

人間の動作能力の計算・可視化

Calculation and Visualization of Dynamic Ability of the Human Body

幸村 琢¹ 品川 嘉久² 戎崎 俊一³

Taku Komura, Yoshihisa Shinagawa, Toshiyasu Ebisuzaki

1) 理化学研究所 イメージ情報技術開発室

〒 351-0098 埼玉県和光市広沢 2-1 kohmura@atlas.riken.go.jp

2) 東京大学理学系研究科情報科学専攻 講師 理学博士

〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1 sinagawa@is.s.u-tokyo.ac.jp

3) 理化学研究所 計算科学技術推進室

〒 351-0098 埼玉県和光市広沢 2-1 ebisu@atlas.riken.go.jp

概要

人間工学、生体工学、バイオメカニクス、コンピューターグラフィックス、仮想現実などの分野において、任意の姿勢における人間の動作能力の可視化に関する需要は高い。本論文は任意の姿勢の人間がどれだけの力や加速度を発揮できるかを計算するためのアルゴリズムと可視化手法を提案する。解剖学データに基づく両足の筋骨格モデルを用いることにより、人間の脚が任意の方向に向かってどれだけの力を発揮できるか、どれほどの加速度を出すことができるか、また各筋肉がそのときどれだけの力を発揮しているかを計算・可視化する。本手法の計算は線形計画法に基づいており、計算は実時間で完了する。

1 導入

任意の姿勢において人間がどのような力学的な動作能力を持っているか知ることはいろいろな分野で必要とされている。人間工学ではそのようなデータは日常生活で用いる様々な道具の設計に用いられる。医学においてはリハビリテーションの道具の設計に用いられ

る。また、産業界における、どういった状況下で人の安全が保たれるか、働くことができるかを知るために用いられる。コンピュータグラフィックス、バーチャルリアリティーなどにおいてはより現実に近い人間の動作を生成するのにそのような知識が役に立つ。

人間の体の筋骨格モデルはバイオメカニクスにおいて多数の研究者によって作成されてきた。そのようなモデルは力学的な環境下で人間の体の動きをシミュレートしたり、手術の影響を調べたり、人間が動く時にどのように筋肉が用いられているかを調べたりするために用いられてきた。本論文では筋骨格モデルを用いて人間の体が最大発揮できる力や加速度を計算・可視化するための手法を提案する。最初にユーザーは人間モデルの姿勢を指定し、次に体の一部によって発揮されるべき力や加速度の方向を三次元空間内で指定する。これらを指定することによって、その方向に対して人間モデルが発揮できる最大の力や加速度が求められる。同時に各筋肉がどれだけの力を発揮しているかがわかるため、指定された力や加速度を発揮するのにどの筋肉が主に用いられるかを知ることができる。

実際に人間の動力データを測定し、データベース等を作ることと比較した場合、筋骨格モデルを用いて人間の能力を計算する意義としては（1）任意の姿勢での計算が可能であること、また（2）様々な環境下での計算が可能であることである。例えば、外力が体に働いている、疲労などのために筋肉が発揮できる力が減っている、あるいは筋肉トレーニングなどによって筋肉が発揮できる力が増えている等など、物理的・整理的条件を変えた時の結果を見ることができる。

2 人体の筋骨格モデル

筋骨格系モデルとしては Delp ら [1, 2] によるデータを用いている。このデータには足の 43 の筋肉の付着位置、腱の長さなどの生理学的なパラメータ、や関節角の可動範囲といったものが含まれている。各筋肉は骨の開始部から始まって、骨とのいくつかの接点を通りながら関節を跨ぎ、最後に骨の挿入部とくっつく線分成分よりなっている。データの有効性は関節における受動的なトルクや静的に発揮される最大トルク等を測定データと比較することによって示されている。人体の下半身のモデルは 13 の部位によって構成されている。骨盤と各足に大腿骨、ケイ骨、膝蓋骨、talus, calcaneous, と toes がある。ここでは talus, calcaneous, toes は一つとして扱っている。人体モデルの前から見た図と後ろからの見た図を図 1 に示す。

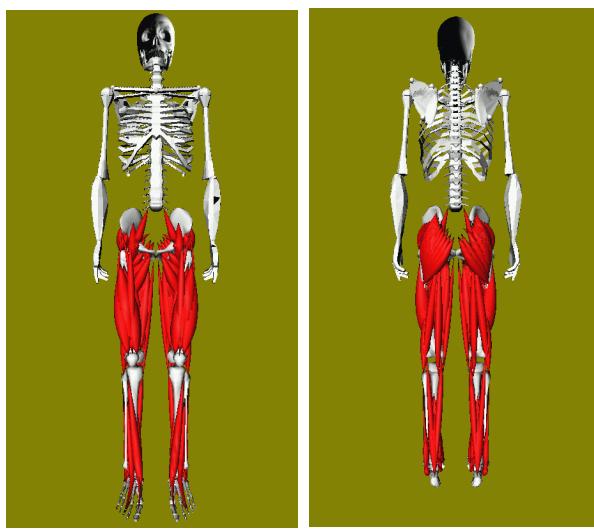


図 1: 人体の筋骨格モデル

3 Hill の筋肉モデル

筋肉のモデルとしては Hill の三コンポーネントモデルを用いている。このモデルは 1. 収縮部、2. 直列弾性部 3. 並列弾性部の三つの部分から構成される。収縮部と並列弾性部が筋纖維からなる部分を表し、直列弾性部が腱を表す。収縮部によって発揮される力は収縮部の長さ (l^{ce})、収縮速度 (v^{ce})、興奮度 a の関数となっている。

$$f^{ce} = f(l^{ce}, v^{ce}, a) \quad (1)$$

腱の張力 f^t 、すなわち Hill の筋肉モデルが骨を引っ張る力の最大値と最小値は、その長

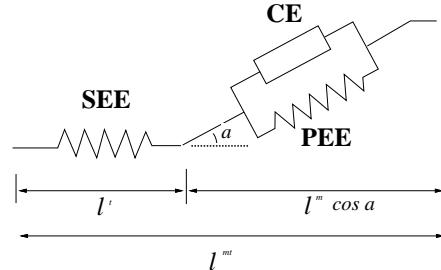


図 2: Hill の三コンポーネントモデル

さ l'^{mt} と収縮速度 v'^{mt} によって定まる。

$$f^{min}(l'^{mt}, v'^{mt}) \leq f^t \leq f^{max}(l'^{mt}, v'^{mt}) \quad (2)$$

4 最大モーメントの計算

ここではある関節で指定した軸の回りに生成可能な最大のモーメントを求めるための方
法を説明する。ユーザーはまず人体モデルの姿勢を指定する。次にどの関節において最大
モーメントを発生させるか、またどの軸の回りに発生させるかを指定する。関節で生成さ
れるモーメント τ は次のように表される：

$$\tau = \sum_i \mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i \quad (3)$$

ここで \mathbf{r}_i と \mathbf{f}_i はそろぞれ i 番目の筋肉のモーメントアームと発揮している力を表し、 \times
は外積演算子である。関節が三次元空間内の軸 \mathbf{a} の回りで最大発揮するモーメントを求
めるためには次の値 f を最大化する問題を解けばよい：

$$f = \mathbf{a} \cdot (\sum_i \mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i) \quad (4)$$

ここで \cdot は内積演算子である。不等式条件 (2) を満たしながら f を最大化する問題は線形
計画問題である。ここでは単体法を用いて解いている。様々な姿勢における、股関節での
最大モーメントを計算した。計算結果は線分、ポリゴンを用いて表示している。線分は関
節の中心を端点とし、右手系における軸方向に伸びている。線分の長さがその軸の回りの
最大モーメントの大きさを表している。この線分を最大モーメントロッドと呼ぶことにつ
る。股関節における最大モーメントロッドを図 3 に示す。股関節、膝関節、足関節の関節
角度はすべて 0 である（姿勢 1）。 $+x$ 方向へのモーメントの方が $-x$ 方向のモーメントより

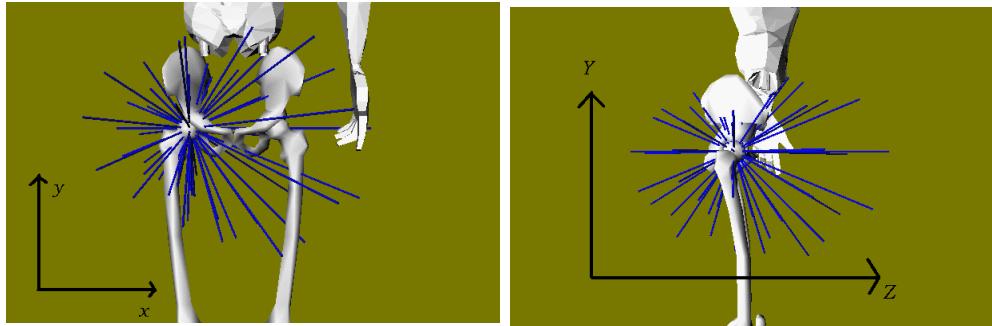


図 3: 股、膝関節の関節角が 0 のときの股関節の最大モーメント

も大きいのがわかる。これは股関節では後方に足を蹴るときの方が前に足を降り出すと
きよりもより大きなモーメントを生成できることを意味する。もう一つの特徴としては
 $+y$ や $-y$ 方向の最大モーメントは他と比べて比較的小さいことである。次に膝関節を伸
ばしたまま、股関節を 45 度 x 軸の回りに曲げた姿勢を考える（姿勢 2）。前方からみた最
大モーメント成分が図 4(a) である。先ほどの姿勢 1 よりも $-x$ 方向の線分が短いのは膝
関節を伸ばしたまま股関節を曲げた場合、大腿の後ろにあって骨盤とケイ骨を結ぶハムス

トナントスと呼ばれる筋肉は、最大強度はさすがに弹性的より剛硬で、股関節が常に曲がることを妨げるためである。最後に股関節の関節角度をそのままに膝関節を 90 度曲げてみる（姿勢 3）。最大モーメントは図 4(b) に示すように変化する。膝を曲げたためにハムストリングスは緩み、 $-x$ 方向への線分が姿勢 2 のときよりも長くなっているのがわかる。このため、股関節を更に前方へ屈曲することが可能となっている。最大モーメント

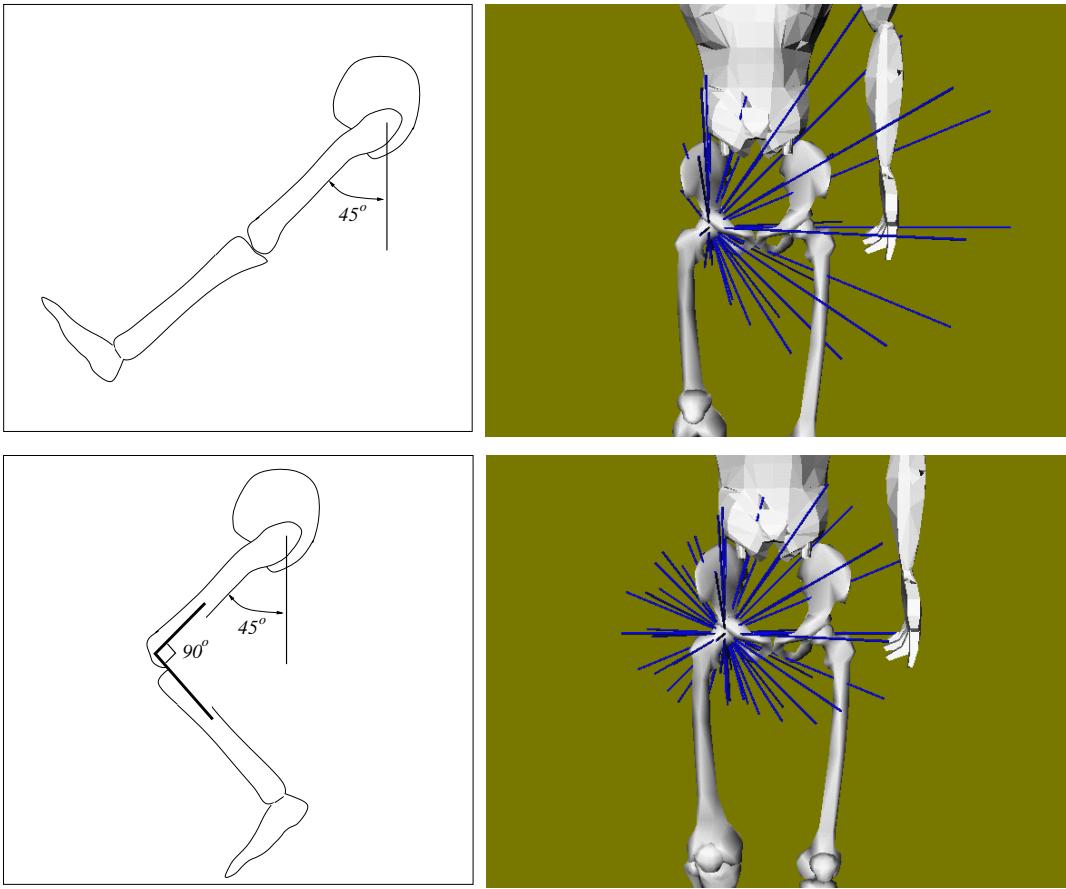


図 4: (上) 股関節が 45° 、膝関節が 0° 。(下) 股関節が 45° 、膝関節が 90° 屈曲しているときの股関節の最大モーメントロッド

ロッドの端点にパッチをはることにより最大モーメントを示すポリゴンを作成することができる。これを最大モーメントポリゴンと呼ぶことにする（図 5）。最大モーメントポリゴンを様々な方向から見ることによって、関節の力学的特性を知ることができる。

5 最大加速度の計算と可視化

ここでは各関節における角加速度の最大値を求める方法を説明する。前と同様、線形計画問題なので実時間で計算が終了する。関節の角加速度 $\ddot{\theta}$ と筋力 f の関係は次の式で表さ

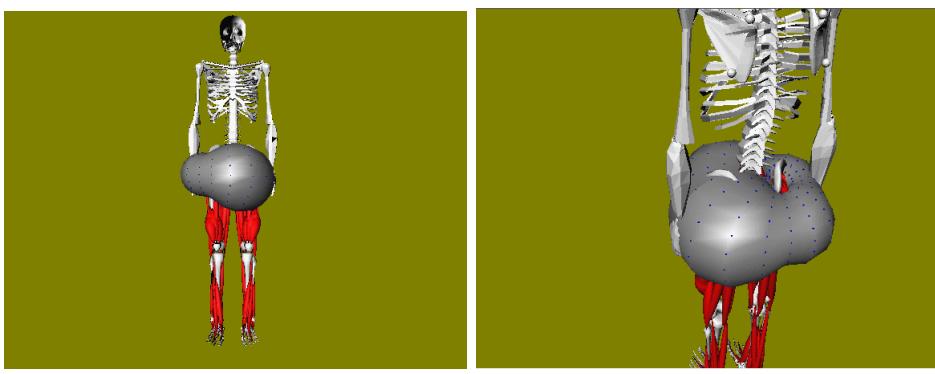


図 5: 最大モーメントポリゴン

れる：

$$\ddot{\theta} = \mathbf{M}^{-1}(\mathbf{Af} - \mathbf{V} - \mathbf{G}). \quad (5)$$

ここで \mathbf{M} はシステムの質量マトリクスを表す。 $\mathbf{V}(\theta, \dot{\theta})$ はコリオリ力による項、 $\mathbf{G}(\theta)$ は重力による項を表す。次にユーザはどの自由度の加速度成分を最大化するかを選択する。 j 番目の自由度を最大化するためには、式 (5) の j 行目を目的関数とし、不等式 (2) を条件とした線形計画問題を解く。右足の股関節の x 軸回りの最大加速度を線分を用いて可視化したものを図 6 に示す。この場合、すべての関節角速度は 0 である。最大モーメントの時と同様、線分の方向がモーメントの軸を表し、長さが大きさを表している。姿勢 (a) では屈曲のための最大加速度は 311.4 rad/s^2 であり、伸展のための最大加速度は 443.8 rad/s^2 である。姿勢 (b) では屈曲のための最大加速度は 493.138 rad/s^2 であるのに対して伸展のための最大加速度は 188.8 rad/s^2 である。この結果、以下のことが結論づけられる：

- 後方への足の伸展を行なうための最大加速度は膝を伸ばした時の方が大きい
- 前方に足を蹴り出す時の最大加速度は膝を曲げた時の方が大きい

6 エンドエフェクタによる最大可動力

手や足の先といった人体の終端部（エンドエフェクター）で様々な方向に向かって発揮可能な力の大きさのデータはいろいろな分野で必要とされている。ここではユーザーが指定した単位方向ベクトル (f_x, f_y, f_z) に対してその方向に向かってエンドエフェクターが最大発揮できる力の絶対値 F_r を求める問題を考える。エンドエフェクタによる力と筋力の関係は次の式で表される。

$$\mathbf{J}^T \cdot F_r \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{pmatrix} = \mathbf{Af}. \quad (6)$$

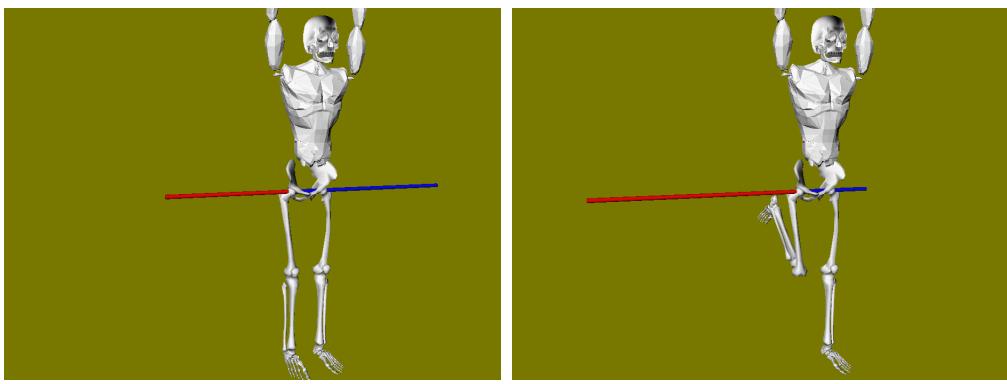


図 6: (左) 膝が伸展している時 (右) 膝が 130° 屈曲している時の股関節の屈曲／伸展に関する最大角加速度

ここで \mathbf{J} はヤコビ行列と呼ばれ関節角速度 $\dot{\theta}$ からエンドエフェクタの速度を求める行列である。式 (6) を等式条件、式 (2) を不等式条件、として F_r を最大化する。結果はここでも線分とポリゴンを用いて可視化している。これをそれぞれ最大可動力ロッド、最大可動力ポリゴンと呼ぶことにする。

最大可動力を計算するときにどの筋肉がどれだけの大きさの力を発揮しているかも同時に求められる。それを知ることは医学的な意義は勿論、教育的な意義もある。ここでは二通りの方法で各筋肉の力の度合を可視化する。

一つ目の方法は筋肉をあらかじめ機能に応じていくつかの群に分けておき、それぞれの筋肉に色を割り当てておく。最大可動力ロッドを計算したときに、全筋肉の発揮する力の和を求め、それに対して各筋肉群の発揮する力の割合を求め、その値に応じて最大可動力ロッドを色わけする。

二つ目の方法はユーザが画像上の最大可動力ポリゴンの点を指定することにより、その方向に対する最大可動力を人体モデルが発揮するときの各筋肉が発揮する力に応じて筋肉に色を割り当てるというものである。

図 7 は股関節を 45 度、膝関節を 90 度屈曲したとき、足首における最大可動力ロッドである。力の大きさは線分の長さによって表されている。下向きの力を発揮しているときはロッドは黄色の部分が長いのがわかる。これは膝を伸展させる筋肉である vastus がよく用いられていることを示す。また後ろ向きの力を発揮する時は赤い部分が長いのがわかる。これは股関節を伸展させる大殿筋が大きな役割を果たしているということである。

図 8 では同じ姿勢のまま、最大可動力ポリゴンを表示し、赤い点が表示されている方向に足が力を発揮したときにどの筋肉が用いられているかを表示したものである。vastus と大殿筋、ハムストリングス等が力を発揮しているのがわかる。

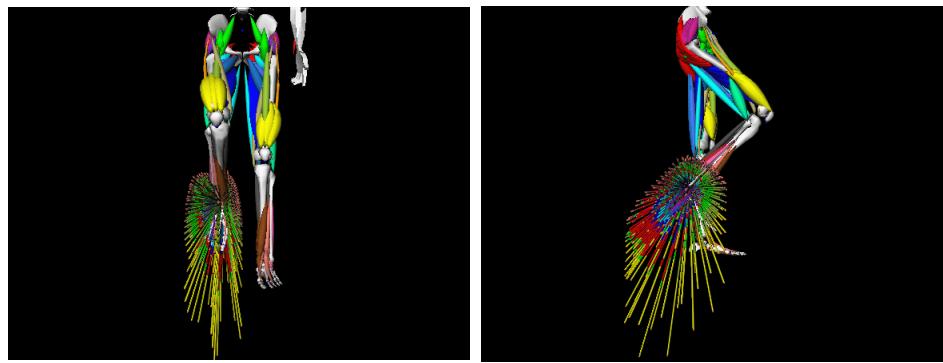


図 7: 足首における最大可動力ロッド

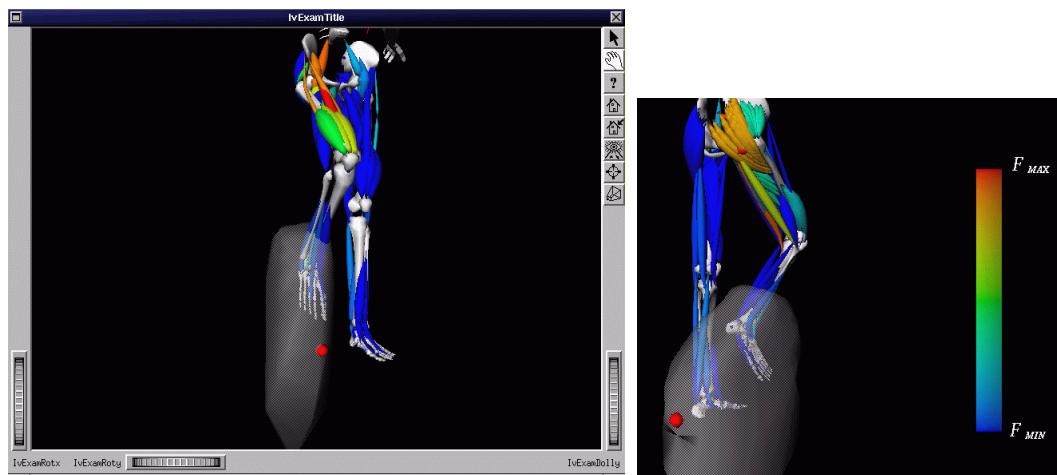


図 8: 足首における最大可動力ポリゴン

7 エンドエフェクタによる最大加速度

次にエンドエフェクタが三次元空間内の任意の方向に対して最大発揮できる加速度を求める問題を考える。エンドエフェクタ内の点 r がある方向に向かって最大の加速度を出すことを考える。ここで β を \ddot{r} のノルム、 (n_x, n_y, n_z) を単位ベクトルとすると、

$$\beta \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} = \mathbf{JM}^{-1}(\mathbf{Af} - \mathbf{V} - \mathbf{G}) + \dot{\mathbf{J}}\dot{\theta}. \quad (7)$$

ここで、最大の加速度を求めるということは β と筋力 f を変数として β を最大化することである。等式条件 (7) と不等式条件 (2) も考慮に入れる。ここでも可視化は線分とポリゴンを用いて行なう。線分の方向が三次元空間内の加速度の方向を表し、その長さが最大加速度の大きさを表す。この線分のことを最大加速度ロッドと呼ぶことにする。また線分の端点にパッチを張ったポリゴンを最大加速度ポリゴンと呼ぶことにする。図 9 は股関節を 45 度、膝関節を 90 度屈曲した時の最大加速度ロッドと最大加速度ポリゴンを表示した図である。ここでは関節角速度はすべて 0 になっている。結果の特徴として足の前後方向への最大加速度の方が横・下方向へのものよりも大きいことがあげられる。

ここでも最大可動域の場合と同様の手法でエンドエフェクタが最大加速度を発揮する時の各筋肉の力の度合を可視化した。

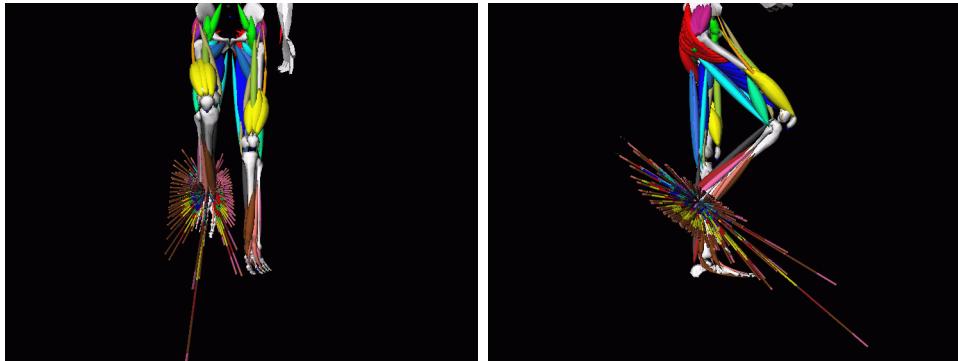


図 9: くるぶしにおける最大加速度ロッド

8 製作環境

計算は AT 互換機・Linux OS 上で行なった。可視化のために TGS 社の OpenInventor を用いた。

本論文では筋骨格系モデルを用いることによって、人体の力学的な動作能力を計算・可視化する手法を提案した。

参考文献

- [1] S. Delp. *Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb.* PhD thesis, Stanford University, 1990.
- [2] S. Delp, P. Loan, M. Hoy, F. Zajac, S. Fisher, and J. Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Tran.on Biomed. Eng.*, 37(8):757–767, August 1990.