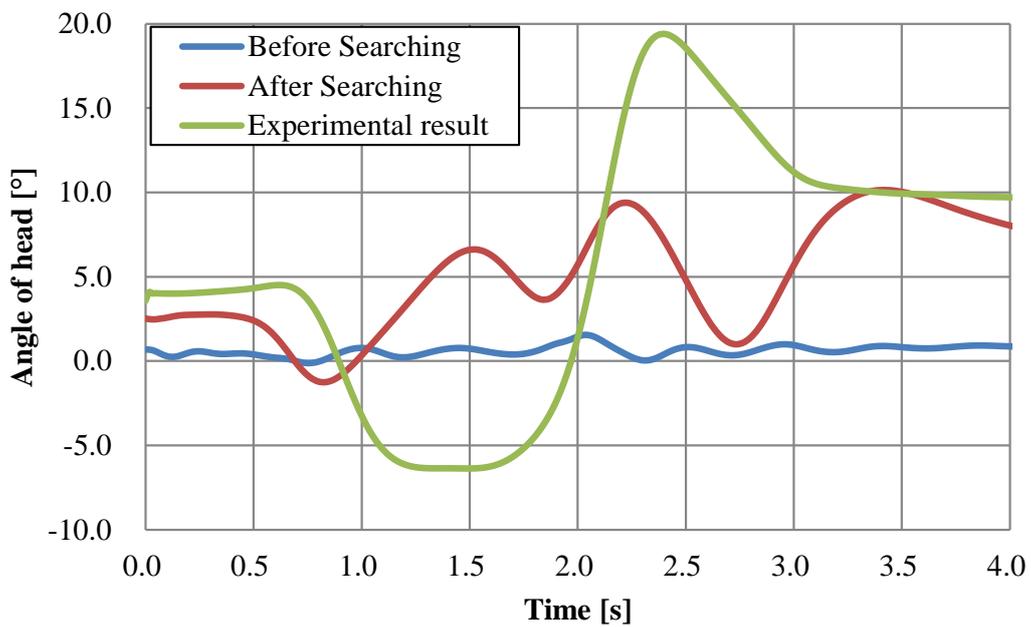


Fig. 3.29 体幹の揺れ角度の座標時刻歴 (最大横加速度 0.29G)

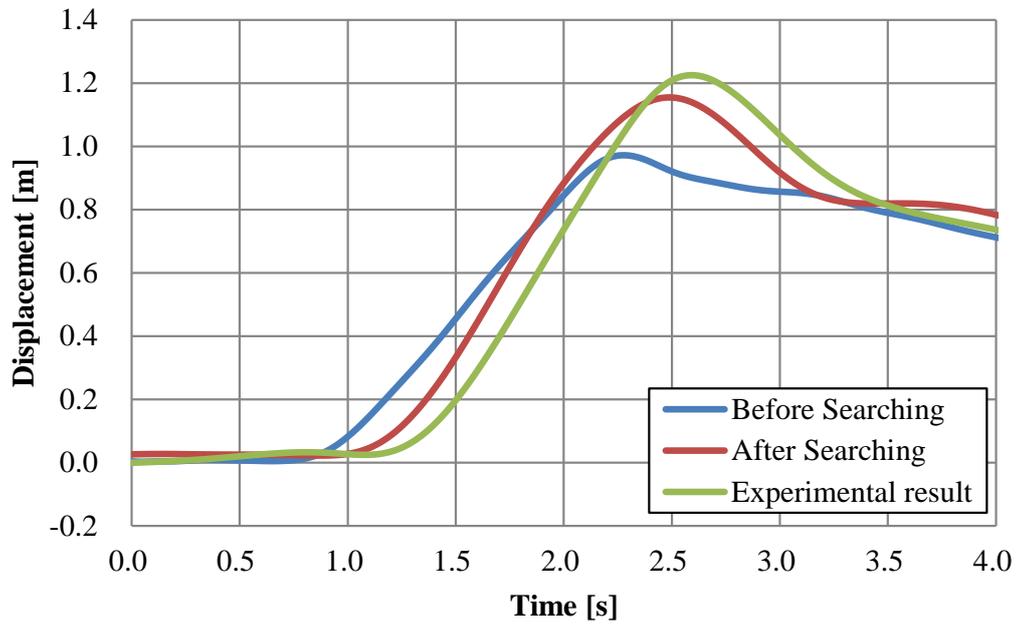


Fig. 3.30 頭部の座標時刻歴 (最大横加速度 0.26G)

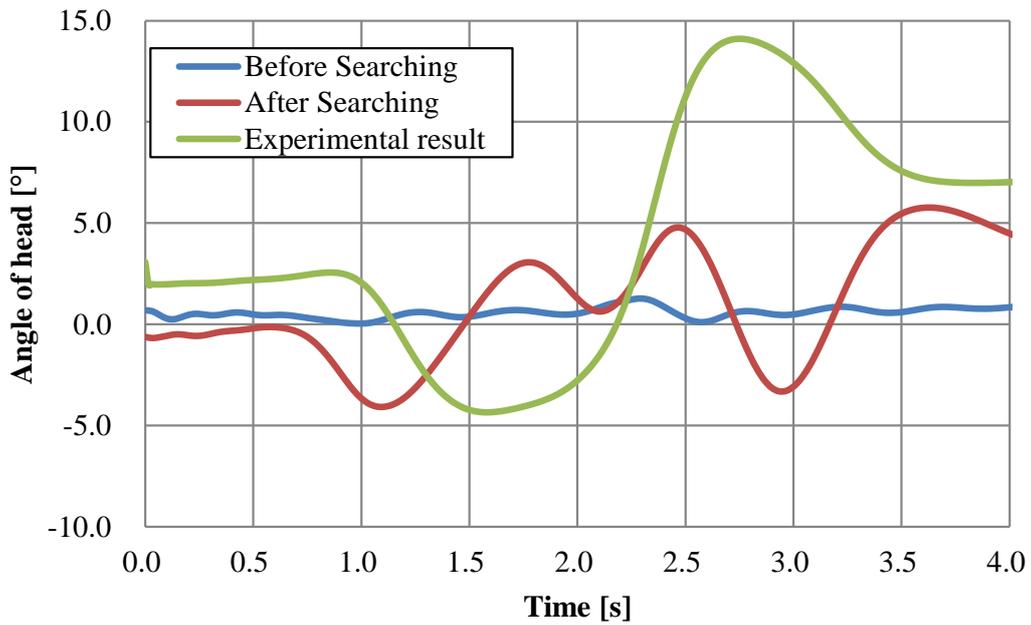


Fig. 3.31 体幹の揺れ角度の座標時刻歴 (最大横加速度 0.26G)

第4章 統合的動解析システム

4.1 システム概要

ここでは、著者らが提案している統合的動解析システムの説明を行う。統合的動解析システムの解析手順の概要を図4.1に示す。本システムは車両モデル、身体運動生成モデル、筋骨格モデルの三つの数値シミュレーションから構成されている。車両モデルと筋骨格モデルは汎用のシミュレーションソフトウェアを使用している。このシステムの大きな特徴は、二つの汎用ソフトウェアの間に自作の身体運動生成モデルを介することで、車両モデルから筋骨格モデルへのデータの受け渡しを可能にした点である。これにより、車両運動から身体の力学的負担までの解析を行う統合的な動力学シミュレーションが可能となる。また、市販のソフトウェアを用いることで各ソフトウェアの優れた部分を最大限に利用することができる。すなわち、車両モデルでは様々な車両諸元や走行条件を組み合わせた詳細な走行シミュレーション、筋骨格モデルでは、500以上の筋肉を持つモデルによる筋力シミュレーションを行うことができる。

次に、システムの解析手順に関して説明する。最初に車両モデルを用いて各走行シチュエーションにおける車両運動を計算する。そして、算出された車両運動データから車両のシート位置における並進座標や車両角度などの車両運動データを身体運動生成モデルに入力する。さらに、身体運動生成モデルでは求められた車両運動データから身体運動を計算する。ここで、身体運動の算出は、身体とシートの接触点での反力やシートの移動に応じた加速度などのデータを用いた順動力学計算により求めている。最後に、得られた身体運動データ、反力を筋骨格モデルに入力し、逆動力学計算を用いて筋負荷や筋活性度などを求め、算出された身体の力学負担のデータを指標とすることで運転姿勢の評価・検討を行う。

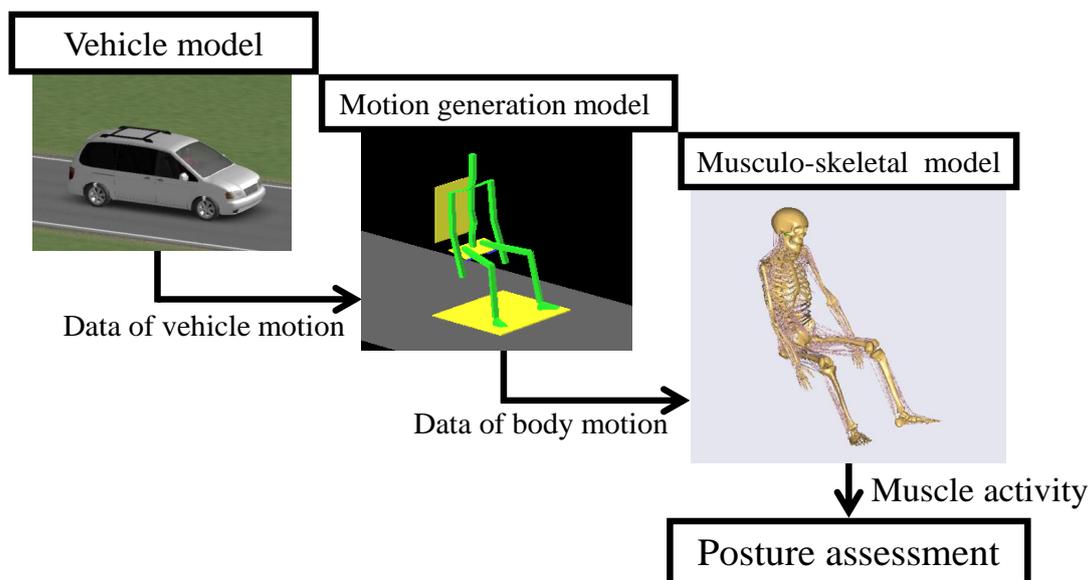


Fig. 4.1 統合的動解析システム概要

4.1.1 車両モデル

車両モデルは、身体運動生成モデルに車両走行情報を与えることを目的とする。ソフトウェアとして、車両運動シミュレーションソフト CarSim (Mechanical Simulation 社) を使用した⁽³²⁾。CarSim を用いることで、車両各部位の詳細な設定や複雑な走行シチュエーションの構築が容易となり、図 4.2 に示すようにシミュレーション結果を直感的に捉えやすいアニメーションで見ることができる。さらに、MATLAB/Simulink 上でファンクションブロックとして扱うことができるため、車両運動データの座標変換やデータフォーマットの変更などを行うことができ、身体運動生成モデルとのデータ受け渡しに関する利便性も有する。また、世界で 30 社以上の完成車メーカー、60 社以上の部品メーカーで利用されている車両運動シミュレーションソフトであり、研究においても、開発した車両制御則の制御効果検証や四輪操舵車両のプロテクション機能による車両運動性能向上の確認などに広く利用されている⁽³³⁾⁽³⁴⁾。本システムでは、算出された車両運動データのうち、車両重心の三つの並進座標と、三つの車両角度 (ピッチ、ロール、ヨー) の時刻歴を身体運動生成モデルに対して出力している。

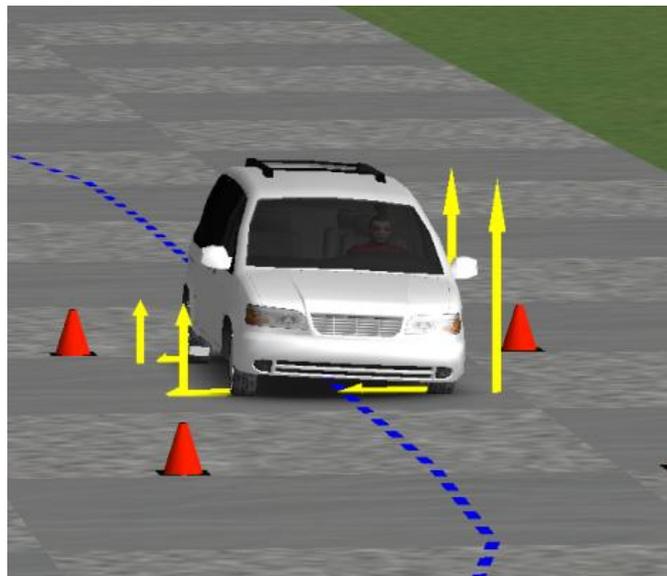


Fig. 4.2 Carsim によるアニメーション例

4.1.2 筋骨格モデル

筋骨格モデルは、身体運動生成モデルによって求められた身体運動、接触点での反力データを入力とし、逆動力学計算を行うことで身体の力学負担を求める。将来的には、ここで得られた筋活性度などを運転姿勢の評価・検討のための指標とする。筋骨格モデルには、市販の筋力計算ソフトウェアを使用している。本システムが身体運動生成モデルと筋骨格モデルの二つの人体モデルによる数値シミュレーションを行うのは、計算コストおよび筋力計算における妥当性の面から筋力計算を別過程としたためである。

本研究においては、筋骨格モデルのソフトウェアとして、AnyBody Modeling System (AnyBodyTechnology社)を用いた⁽³⁵⁾。AnyBody Modeling Systemは、Rasmussenらの研究成果⁽³⁶⁾⁽³⁷⁾を基本として開発された筋力計算ソフトである。この筋骨格モデルは全身で500以上の筋モデルを持ち、筋モデルの特徴としてHillタイプと呼ばれるモデルを使用している。本論文において解析を行った筋骨格モデルを図4.3に示す。このモデルは、全身で43の関節自由度を持っている。



Fig. 4.3 筋骨格モデル

4.2 解析結果の一例

4.2.1 車両モデル

CarSim では、軽自動車からフォーミュラカーにいたるまでの様々な車両モデルが用意されており、目的に合わせて任意に選択することができる。本研究では、一般的な乗用車の車両運動を検討するため、数値シミュレーションに用いる車両には CarSim で提供されている D-Class, Minivan を使用した。図 4.4 に使用した車両の外観を、表 4.1 に車両諸元を示す。また座標系は、2.2.1 項に示した身体運動生成モデルの座標系と同じである。走行条件は、進行方向に速度 12 [m/s] (43.2 [km/h]) で一定とし、レーンチェンジ走行を行った。目標車両軌跡を図 4.5 に示す。車両は、原点から X 軸の方向に 2 秒間直進し、2.5 秒の乗移り区間中に Y 軸の正方向に 4 [m] 移動した後に、1 秒間直進する。その後 2.5 秒間の乗移り区間中に Y 軸の負方向に 4 [m] 移動し、元のレーンに戻り再び 2 秒間直進する。路面摩擦係数は乾いたアスファルトを想定し $\mu=0.7$ とした。

図 4.6~4.9 にシミュレーション結果を示す。図 4.6 より、汎用のソフトウェアを利用することで、直感的に捉えやすいアニメーションによってシミュレーション結果を確認することができる。図 4.7 は車両軌跡である。図 4.7 から、目標軌跡に沿った車両走行が生成されていることが分かる。図 4.8 は横方向加速度の時刻歴である。図 4.8 から、レーンチェンジを行う乗移り区間の前後で横方向加速度が増大していることがわかる。横方向加速度は、最大で約 0.15 [G] となっている。同様に、図 4.9 に示した車両角度の時刻歴より、乗移り区間の前後でのレーンチェンジ走行に伴ったロール角度の変化が確認できる。これは、車両の床面が揺れていることを表しており、実車におけるレーンチェンジ走行を考える上で相応な結果である。このように、車両諸元、走行条件を任意に選択することで実機を伴わずに目的に合わせた車両運動データを得ることができる。

ここで求められた車両走行データの内、車両重心の三つの並進座標と車両座標系のロール、ピッチ、ヨーの三つの車両角度を csv 形式のファイルで身体運動生成モデルに対して出力した。



Fig. 4.4 D-Class, Minivan

Table 4.1 車両諸元

| | |
|-------------------------------------------|-------|
| 車両重量 [kg] | 1837 |
| ロール慣性モーメント [$\text{kg}\cdot\text{m}^2$] | 486.2 |
| ピッチ慣性モーメント [$\text{kg}\cdot\text{m}^2$] | 2975 |
| ヨー慣性モーメント [$\text{kg}\cdot\text{m}^2$] | 2975 |
| 全長 [m] | 4.255 |
| 車高 [m] | 1.776 |
| 車幅 [m] | 1.958 |
| 重心の路面高さ [m] | 0.711 |
| フロントトレッド [m] | 1.695 |
| リアトレッド [m] | 1.775 |
| ホイールベース [m] | 3.000 |

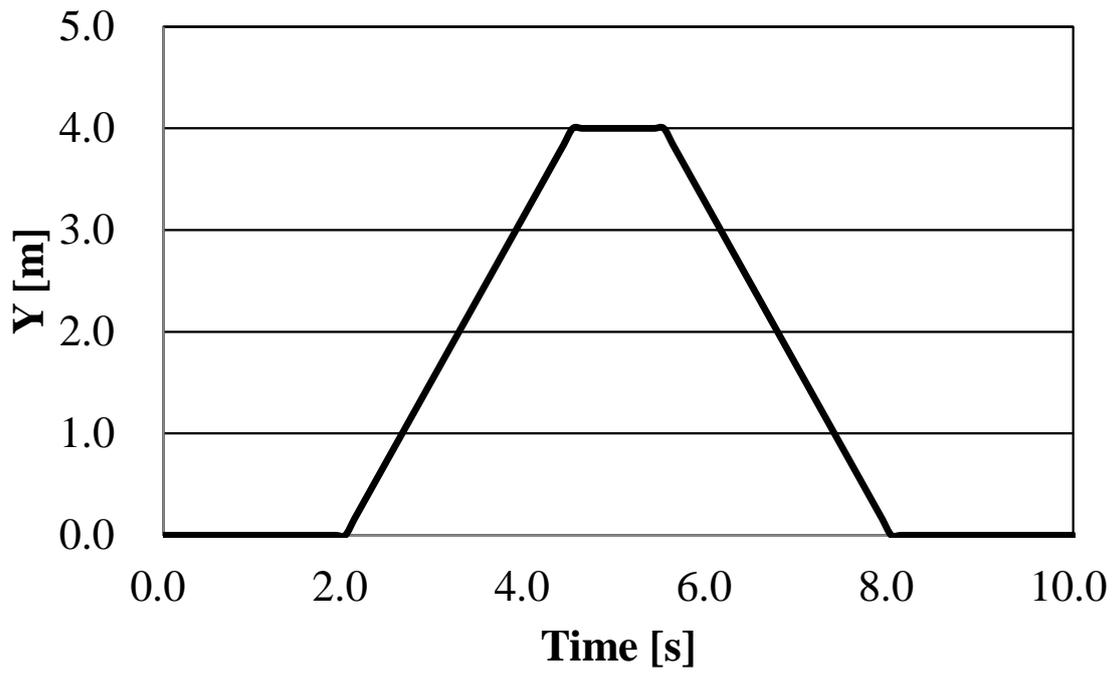
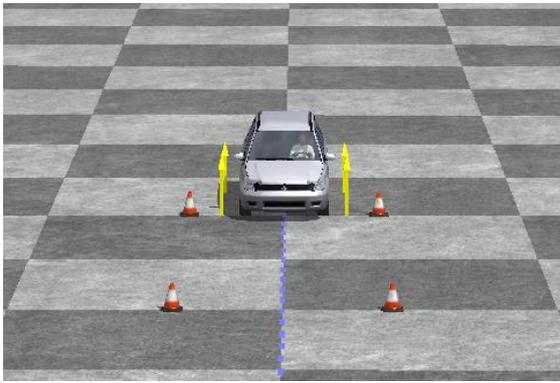
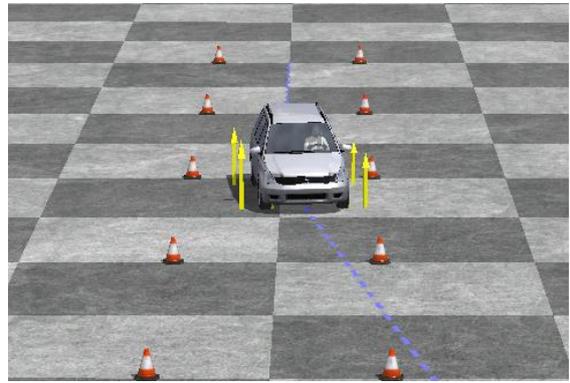


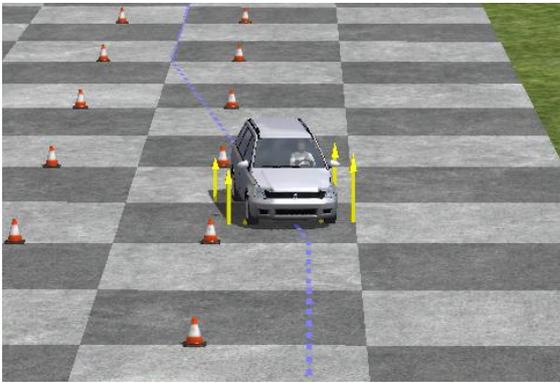
Fig. 4.5 目標車両軌跡



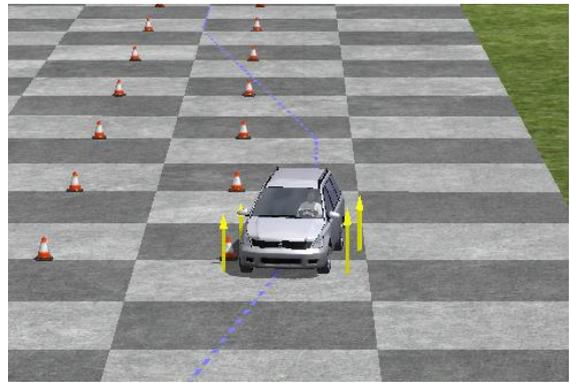
$t = 0.0[s]$



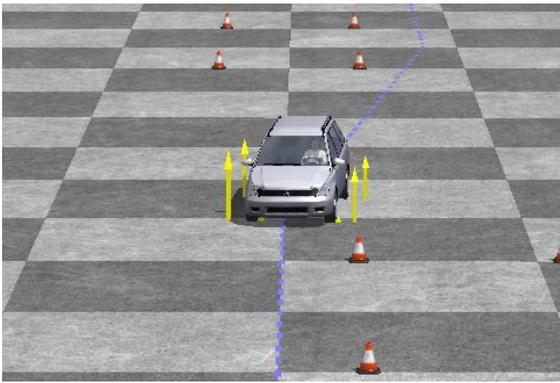
$t = 2.0[s]$



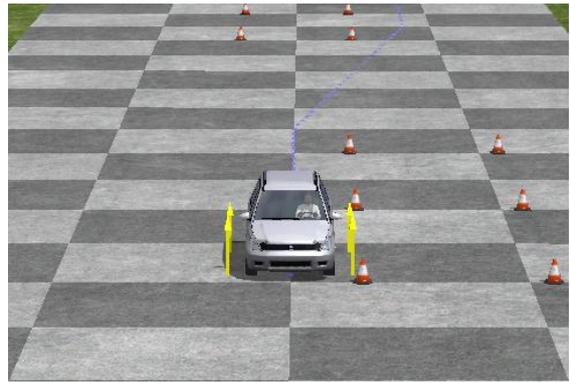
$t = 4.0[s]$



$t = 6.0[s]$



$t = 8.0[s]$



$t = 10.0[s]$

Fig. 4.6 車両モデルシミュレーション結果

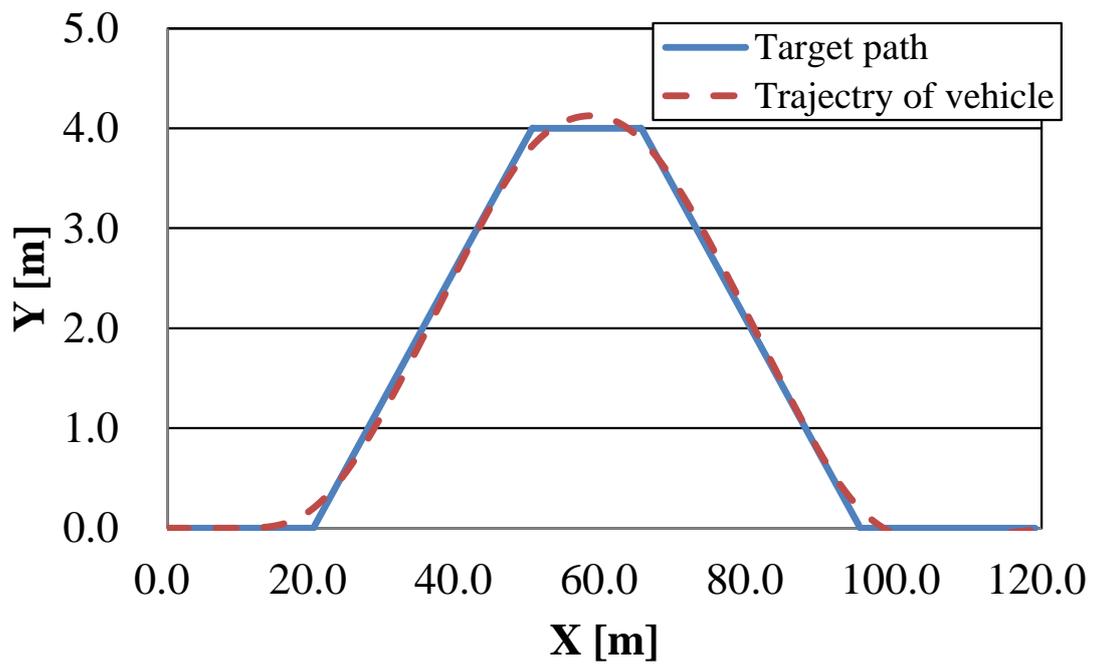


Fig. 4.7 車両軌跡

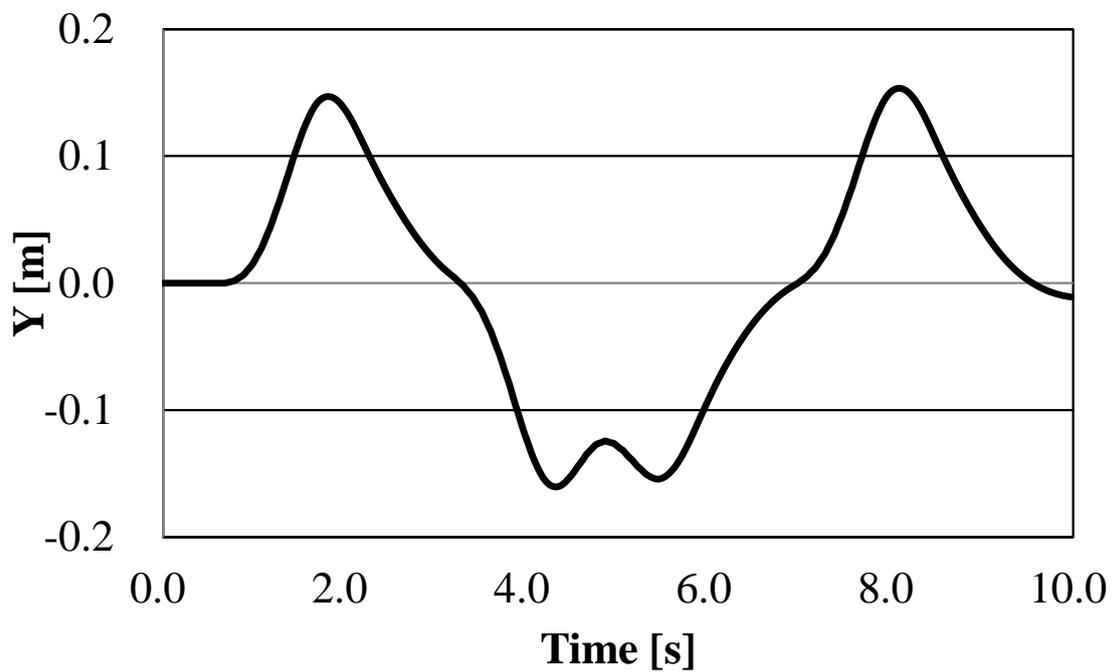


Fig. 4.8 車両横方向加速度

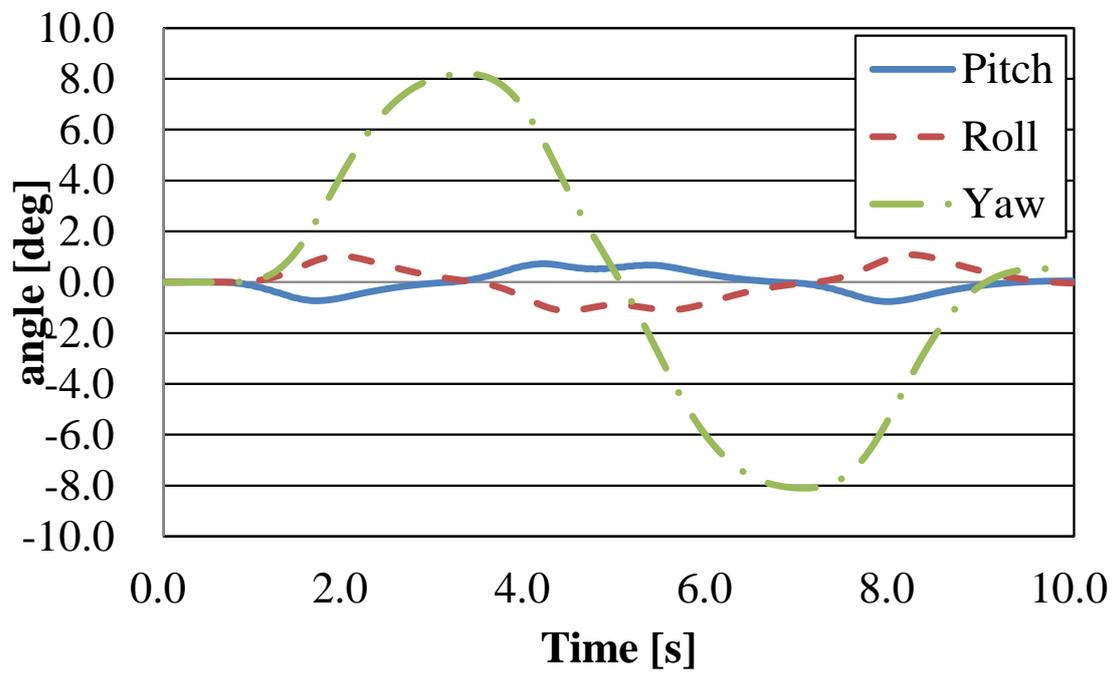


Fig. 4.9 車両角度

4.2.2 身体運動生成モデル

身体運動生成モデルに含まれるシートモデルの位置・運動として、4.2.1 項で得られた車両運動データを読み込み、その際の身体運動を解析した。図 4.10, 4.11 にシミュレーションによって求められた身体挙動の絶対座標での結果と、相対座標での結果を示す。シミュレーションは、横方向加速度模擬実験での被験者と同じである身長 1.76 [m]、体重 67.0 [kg]で行われた。シートのパラメータは表 3.1 に示したシートパラメータを用いた。身体運動モデルの初期姿勢は、上体は直立させ、ハンドル操作は考慮せずに腕は膝の上に乗せた状態、脚部は下腿部が床面に対し垂直となる姿勢とした。シートはシートクッションとシートバックとサイドサポートを考慮し、シートベルトによる支持はないものとした。

図 4.10 より、身体運動生成モデルのシートが前項で求められた車両運動と同等の運動を行っていることがわかる。また、図 4.11 より車両のレーンチェンジ走行による車両運動に伴った受動的な身体運動が生成されていることがわかる。特に、横加速度の変動の大きい $t=4$ [s]では、上体と下肢がともに振られている様子がよく確認できる。また生じる反力に着目すると、 $t=4$ [s]では、臀部のシートからの反力の向きが横方向加速度に応じ変わっていることが確認できる。一方で足部の床からの反力は臀部と比較するとあまり生じていない。このように、身体運動生成モデルでの数値シミュレーションによって車両運動から身体の挙動、各接触点での反力を算出することができた。ここで求められた身体挙動などを入力とし、筋骨格モデルを用いて逆動力学計算を行うことで身体の力学負担を求めることができる。

求められた身体挙動、各接触点での反力を筋骨格モデルに出力するために、参照点の座標時刻歴、身体とシートとの接触点での反力をそれぞれ csv 形式のファイルで出力した。

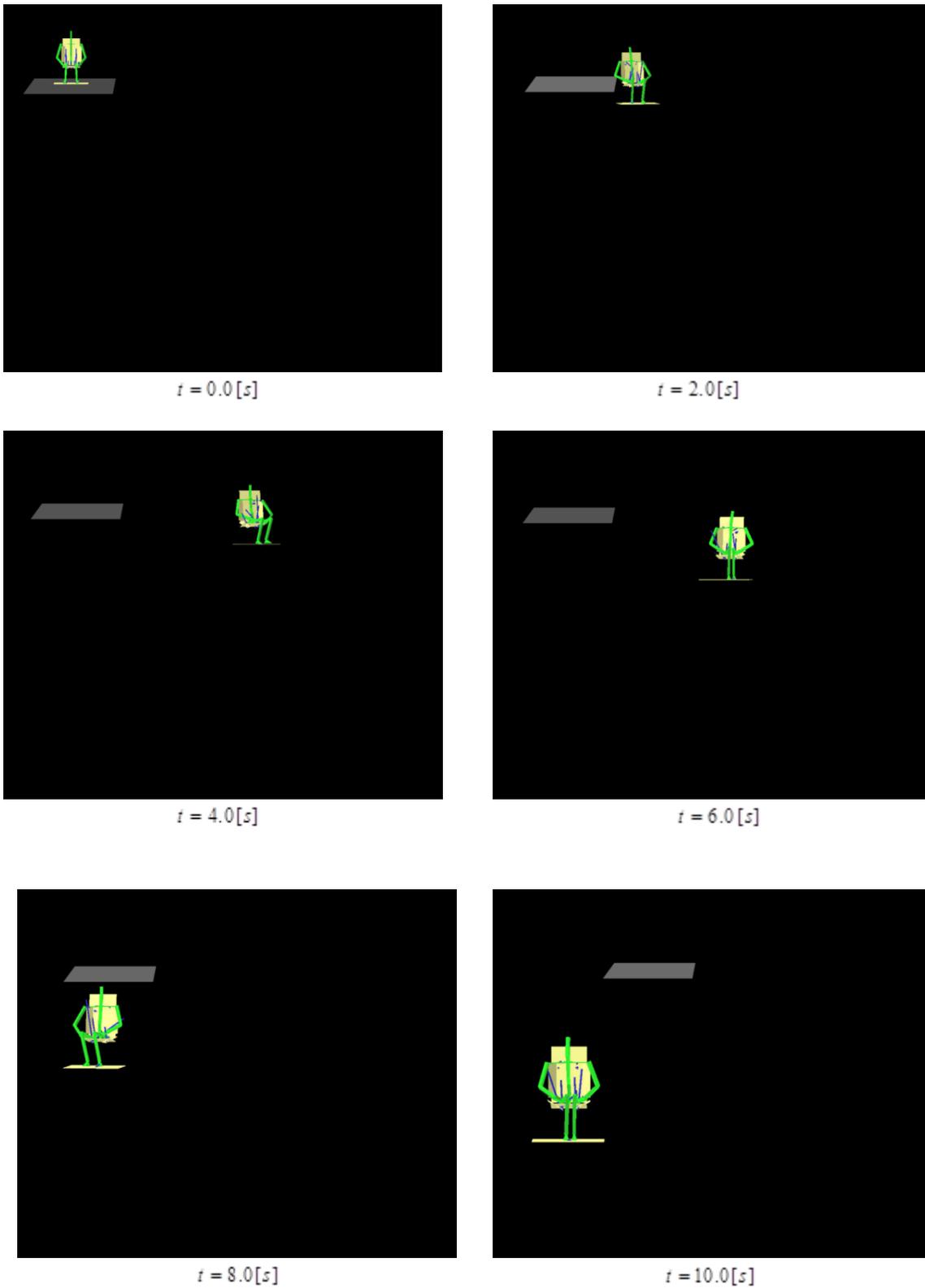
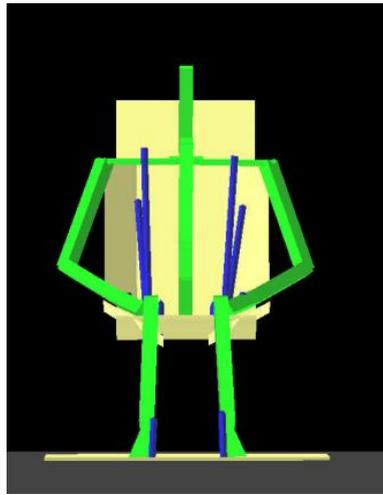
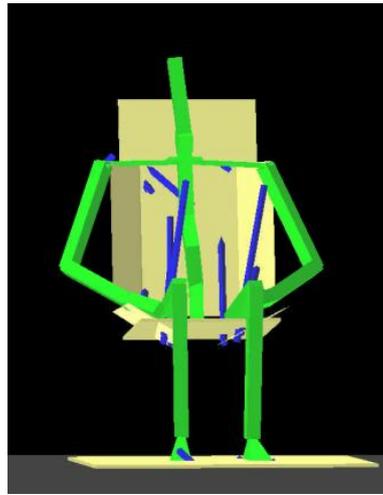


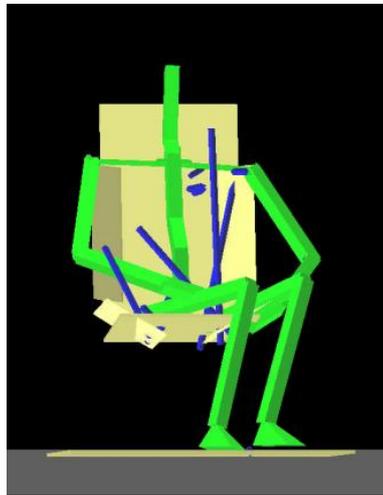
Fig. 4.10 身体運動生成モデルシミュレーション結果（絶対座標表示）



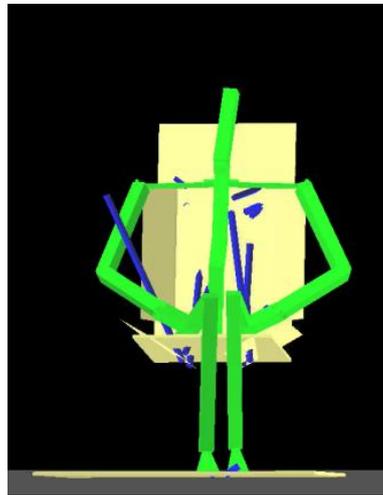
$t = 0.0[s]$



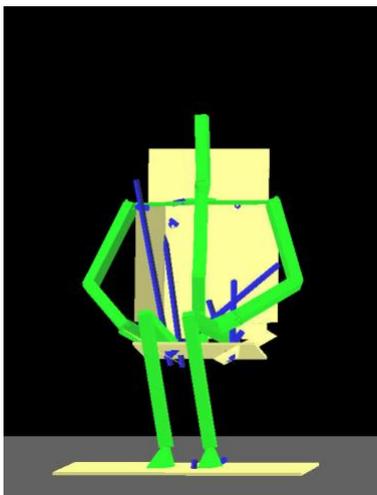
$t = 2.0[s]$



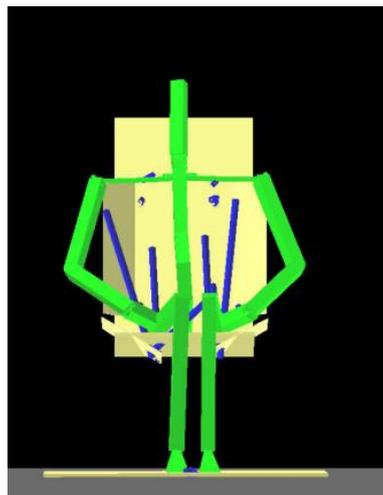
$t = 4.0[s]$



$t = 6.0[s]$



$t = 8.0[s]$



$t = 10.0[s]$

Fig. 4.11 身体運動生成モデルシミュレーション結果（相対座標表示）

4.2.3 筋骨格モデル

前項より求められた身体運動および接触点での反力を筋骨格モデルに入力し、解析を行った。図 4.12 に筋骨格モデルの全身の筋活性の様子を、図 4.13 に脚部の筋活性の様子を拡大した結果を、図 4.14, 4.15 に体幹部の前後それぞれの筋活性の様子を拡大した結果を示す。本研究で使用した筋力計算シミュレーションソフト AnyBody では、筋骨格モデルは欧米男性の 50 パーセントイル値で定義されており、目的に合わせてモデルの身長、体重などをスケールリングする必要がある。そこで、本検討では、ソフトウェアに備わっている一様スケールリング則を用いて筋骨格モデルを構築した。すなわち、欧米男性の 50 パーセントイル値をもとに定義された筋骨格モデルの各セグメントの長さ、質量を、身体運動生成モデルの身長、体重に合わせて一様に変更し、筋骨格モデルを構築した。

図 4.12 より身体運動生成モデルの身体挙動および反力が筋骨格モデルに入力されていることが確認できる。また、時刻によって刻々変化する筋活動が求められており、車両乗車時の身体の筋活動を連続的に解析できていることが分かる。また、図 4.13 の $t=6$ [s]における左大腿部の筋肉のように、太く表示され色に赤みが帯びる筋肉ほど最大筋活性度が高いことを示している。ここで筋活性度とは、最大筋力のうち、何割を発揮しているかを示す値である。

図 4.13, 4.14, 4.15 より体幹部の方が脚部より筋活性度が高いことが分かる。これは、図 4.12 より臀部に生じている反力が、足部に生じている反力と比較して大きいため、臀部に生じている反力に対して体を支えるために、体幹部の筋活性度が高くなったと考えられる。

図 4.16 に算出された全身の最大筋活性度の時刻歴を、図 4.17 に脚部の最大筋活性度を、図 4.18 に体幹部の最大筋活性度を示す。図 4.17 から、 $t=2.0$ [s]では右脚の最大筋活性度が増大し、左脚の最大筋活性度は低いことが分かる。これは、レーンチェンジによる横方向加速度によって右方向に揺られそうになる身体を保持するために、右脚の最大筋活性度が高くなったためと考えられる。反対に、 $t=6.0$ [s]では左足の最大筋活性度が増大し、右脚の最大筋活性度が低くなっている。このように、脚部の筋活性をみると、その筋活動は経験的に考えられる結果と一致していることが示された。

次に体幹部に着目する。図 4.17, 4.18 から、脚部の最大筋活性度は 10%から 40%を推移している一方で、体幹の最大筋活性度は 30%から 70%を推移しており、脚部と比較して体幹部の方が最大筋活性度が大きいことが分かる。また図 4.16 から、全身の筋活性度も 30%から 70%を推移していることが分かる。このことから、全身と体幹部の最大筋活性度は差が小さく、レーンチェンジによる姿勢維持に対する筋活動は、体幹部の筋肉が支配的であると考えられる。

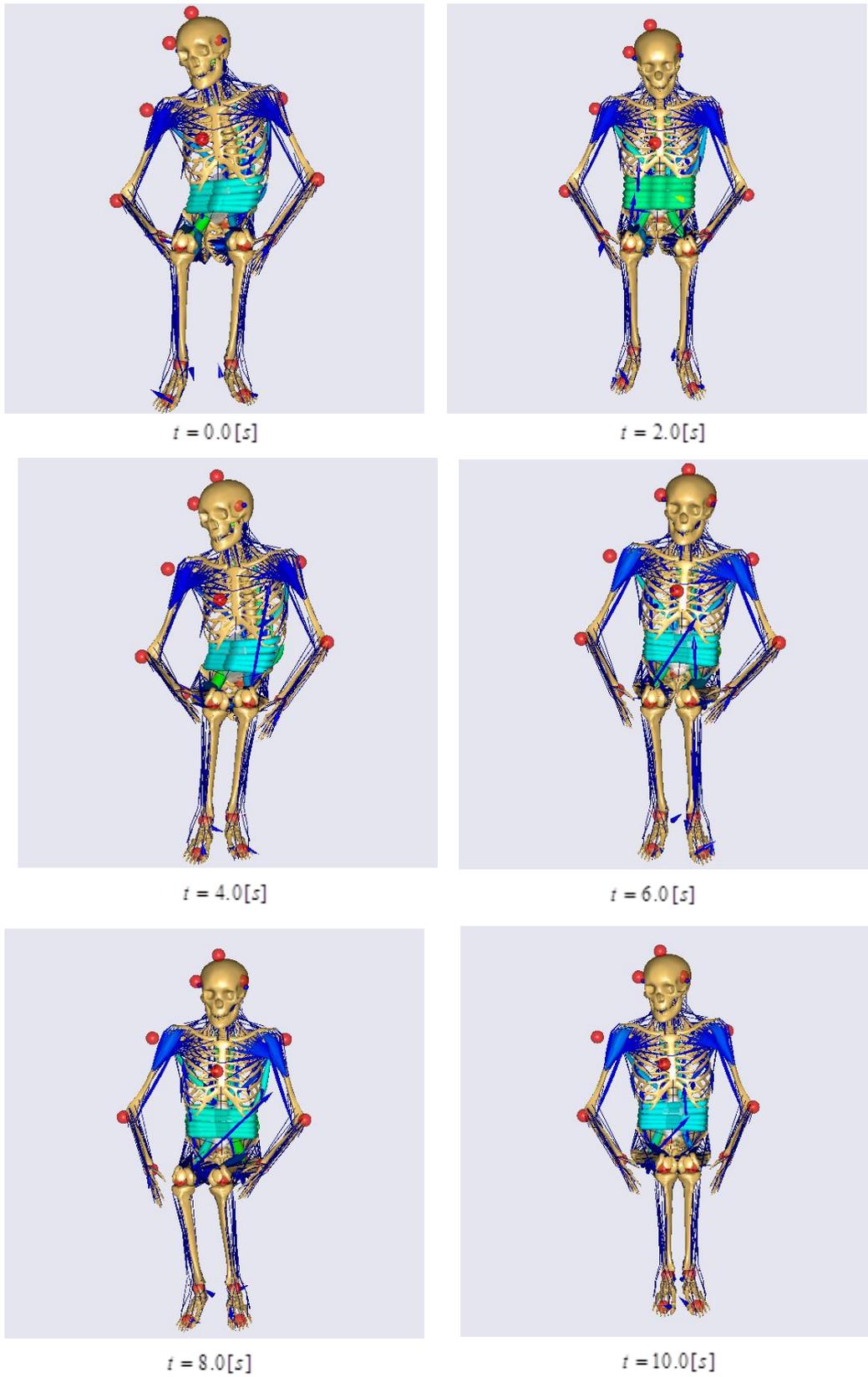


Fig. 4.12 筋骨格モデルシミュレーション結果（全身）

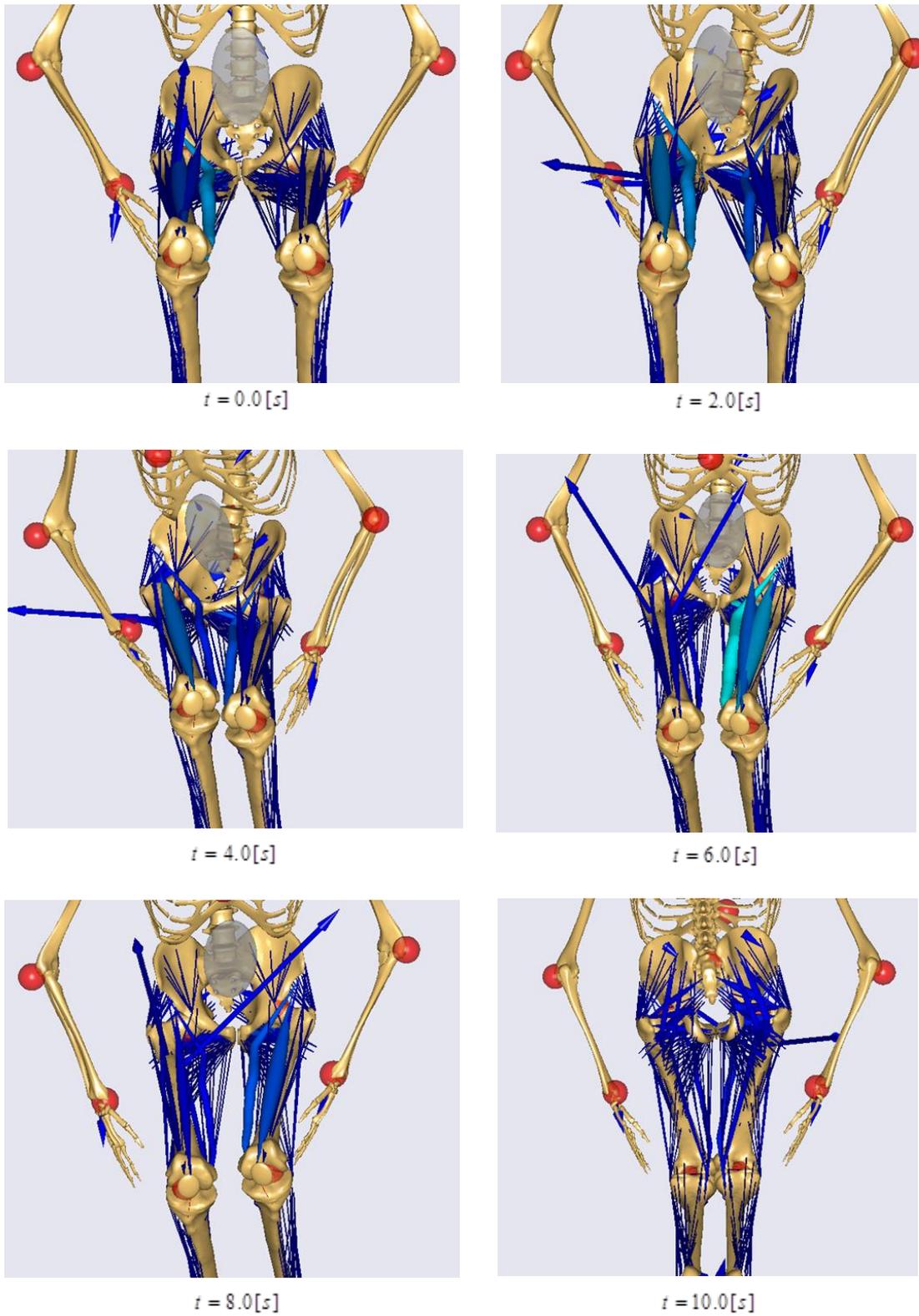


Fig. 4.13 筋骨格モデルシミュレーション結果 (脚部)

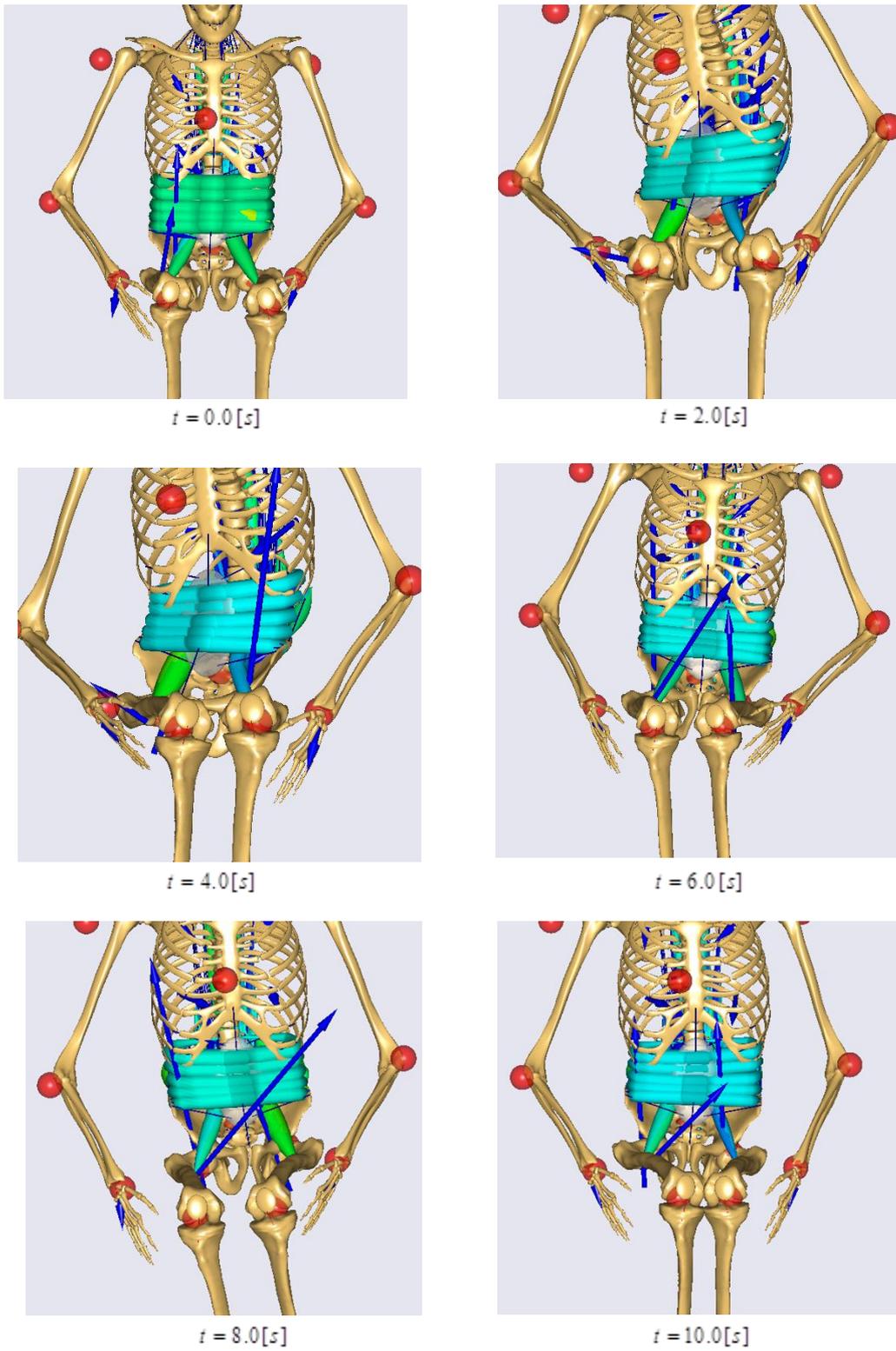


Fig. 4.14 筋骨格モデルシミュレーション結果（体幹前部）

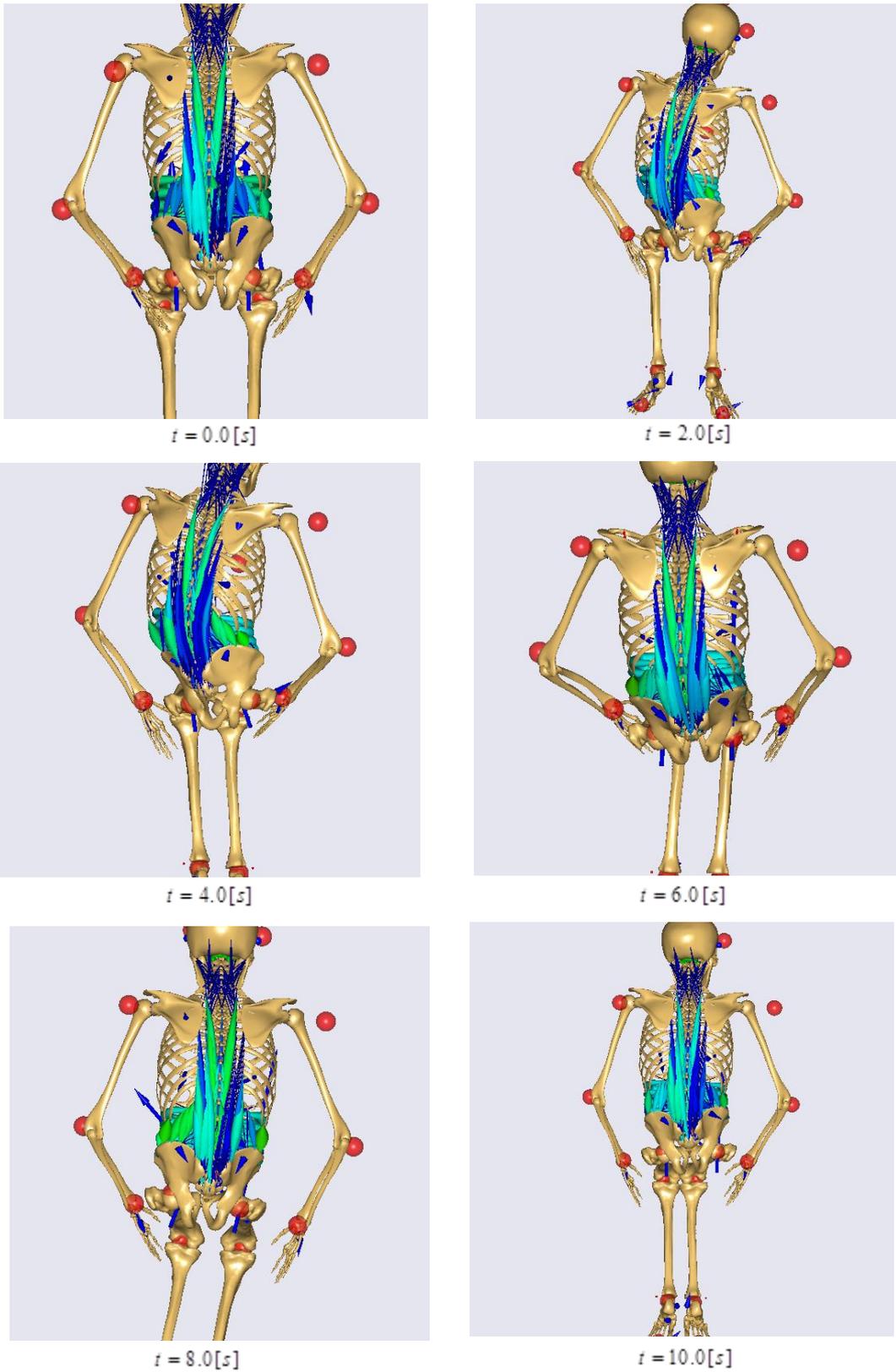


Fig. 4.15 筋骨格モデルシミュレーション結果（体幹後部）

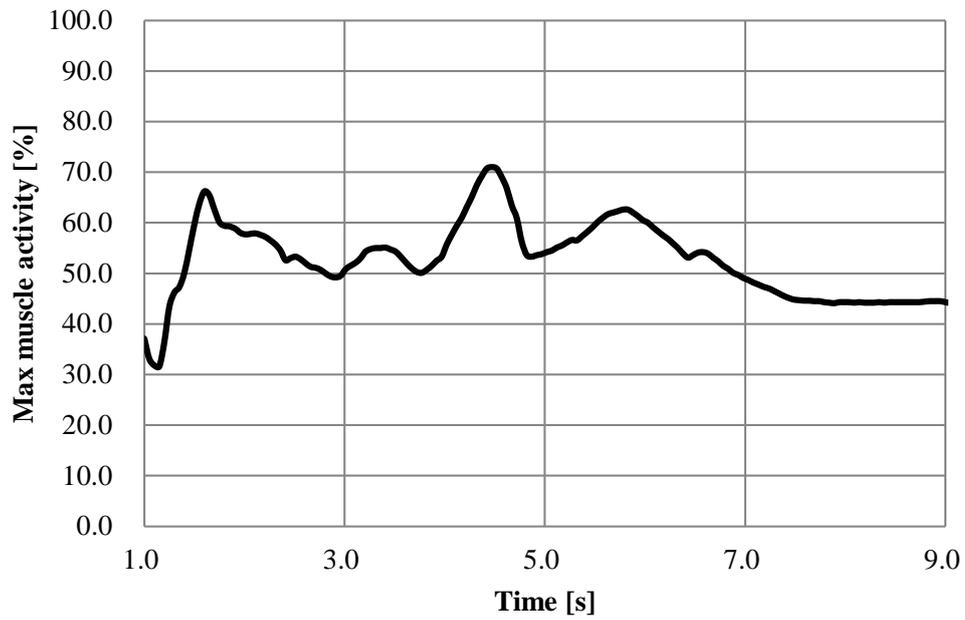


Fig. 4.16 全身の最大筋活性度

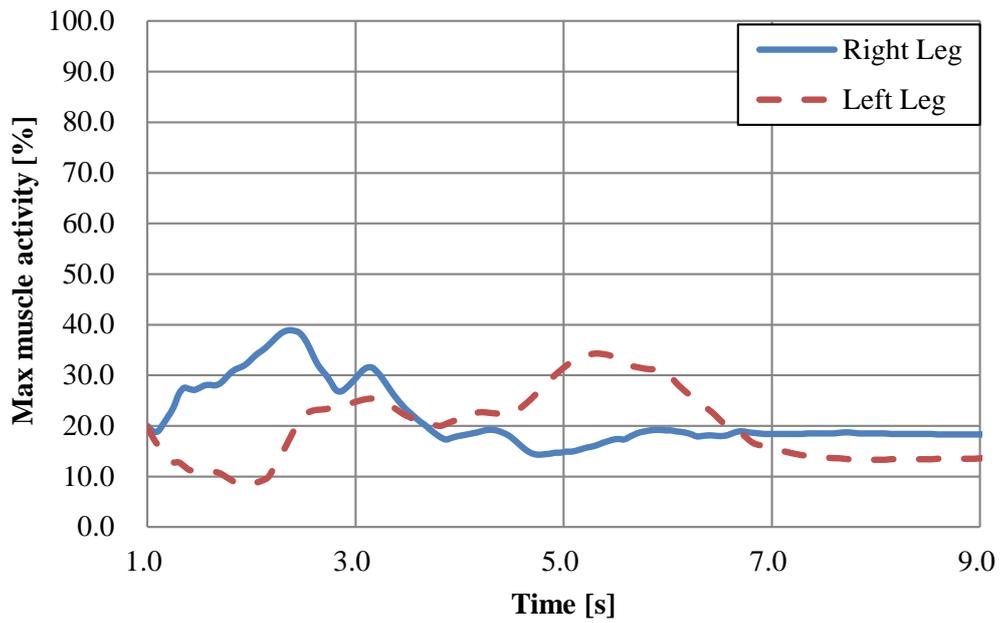


Fig. 4.17 左右脚部の最大筋活性度

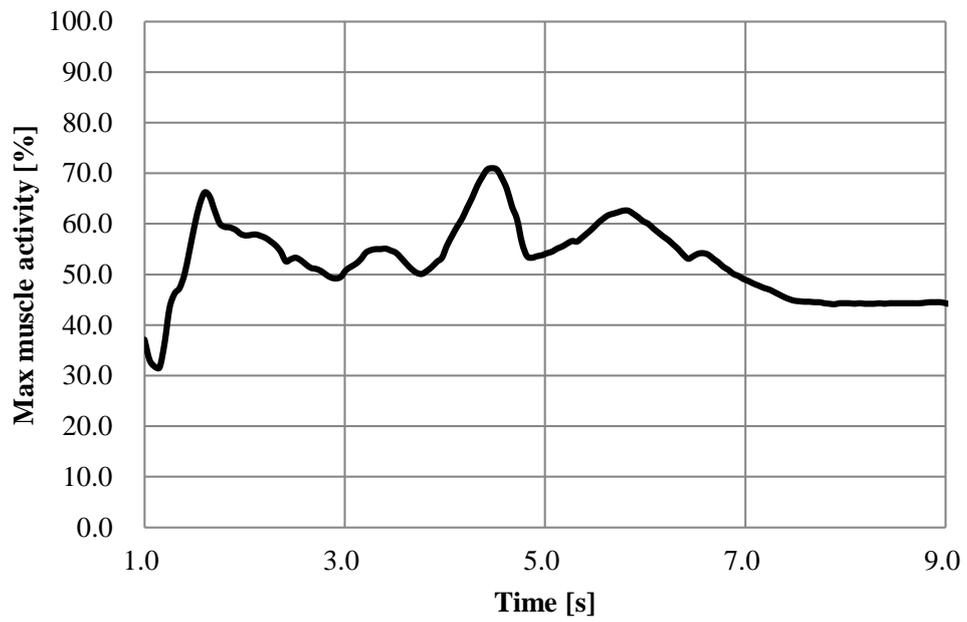


Fig. 4.18 体幹部の最大筋活性度

4.3 設計支援ツールとしてのユーザーインターフェース改良

ここでは、車両の開発現場を想定し、扱いやすいシミュレーションツールとするためのユーザーインターフェースの改良について説明する。

4.3.1 主要パラメータの変更システム

初めに、身体運動生成モデルと筋骨格モデルを用いて解析を行う時の、主要パラメータの変更システムについて説明する。パラメータを入力するためのファイルの表示画面を図4.19に示す。このシステムは、主要パラメータを図4.19に示された表示画面に入力し、プログラムを実行することで、主要パラメータが出力される。

次に主要パラメータ変更システムにおける、身体パラメータの計算方法について説明する。身体運動生成モデルの身長や体重などのパラメータを変更する場合、身体各節の長さ、質量、慣性モーメントを個別に変更する必要がある。しかし、2.1節で述べたように、身体運動生成モデルの身体各節の長さ、質量などは文献値を参考に決定しているため、その都度適切な値を決定することは難しい。そこで、文献によって決定された身長 1.62 [m]、体重 60.8 [kg]のときの各節の長さ、質量、慣性モーメントを基準にし、身長や体重に比例して一様にスケーリングを行うことで各節のパラメータを決定した。すなわち、式(4.1)～(4.3)に示す補正係数 l_f , m_f , M_f をそれぞれ身体各節の長さ、質量、慣性モーメントに掛けることで決定している。

$$l_f = \frac{l}{l_o} \quad (4.1)$$

$$m_f = \frac{m}{m_o} \quad (4.2)$$

$$M_f = \frac{m}{m_o} \left(\frac{l}{l_o} \right)^2 \quad (4.3)$$

ここで、 l_o , m_o はそれぞれ基準となる身体運動生成モデルの身長、体重、 l , m は任意に変更した身長、体重である。上述したスケーリング則を用いて身体運動生成モデルの身長、体重を変更の変更を行う。

次に、シートパラメータの詳細について説明する。車種の違い等によって変更の可能性があるシートパラメータは、床から座面までの高さ、座面の前後方向のチルト角度、座面の広さ、サイドサポートの位置と角度が候補として挙げられる。図4.19において示されている各パラメータがシートに対応する箇所を図4.20に示す。

これらのパラメータ変更を容易にすることで、被験者の違いや車種の違いなどに対応することが出来るため、開発現場での使いやすさを想定したツールとなっている。

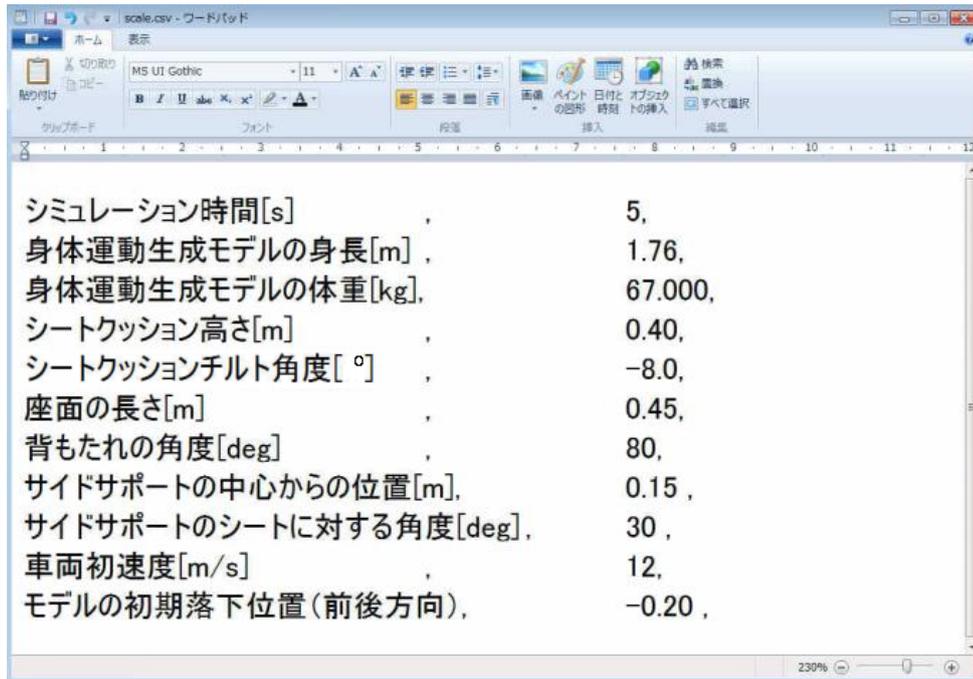


Fig. 4.19 主要パラメータ変更画面

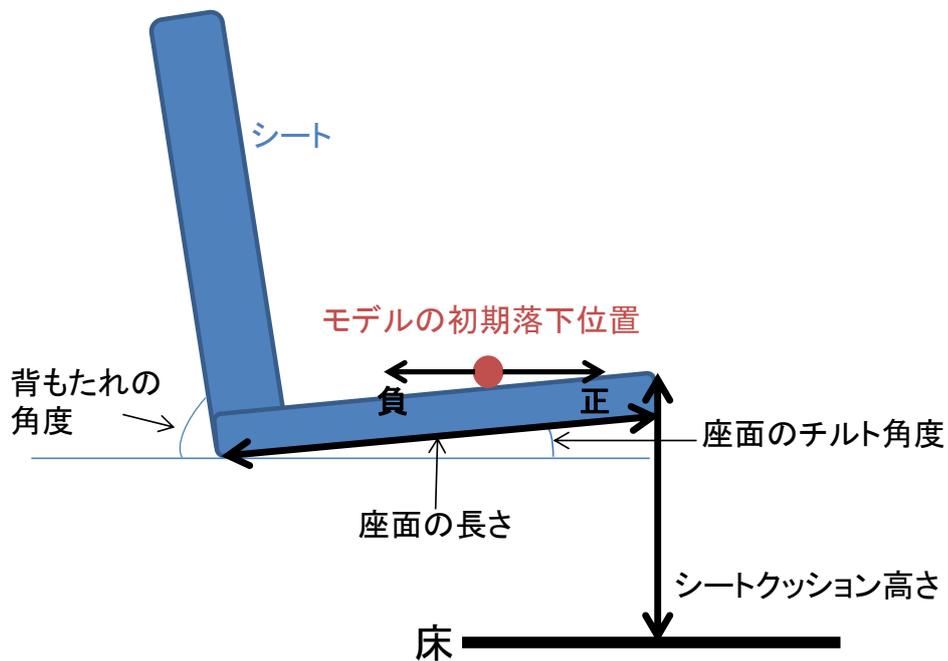


Fig. 4.20(a) シートパラメータ (シートの横方向)

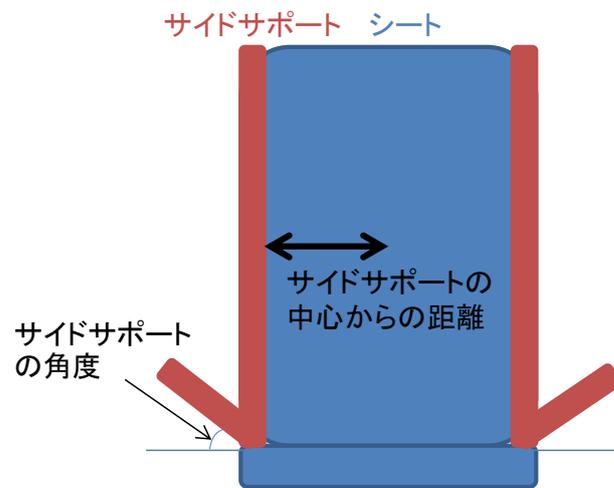


Fig. 4.20(b) シートパラメータ (シートの正面方向)

4.3.2 シート評価システム

ここでは、シート評価システムを説明する。統合的動解析システムは、筋骨格モデル AnyBody によって最大筋活性度や関節モーメント等の詳細な生体力学的評価が行える一方で、Anybody は筋肉数や評価項目が非常に多く、プログラムも非常に煩雑であるため、扱いが非常に難しい特徴がある。そこで、身体運動生成モデルで評価可能な3点に絞り、簡易的にシート評価を行えるように、システム改良を行った。シート評価システムによって算出される評価結果の一例を図 4.21 に示す。評価項目は、全身の関節モーメントの総和、頭部と体幹の揺れ角度の最大値である。関節モーメントの総和では、乗員の力学的負担⁽³⁸⁾を評価することができ、揺れ角度の最大値で、乗員の安定性を評価することができる。シート評価システムは、身体の位置データが記載されているデータと、身体の高モーメントデータが記載されているデータと、評価項目を計算するプログラムから構成されおり、身体運動生成モデルのシミュレーションが終了し、その後プログラムを実行するだけで評価が可能なシステムとなっている。

次に一例としてサイドサポートの有無の両条件でシミュレーションを行い、シート評価システムの有効性を確認する。両条件でのシミュレーション結果を図 4.22 に、算出される評価結果を図 4.23 に示す。図 4.22 からサイドサポートによって頭部と体幹の揺れ角度が減少していることが分かる。図 4.23 から、サイドサポートによって生体内負荷が減少し、揺れ角度に定量的な差が生じていることが分かる。このように、シート評価システムを用いることで、最低限の評価項目で定量的な評価が行えることが分かる。

以上より、簡易的にシート評価が行えるように改良することで、煩雑なプログラムを操作せずにシート評価を行うことができ、統合的動解析システム全体が扱いやすいシステムに改良された。

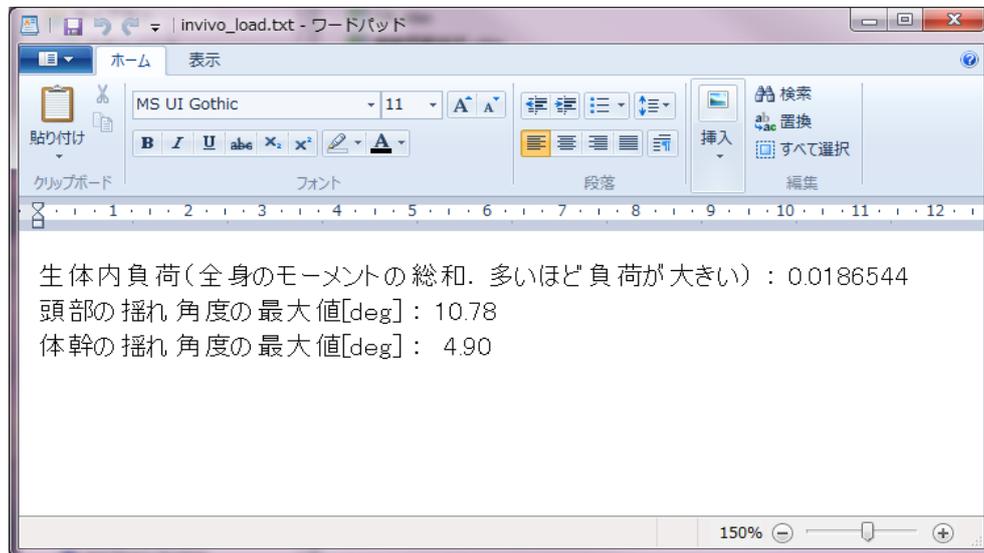


Fig. 4.21 評価結果の一例

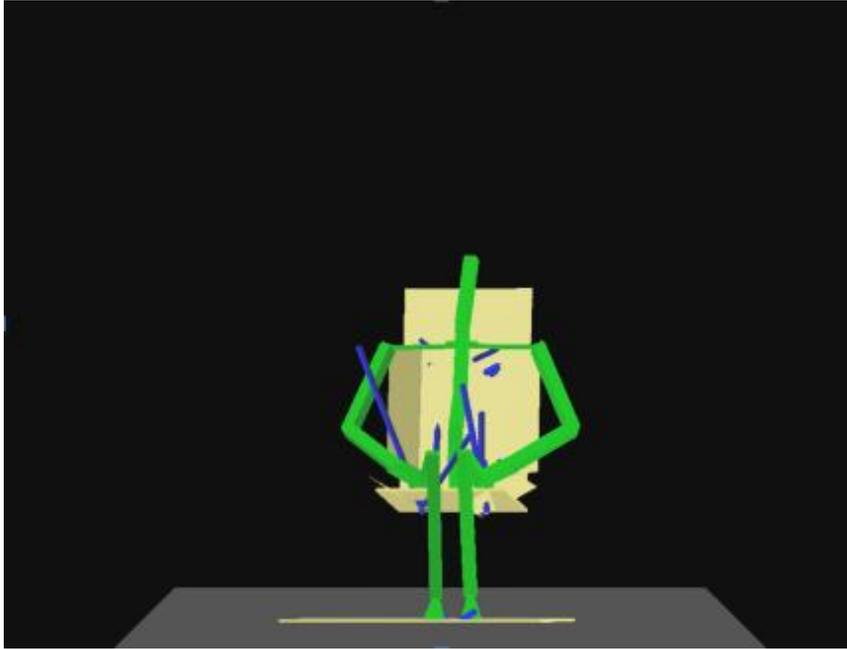


Fig. 4.22(a) シミュレーション結果 (サイドサポート有り)

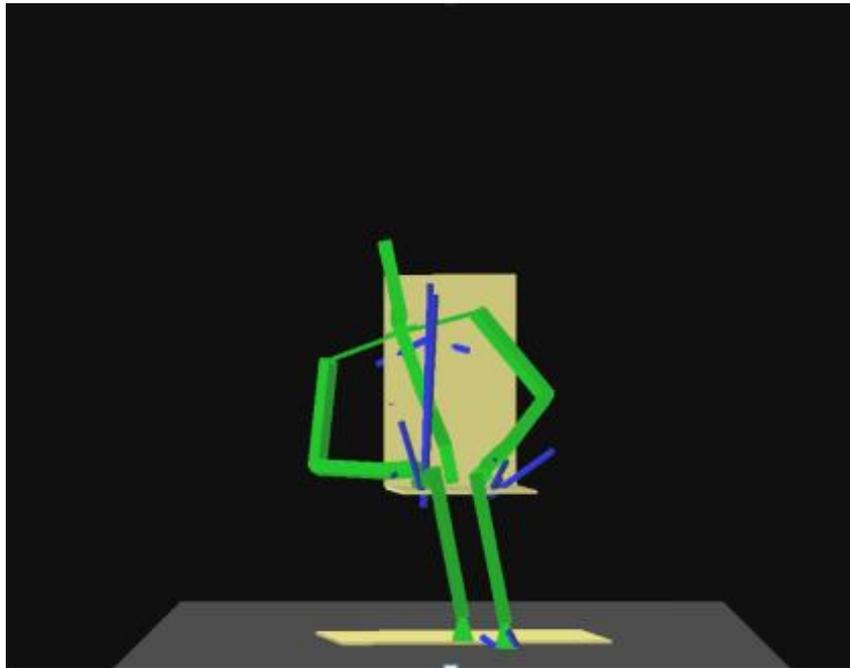


Fig. 4.22(b) シミュレーション結果 (サイドサポート無し)

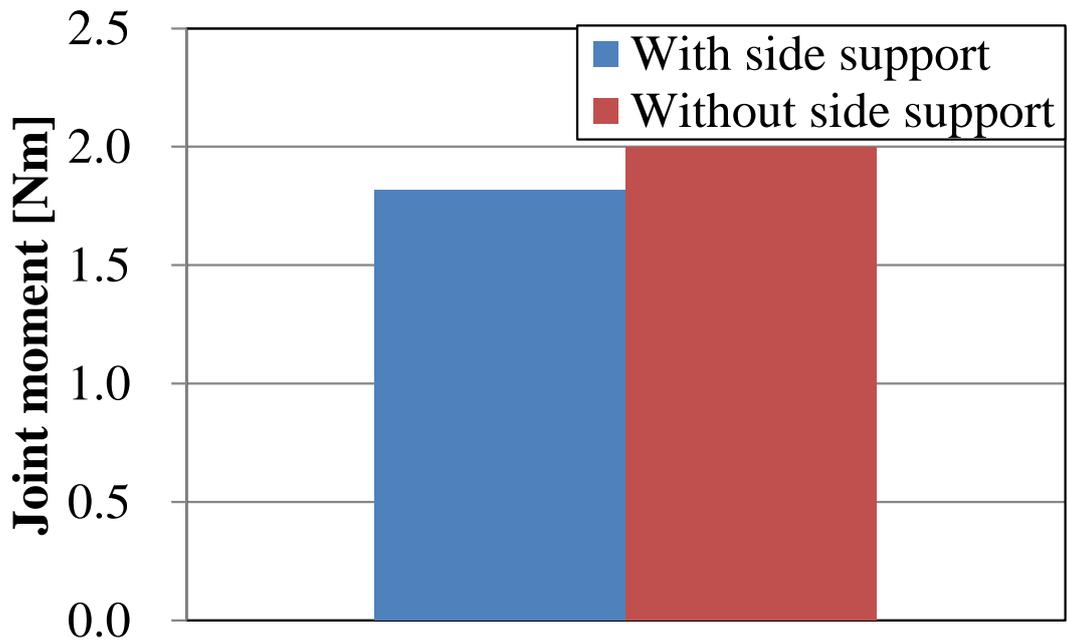


Fig. 4.23(a) シートの評価結果 (生体内負荷)

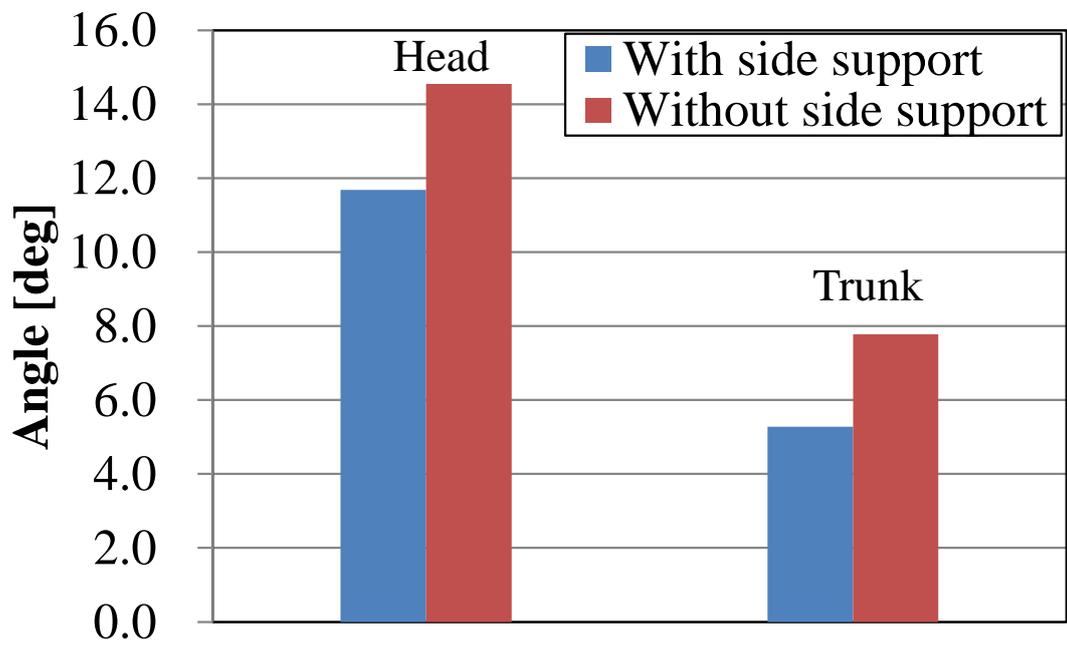


Fig. 4.23(b) シートの評価結果 (頭部と体幹の揺れ角度)

第5章 まとめ

5.1 結論

本論文では、車両開発において利用可能な身体運動生成モデルの開発を目標とし、車両の様々な運動に対する受動的な挙動を求めることが出来るシミュレーションシステムの開発を行った。以下に得られた知見を示す。

- (1) 車両の様々な運動に対する受動的な挙動を求めることが出来る身体運動生成モデルを開発した。
- (2) 身体運動生成モデルのシミュレーション結果と人体計測実験の計測結果を比較し、差異を示した。差異よりモデルパラメータの一つである意志力に着目し、意志力が解析結果に及ぼす影響を調査した。
- (3) 意志力に関して遺伝的アルゴリズムを用いることにより、最適化を行った。この探索より得られた結果を用いて、計測結果との差異について検討を行った。その結果、定量的な差が生じているが、実験結果との差が減少していることが分かった。
- (4) 統合的動解析システムを用いて車両走行時におけるシミュレーションを行い、車両乗員の生体内負荷が変化することを確認した。
- (5) 統合的動解析システムのユーザーインターフェースを改良することで、シミュレーション条件の変更やシートに対する評価項目の算出を容易にし、車両の開発現場に適応されたシステムに再構築した。

5.2 今後の課題

今後の課題について述べる。一つ目は、車両による運転姿勢や乗車姿勢の変化に対応した身体運動生成モデルの開発が挙げられる。これは、立ち乗りのモビリティ等が開発されており、着座姿勢以外の運転姿勢についても評価を行う必要性が、今後高まってくると考えられるからである。

二つ目は、身体運動生成モデルのシミュレーション結果の精度向上が挙げられる。これは、本研究で実験結果との差異について検討を行い、定量的な差があることが確認されたため、さらに精度を向上する必要があると考えられるからである。

三つ目は、筋骨格モデルによって算出される筋活動、筋活性度の妥当性検証が挙げられる。これは、本論文の4章で筋骨格モデルによるシミュレーションを行ったが、筋活動、筋活性度について妥当性の検証は行われていないためである。

参考文献

- (1) 長谷和徳, 中山敦, 神谷陽介, 大日方五郎, “ヒトの静止立位姿勢から定常歩行運動に至る遷移過程の運動シミュレーション”, 日本機械学会論文集C編, Vol. 72, No. 723 (2006), pp. 3593-3600.
- (2) 宮崎祐介, 宇治橋貞幸, 持丸正明, 河内まき子, “個別別デジタル・モデルによる自動車事故における乗員の脳応答個体差の解析”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 74, No. 741 (2008), pp. 1238-1245.
- (3) E.A.C. Johnson, P.G. Young, “On the Use of a Patient-Specific Rapid-Prototyped Model to Simulate the Response of the Human Head to Impact and Comparison with Analytical and Finite Element Models”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, No. 1 (2005), pp. 39-45.
- (4) 長谷和徳, 井上剛伸, 木塚朝博, 金子誠喜, 廣瀬秀行, 数藤康雄, “介護作業負担の事前評価を目指した身体動作のシミュレーション”, バイオメカニズム学会誌, Vol. 22, No. 3 (1998), pp. 115-120.
- (5) 中川 智皓, 中野公彦, 古賀誉章, 須田義大, 川原崎由博, 小坂雄介, “パーソナルスペースを用いたパーソナルモビリティ・ビークルと歩行者の親和性評価実験”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 76, No. 770 (2010), pp.141-147.
- (6) 中川 智皓, 他, “前後輪操舵・駆動自転車の安定化制御”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 75, No. 753 (2009), pp. 132-138.
- (7) パナソニック株式会社ホームページ, “デジタルヒューマン技術による負担感評価”, <http://www2.panasonic.co.jp/aec/safety/dhuman.html>, (参照日 2013 年 11 月 12 日).
- (8) Segway inc ホームページ, <http://www2.panasonic.co.jp/aec/safety/dhuman.html>, (参照日 2013 年 12 月 26 日).
- (9) 西山 修二, “車両-乗員系連成振動シミュレーションシステムの開発 (第 1 報,理論解析およびシステム検証)”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 59, No. 568 (1993), pp. 3613-3621.
- (10) 羽田昌敏, 山田大介, 三浦弘樹, 辻敏夫, “人間-機械系の等価インピーダンス特性解析システム” 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 9 (2006), pp. 1083-1091.
- (11) Tsuoyoshi YASUKI, Yasuo YAMAMAE, “Validation of Kinematics and Lower Extremity injuries Estimated by Total Human Model for Safety in SUV to Pedestrian Impact Test”, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 5, No. 4 (2010), pp. 340-356.
- (12) 竹原昭一郎, 植村隆太郎, 長谷和徳, “身体力学シミュレーションに基づく姿勢評価システムの構築”, 自動車技術会論文集, Vol. 43, No. 6 (2012), pp. 1353-1358.
- (13) 山本祐輔, 竹原昭一郎, 長谷和徳, 鳥垣俊和, “車両乗車時における身体挙動に関する実験的検討”, *Dynamics and Design Conference 2012 CD-ROM 論文集*, (2012), 422.
- (14) 長谷和徳, 鳥垣俊和, 竹原昭一郎, “車両乗員姿勢評価のための順動力学モデル”, 第 33 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.35-40, 東北大学, 2012,12.

- (15) Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M. and Young, J. W. (1975) Investigation of Inertial Properties of the Human Body, AMRL Technical Report 74-137, Wright-Patterson Air Force Base, OH
- (16) Flash, T., Hogan, N.: The Coordination of Arm Movements: an Experimentally Confirmed Mathematical model, *Journal of Neuroscience*, No. 5 (1985), pp. 1688-1703.
- (17) 社団法人人間生活工学研究センター, 人間の動作等に係る動的特性の計測評価調査報告書, (2000), p. 93, 社団法人人間生活工学研究センター
- (18) 山崎信寿, 田中隆之, “関節の抵抗特性を模擬したダミー骨格”, *バイオメカニズム*, No. 18 (2006), pp. 175-185.
- (19) 青木慶, 山崎信寿, “直立 2 足歩行における関節受動抵抗の意義”, *バイオメカニズム*, No. 14 (1998), pp. 59-68.
- (20) Edrich, T., Riener, R., Quintern, J., “Analysis of Passive Elastic Joint Moments in Paraplegics”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 8 (2000), pp. 1058-1065.
- (21) Riener, R., Edrich, T., “Identification of Passive Elastic Joint Moments in the Lower Extremities”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, No. 5 (1999), pp. 539-544.
- (22) Engin, A.E., Chen, S.M, “Kinematic and Passive Resistive Properties of Human Elbow Complex”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 109, No. 4 (1986), pp. 318-323.
- (23) D. D. Quinn. “A new Regularization of Coulomb Friction”. *Transactions of the ASME, Journal of Vibration and Acoustics*, Vol. 126, No. 3 (2004), pp. 391-397.
- (24) D. Karnopp. Computer Simulation of Stick-Slip Friction in Mechanical Dynamic Systems. *Transactions of the ASME: Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Vol. 107, No. 1 (1985), pp. 100-103.
- (25) S. E. Salcudean and T. Vlaar. On the Emulation of Stiff Walls and Static Friction with a Magnetically Levitated Input-Output Device. *Transactions of the ASME: Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Vol. 119, No. 1 (1997), pp. 127-132.
- (26) 株式会社電通国際情報サービス, Adams 入門セミナー, 第 2 版(2010), p. 218, 株式会社電通国際情報サービス.
- (27) 独立行政法人産業技術総合研究所デジタルヒューマン工学研究センターホームページ, “立位姿勢の最終調整”, <https://www.dh.aist.go.jp/database/bone/index.html> (参照日 2014 年 1 月 19 日).
- (28) 日産自動車株式会社ホームページ, “NV350CARAVAN” <http://www.nissan.co.jp/NV350CARAVAN/> (参照日 2014 年 1 月 19 日).
- (29) 松尾拓磨, 山崎信寿, “下肢の安定性を高める自動車助手席シート・フロア条件”, *人間工学*, Vol. 48, No. 1 (2012), pp. 27-34.
- (30) 樋口哲也, 北野宏明, “遺伝的アルゴリズムとその応用” *情報処理*, Vol. 34, No. 7 (1993), pp. 871-883.

- (31) 伊藤正夫, 松谷泰行, Runge-Kutta-Gill 法について, 情報処理, Vol. 8, No. 2 (1967), pp. 103-107.
- (32) Mechanical Simulation Inc.ホームページ, <http://www.carsim.com/>(参照日 2014 年 1 月 20 日).
- (33) 西原修, 坂谷祐輔, 野田真太郎, 栗重正彦, “ブラシモデルによる路面摩擦係数の推定”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 75, No. 753 (2009), pp. 1516-1524.
- (34) 西原修, 坂谷祐輔, 野田真太郎, 栗重正彦, “車両モデル論文路面摩擦係数推定によるアクティブ四輪操舵車両のプロテクション機能”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 75, No. 759 (2009), pp. 186-194.
- (35) AnyBody Technology Inc.ホームページ, <http://www.anybodytech.com/> (参照日 2014 年 1 月 20 日).
- (36) J. Rasmussen, M. Damsgaard and M. Voigt, “Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 3 (2001), pp. 409-415.
- (37) Feng, G., Michael, D., John, R., Soren, T. T., “Computational method for muscle-path representation in musculoskeletal models”, *Biol. Cybern.*, Vol. 87, No. 3 (2002), pp. 199-210.
- (38) 茅原崇徳, 和泉大樹, 瀬尾明彦, “関節モーメントに基づく上肢の主観的負担感の定式化における関節角度の影響”, 人間工学, Vol. 49, No. 5 (2013), pp. 211-218.

謝辞

担当教員である長谷和徳教授には、研究に関すること、特にプログラミングに関しては多くの時間を割いて、終始丁寧なご指導を頂きました。ご指導を賜ることができたからこそ、修士論文を仕上げることができたと感じております。誠に有難うございました。また、副査をして頂きました吉村卓也教授と水沼博教授には適切な助言をして頂き、吉村先生は九州の学会でも英語の発表で助けて頂く等、大変お世話になりました。誠に有難うございました。また、学部4年の頃の指導教員であり、その後名古屋大学から上智大学に異動されても逐一研究に関する指導をして頂いた上智大学竹原昭一郎准教授には、感謝の意を表しきれないほど、大変お世話になりました。特に論文作成の際には、締切ギリギリの深夜まで、私の拙い日本語と向き合い、ご指導して下さいまして、誠に有難うございました。また、竹原有津奈様には英語の論文作成の際には細かいところまで英文添削していただき、おかげ様で英語の苦手な私でも国際学会に出席、発表することができました。誠に有難うございました。また、共同研究としてともに研究させて頂き、研究に対する意識や考え方などアドバイスを下さり、日々の生活面でも支えてくださいました日産自動車の鳥垣俊和様にも深く御礼を申し上げます。

また研究に関するアドバイスやご指導を常にして頂き、就職活動の時にも大変お世話になった、研究室OBの植村隆太郎様や川原田雅也様をはじめとする研究室OBの方々、食べ物の話になるとすぐ本気になってしまう西澤君や、独特な世界観を持った荻原君、他人をいじるのがうまい桜井君、テニス以外の話が苦手な戸沢君達のおかげで楽しく研究室生活を送ることができました。誠にありがとうございました。また研究室生活を送る上でお世話になった、林祐一郎助教や、人間機械システム研究室の皆様、機械力学研究室の皆様にも深く御礼を申し上げます。