

**科学研究費助成事業 研究成果報告書**

平成 28 年 1 月 13 日現在

機関番号：82636

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2012～2014

課題番号：24650383

研究課題名(和文)筋のボリューム及びその変形を考慮した次世代筋骨格モデルの開発

研究課題名(英文)Development of next-generation musculoskeletal model considering volume and deformation of the muscles

研究代表者

平島 雅也(Hirashima, Masaya)

独立行政法人情報通信研究機構・脳情報通信融合研究センター 脳情報通信融合研究室・主任研究員

研究者番号：20541949

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,700,000円

研究成果の概要(和文)：現在普及している筋骨格モデルは、筋のボリュームや変形を無視しているため、肩周辺など複雑な筋の重なりや走行を正確に再現することができていなかった。本研究では、筋のボリュームをモデル化し、形状推定にかかる膨大な計算をGPU(Graphic processing Unit)並列処理によって対処した軽快な筋骨格モデルのプロトタイプモデルを作成した。

研究成果の概要(英文)：Currently available musculoskeletal models ignore volume and deformation of the muscles; therefore they cannot accurately reproduce muscles' line of action around the complex joints such as the shoulder. The present study developed a prototype of the next-generation musculoskeletal model considering muscle volume by reducing the computational burden for computing the muscle shape using GPU (Graphic processing Unit) parallel computing method.

研究分野：バイオメカニクス

キーワード：筋骨格モデル バイオメカニクス 筋ボリューム 筋形状

1. 研究開始当初の背景

ヒトの運動を解析する際、筋骨格モデルを用いることによって、個々の筋や関節への負荷を推定できるようになるという大きなメリットがある。そのため、筋骨格モデルは、この 20 年の間、世界中で盛んに開発・改良が重ねられてきた(引用文献 ~)。今では、商用モデルも多数登場し、スポーツ・リハビリテーションの動作解析、整形外科の手術計画、人間工学的デザインの検証、アニメーションの作成など、幅広い分野で利用されている。

しかし、現在普及している筋骨格モデルは、筋を直線で近似するという原型をとどめたままであり、根本的な意味では 20 年前と何も変わっていない。多くのモデルでは、筋のボリュームは無視されているため、筋が骨の中に埋まったり、本来表層にあるべき筋が深層の筋の内部に埋まったりという状況が頻繁に起こる。従来、この状況を回避するために、筋を一本の直線ではなく、経由点を介した折れ線や曲線でモデル化するという対処療法がとられてきた。しかし、この方法は、肘関節や膝関節などの単純な関節では効果を発揮するものの、肩関節のような複雑な関節では通用しない。実際、肩関節筋群の重なりや走行の妥当性を保証したモデルは存在せず、バイオメカニクス関連分野の大きな壁になってしまっている。

2. 研究の目的

この問題の根本的な原因は、筋のボリュームを無視している点にある。本来、筋は互いに接触しあいながら固有の形状を保っているのだから、ボリュームを無視したモデルでそれを再現しようとしても限界がある。

そこで、本研究では、筋のボリュームをモデル化し、筋同士または筋と骨の干渉による変形を物理シミュレーションによって直接的に計算することによって、正確な筋走行を再現できる次世代筋骨格モデルを研究開発することを目的とする。

3. 研究の方法

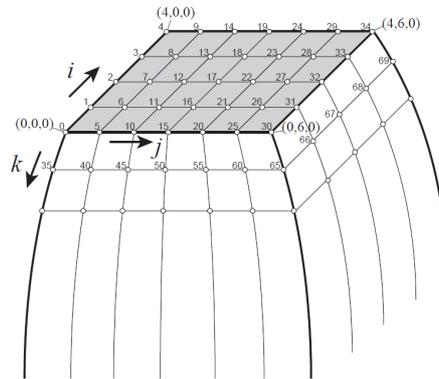
重なり合う筋の形状を正確に再現するためには、多数の筋形状を同時にシミュレートすることが必要不可欠である。多数の筋を同時に扱うためには多大な計算コストがかかるが、本研究では、スーパーコンピュータには頼らず、汎用的なデスクトップコンピュータに搭載可能な GPU(Graphic Processing Unit)を用いた並列計算手法によってこの問題の解決を図った。

(1)筋形状の 3 次元格子座標系表現

筋形状を表現するための質点番号を、3 次元格子座標系  $(i, j, k)$  を用いて管理する(図 1A)。k は筋走行方向(起始から停止に向かう方向)に直交する断面の番号を表し、断面内の頂点番号は 2 次元格子座標  $(i, j)$  で管

理する。各方向の最大頂点数は  $N_i, N_j, N_k$  とする。つまり、1 つの筋は、6 面体ポリゴンを直列に  $(N_k-1)$  個並べてできる細長いポリゴンを、並列に  $(N_i-1) \times (N_j-1)$  個束ねることによって構成する。 $(i, j, k)$  番目の質点の通し番号は、 $n=i+(N_i*j)+(N_i*N_j*k)$  とする。筋によって細長い筋や平たい筋など様々な形状が存在するが、 $N_i, N_j, N_k$  を調整することで、どのような筋形状にも対応することができる。また、この形状表現法は筋だけでなく、骨と骨をつないでいる靭帯、および、多頭筋を束ねている腱膜の表現にも用いる。これによって変形可能な要素(筋、腱、靭帯、腱膜等)の形状を一元的に管理することが可能となり、同一 GPU カーネル関数ですべての要素の形状計算を行うことができる。

A



B

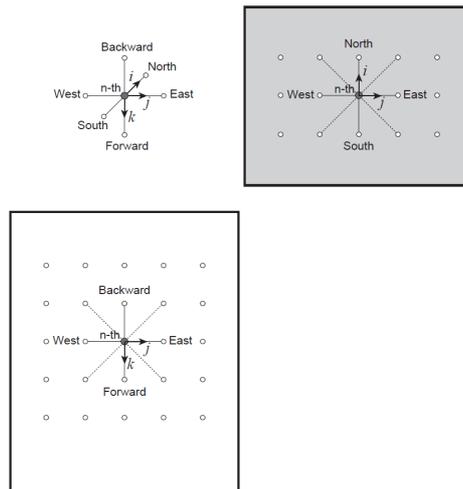


図 1A: 筋形状の 3 次元格子座標系表現の概念図。Ni=5, Nj=7 の場合の質点番号を示した。B: n 番目の質点とそれに結合する質点の配置を示した。

(2)大量質点のバネマスダンパモデル

概要

有限要素法の精度は非常に高いものではあるが、デスクトップコンピュータで数十を超える筋の変形シミュレーションを行うには計算負荷が高すぎる。そこで本研究では、

隣り合う質点を力学的に結合させたバネマスタンプモデルを採用する。この方法の特徴は、各質点の運動方程式を同じ計算式で書き表すことができ、かつ、各質点シミュレーションの1タイムステップ ( $\Delta t$ ) の積分計算を他の質点とは独立に行うことができる点である。これにより、大量の質点の1タイムステップ分の積分計算を並列に処理することができるという大きなメリットを得る。これを GPU に実装する方法については(3)にて後述する。時間積分法はベレの方法を用いる。

### 運動方程式

各質点の運動は、能動的な筋収縮力 ( $f^{Active}$ )、隣り合う質点から受ける受動的な力 ( $f^{Passive}$ )、隣り合う他の筋・骨から受ける反発力 ( $f^{Col}$ ) によって決定されるものとする。つまり、 $n$  番目の質点の運動方程式は以下のように表される。

$$m_n \mathbf{a}_n = \mathbf{f}_n^{Active} + \mathbf{f}_n^{Passive} + \mathbf{f}_n^{Col} \quad (1)$$

ここで  $m_n$  は  $n$  番目の質点の質量、 $\mathbf{a}_n$  はその加速度ベクトルである。

安定的にシミュレーションを行うためには、質点同士の力学的結合関係 (バネのつなぎ方) に工夫が必要である。 $i, j, k$  の方向にバネを配置しただけでは、形状を保つことはできず、 $i, j, k$  すべての断面内において斜めのバネを配置することによって安定した形状シミュレーションを行うことができる。つまり、受動的な力 ( $f_n^{Passive}$ ) は以下の式で表現される。

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_n^{Passive} = & \mathbf{f}_n^e + \mathbf{f}_n^w + \mathbf{f}_n^s + \mathbf{f}_n^n + \mathbf{f}_n^f + \mathbf{f}_n^b \\ & + \mathbf{f}_n^{ne} + \mathbf{f}_n^{nw} + \mathbf{f}_n^{se} + \mathbf{f}_n^{sw} \\ & + \mathbf{f}_n^{ef} + \mathbf{f}_n^{wf} + \mathbf{f}_n^{eb} + \mathbf{f}_n^{wb} \\ & + \mathbf{f}_n^{sf} + \mathbf{f}_n^{nf} + \mathbf{f}_n^{sb} + \mathbf{f}_n^{nb} \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、上付き文字  $e, w, s, n, f, b$  は東西南北前後の方向を意味し (図 1B)、例えば  $f^{ne}$  は、東北方向のバネから受ける力という意味である。隣り合う質点がない場合には、その方向から受ける力をゼロとする。例えば  $k=0$  断面内の質点 (筋の起始に相当) は、後側 (骨側) からは力を受けないものとする。実際には、起始の質点は骨から力を受けることで骨に対して一定の位置を保っている。

$n$  番目の質点が、 $m$  番目の質点との結合から受ける力 ( $f_{nm}$ ) は、弾性力 ( $f_{nm}^S$ ) と粘性力 ( $f_{nm}^D$ ) の和であり、

$$\mathbf{f}_{nm} = \mathbf{f}_{nm}^S + \mathbf{f}_{nm}^D \quad (3)$$

各々は以下のように表せる。

$$\mathbf{f}_{nm}^S = -k_s \left( |\mathbf{x}_{nm}| - L_{nm} \right) \frac{\mathbf{x}_{nm}}{|\mathbf{x}_{nm}|} \quad (4)$$

ここで、 $k_s$  はバネ定数、 $\mathbf{x}_{nm} = \mathbf{x}_m - \mathbf{x}_n$ 、 $L_{nm}$  はその自然長である。

$$\mathbf{f}_{nm}^D = -k_d (\mathbf{v}_n - \mathbf{v}_m) \quad (5)$$

ここで、 $k_d$  は粘性抵抗係数、 $\mathbf{v}_n, \mathbf{v}_m$  は質点の速度である。

筋の能動的な活動によって生じる力は、 $r$  方向にのみ働くものとし、その大きさは、筋の活動度  $a$ 、張力-長さ関係  $F_l(|\mathbf{x}_{nm}|)$ 、張力-速度関係  $F_v(|\mathbf{v}_{nm}|)$  及び最大等尺性収縮筋力  $F_{max}$  によりきまり、次式のように表される。

$$\mathbf{f}_{nm}^{Active} = a F_{max} F_l(|\mathbf{x}_{nm}|) F_v(|\mathbf{v}_{nm}|) \frac{\mathbf{x}_{nm}}{|\mathbf{x}_{nm}|} \quad (6)$$

### (3) 変形モデルの GPU への実装方法

#### スレッドの管理方法

GPU 内の多数のスレッドは、「グリッド」と「ブロック」という2つの階層構造で管理されている。本研究では、1つのグリッド内に多数のブロックを配置し、1つのブロックにつき1つの筋の形状計算を担当させる。

各ブロックには、2次元的にスレッドを配置し (図 2A)、1つのスレッドには1つの筋繊維を担当させる。ヒトのほとんどの筋の形状は、 $N_i=7, N_j=16, N_k=33$  の範囲内で表現することができるため、 $i$  方向の最大スレッド数 (blockDim.x) を 7、 $j$  方向の最大スレッド数 (blockDim.y) を 16 とする。

A



B

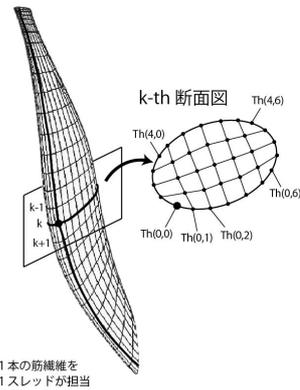


図 2 A : ブロック内のスレッドの配置。 $N_i=5, N_j=7$  の筋を例にスレッドと筋線維の対応関係を示した。B: 各スレッドが担当する筋繊維を断面内で示した概念図。

#### 高速シェアードメモリの利用方法

GPU 並列処理を高速化するためには、アクセス速度の速いメモリを有効に利用する必要がある。DRAM 内のグローバルメモリはすべてのブロックからアクセス可能であるが、アクセス速度が遅いという欠点がある。一方、SM 内にあるシェアードメモリは、同一ブロック内からしかアクセスできないが、高速にアクセスすることが可能である。運動方程式(1)を計算する際に参照する機会の多い同一筋内の情報(位置や自然長)をシェアードメモリに配置することで処理を高速化することができるため、1つのブロックに1つの筋を担当させる設計とする。

しかし、シェアードメモリは数十 KB と容量が小さいため(16KB、32KB、48KB の 3 種類)1つの筋の情報をすべてシェアードメモリに配置することは困難である。実際、 $N_i=7$ ,  $N_j=16$ ,  $N_k=33$  の筋の場合、各質点が float 型(4 バイト)の 24 変数(18 変数:自然長、3 変数:現在の位置、3 変数:過去の位置)を有するので、 $7 \times 16 \times 33 \times 24 \times 4B = 354816B$  (346.5KB) とシェアードメモリ容量を超えてしまう。

この問題を解決するため、シェアードメモリを節約する方法を以下に示す。ある質点の運動方程式を計算する際に必要な情報は、隣り合う断面に含まれる情報さえあれば十分である。つまり  $k$  番目の断面に含まれる質点の運動方程式を計算する場合には、 $k-1$  番目、 $k$  番目、 $k+1$  番目の 3 断面の情報があれば十分である。前述の筋の場合、3つの断面に含まれる情報の容量は  $7 \times 16 \times 3 \times 24 \times 4B = 32256B$  (31.5KB) で済むことになる。このようなシェアードメモリの節約を行うために、図 2B のように一つのスレッドに一本の筋線維を担当させ、 $k=0$  断面から  $k=N_k$  断面まで順に計算を行わせる。具体的には、 $k=1$  断面の質点の計算時には、 $k=0, k=1, k=2$  の 3 断面の情報をシェアードメモリに配置して計算を行い、すべてのスレッドが計算を終えた段階で、シェアードメモリを  $k=1, k=2, k=3$  の情報に書き換え、次の  $k=2$  断面の質点の処理へと進む。

#### 4. 研究成果

本研究の結果、肩関節周辺の 20 筋ほどもある筋モデルの収縮とそれに伴う形状変化を、(干渉計算部分を除けば)デスクトップコンピュータ 1 台でほぼ実時間でシミュレートできるほどの性能が出るモデルを作成することができた(図 3)。これは、本モデルが将来的に十分実用可能であることを示しており、まさに次世代の筋骨格モデルの原型(プロトタイプ)が誕生したと言えよう。今後、干渉計算部分のさらなる高速化を行うことで実用的な筋骨格モデルになっていくことが期待できる。

バイオメカニクスにおいて正確な筋走行の再現は長年の課題であった。本研究は、筋のボリュームと筋同士の接触による変形を

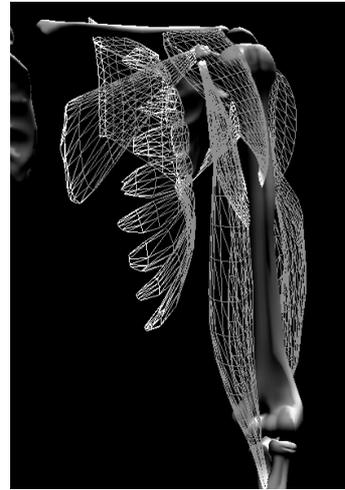


図 3: 上肢のボリューム付筋モデル

考慮することによって筋走行を直接的に計算してしまおう、という大胆な発想でこの問題の解決を試みた。本プロトタイプモデルが今後発展し、肩関節周辺の複雑な筋走行を正確に再現できるようになればこれは革命的なことである。バイオメカニクス研究者は、もはや筋走行の再現に労力を費やす必要はなくなり、動作解析そのものに専念できるようになり、スポーツやリハビリテーションなどの応用分野の発展が加速的に進むことが期待できる。また、スポーツ医療現場で古くから注目を集めている肩甲骨周辺(引用文献)を筋骨格モデルで正確に扱えるようになるという意義は大きく、今後、現場と研究室が密接に連携していく足掛かりになることが大いに期待される。

本モデルの実用性・普及性の高さも注目に値する。本モデルは、通常のデスクトップコンピュータにも搭載可能な GPU を用いて研究開発されているため、スーパーコンピュータが使えない研究室や個人であっても使うことができる。本研究では、いたずらに精度を求めるのではなく、多関節レベルの運動解析やシミュレーションに耐えうる実用的なモデルを作成するという明確なビジョンを持って研究開発を行ってきた。本モデルは、バイオメカニクスだけではなく、運動神経科学やアニメーションなど、ヒトの多関節レベルでの振る舞いに焦点があたっている分野において非常に実用性が高く、また、その普及性の高さから、これらの分野のボトムアップ型研究を大きく刺激する可能性のある将来性豊かなモデルと言えよう。

#### <引用文献>

Delp et al., An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37(8): 757- 767, 1990.

Komura et al., Creating and retargeting

motion by the musculoskeletal human body model. Visual Computer, 16: 254-270, 2000.

Hase et al., Human gait simulation with a neuromusculoskeletal model and evolutionary computation. Journal of Visualization and Computer Animation, 14: 73-92, 2003.

Nakamura et al., Somatosensory Computation for Man-Machine Interface From Motion-Capture Data and Musculoskeletal Human Model. IEEE Transactions on Robotics, 21(1): 58-66, 2005.

Nagano et al., Contribution of non-extensor muscles of the leg to maximal-effort countermovement jumping. BioMedical Engineering OnLine, 4:52, 2005.

Kibler, The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function. Am J Sports Med, 26(2): 325-337, 1998.

## 5 . 主な発表論文等

〔産業財産権〕

出願状況(計 1 件)

名称：運動解析装置および運動解析方法

発明者：平島 雅也

権利者：情報通信研究機構

種類：特許

番号：特願 2015-159478

出願年月日：平成 27 年 8 月 12 日

国内外の別：国内

## 6 . 研究組織

(1)研究代表者

平島 雅也 (HIRASHIMA Masaya)

独立行政法人 情報通信研究機構・脳情報  
通信融合研究センター 脳情報通信融合研  
究室・主任研究員

研究者番号：20541949