

運動スキル最適化のための筋骨格モデルの構築

柘植 優一^{*1} 大島 成通^{*2}

Musculoskeletal model for exercise skill optimization

Yuichi TSUGE^{*1} Shigemichi OHSHIMA^{*2}

^{*1 *2} MeijoUniversity, 1-501 Shiogamaguchi, Tenpaku-ku, Nagoya-shi, Aichi, 468-8502 Japan

It is important that we know the most suitable exercise command in sports for results improvement. The acquisition of the most suitable exercise command is effective using a musculoskeletal model to have different characteristic parameters such as height and the weight of the player by forward dynamics simulation. We built musculoskeletal model for exercise skill optimization in this study using Open Dynamics Engine of the dynamics operation library. Because ODE can make any shapes easily and treat it dynamically, the simultaneous optimization of human movement and parameter implement are enabled. The model to suggest was comprised of a head, the body, humerus, radius, ulna, a hand, pelvis, thighbone, lower leg bone, foot and toe. These models were connected by ball and socket joint of 3 degree of freedom and hinge joint of 1 degree of freedom with human articular range of motion which were API of ODE. The placement of the muscle of the power source is decided based on the data that an initial point and terminal are shown in BodyParts3D and the muscular strength is decided using a muscle model thought about by Hill-Stroeve.

Key Words : Musculoskeletal model, Open Dynamics Engine, Genetic Algorithm

1. 緒言

スポーツにおいて最適な運動指令を知ることは、成績向上のために重要である。最適な運動指令の取得は、競技者の身長や体重といった個々に異なる特性を持つモデルを用いて、順動力学シミュレーションによって行われる。これまで運動シミュレーションについて、剛体の直方体や円柱形で使った人体モデルの各関節トルクを最適化した研究が行われている⁽¹⁾。実際の人体は単純な関節トルクによって動作するのではなく、一つの関節周りに複数の筋肉が存在し、それらが生み出す筋張力によって関節トルクが発生して人体は動作をする。このため、人体の筋骨格系を模倣して作られた、筋骨格モデルによる解析が有効であると考えられる。

これまでに、筋骨格モデルを利用した順動力学シミュレーションには福住らによる垂直跳び動作解析の研究⁽²⁾がされており、2次元のリンクモデルに筋を配置し、筋による張力で関節トルクが発生し動作する解析モデルが使用されている。また人体の肩や股関節のように前後左右の曲げだけでなく、ねじりも考慮された3次元の剛体リンクモデルを筋によって動作させる手法として、AnyBody⁽³⁾や SIMM⁽⁴⁾などに代表される、動作中の人体が発揮している筋力を算出可能なソフトウェアがあり、3次元モデルによって構築されている。これらは主に体に取り付けたマーカーやフォースプレートの情報から動作に必要な筋力を算出する逆動力学的手法によって解析を行う。逆動力学的手法による解析は熟練者の動作をまねする場合には有効であると考えられるが、熟練者とは体格の違う競技者にとって最適な動作を得るためには競技者の身体特性を持ったモデルによる順動力学的手法で解析が有効だと言える。

そこで本研究では動力学計算ライブラリの Open Dynamics Engine (ODE)を用いて、運動スキル最適化のための3次元動作が可能な筋骨格モデルを構築し、モデル動作のために遺伝的アルゴリズム(GA)を用いた各筋張力の最適化を行う。

^{*1} 学生員, 名城大学大学院 理工学研究科 機械システム工学専攻 (〒468-8502 愛知県名古屋市天白区塩釜口 1-501)

^{*2} 正員, 名城大学 理工学部 (〒468-8502 愛知県名古屋市天白区塩釜口 1-501)

E-mail: ohshi@meijo-u.ac.jp

2 提案骨格モデル

本研究で提案する筋骨格モデルの構築には動力学計算ライブラリの ODE を用いる。ODE を用いることで容易に任意形状のモデルの作製ができ、動的な扱いが可能となる。追加した物体を動的に扱うことができるので人体が道具を用いて行う運動や動作の解析が可能となり、人体の動きと道具のパラメータの同時最適化が可能となる。

また、より詳細な人体モデルの構築を目指すために、人体の骨格や筋の形状を公開している BodyParts3D⁽⁵⁾のデータを利用してモデルの構築を行った。

Table 1 Skeletal structure

Rigid link number	Body
1	Head(H)
	Brest(B)
2	Humerus
3	Radius
4	Ulna
5	Hand
6	Pelvis
7	Thighborn
8	Lower leg born
9	Foot
10	Toe

Table 2 Range of motion (Left side)

Articular	Axis	Degree(°)	Joint
Sholder (S)	$x^{(1)}$	-50~180	Ball and socket
	$y^{(1)}$	0~180	
	$z^{(1)}$	-60~80	
Elbow(E)	$x^{(2)}$	0~145	Hinge
	-	-	Ball and socket
Wrist(W)	$x^{(3)}$	-90~70	Hinge
	-	-	Ball and socket
Lumbar (L)	$x^{(1)}$	-60~15	Ball and socket
	$y^{(1)}$	-50~50	
	$z^{(1)}$	-40~40	
Coxa(C)	$x^{(6)}$	-15~125	Ball and socket
	$y^{(6)}$	-20~45	
	$z^{(6)}$	-45~45	
Knee(K)	$x^{(7)}$	-130~0	Hinge
Ankle(A)	$x^{(8)}$	-45~20	Hinge
MTP(M)	$x^{(9)}$	-45~35	Hinge

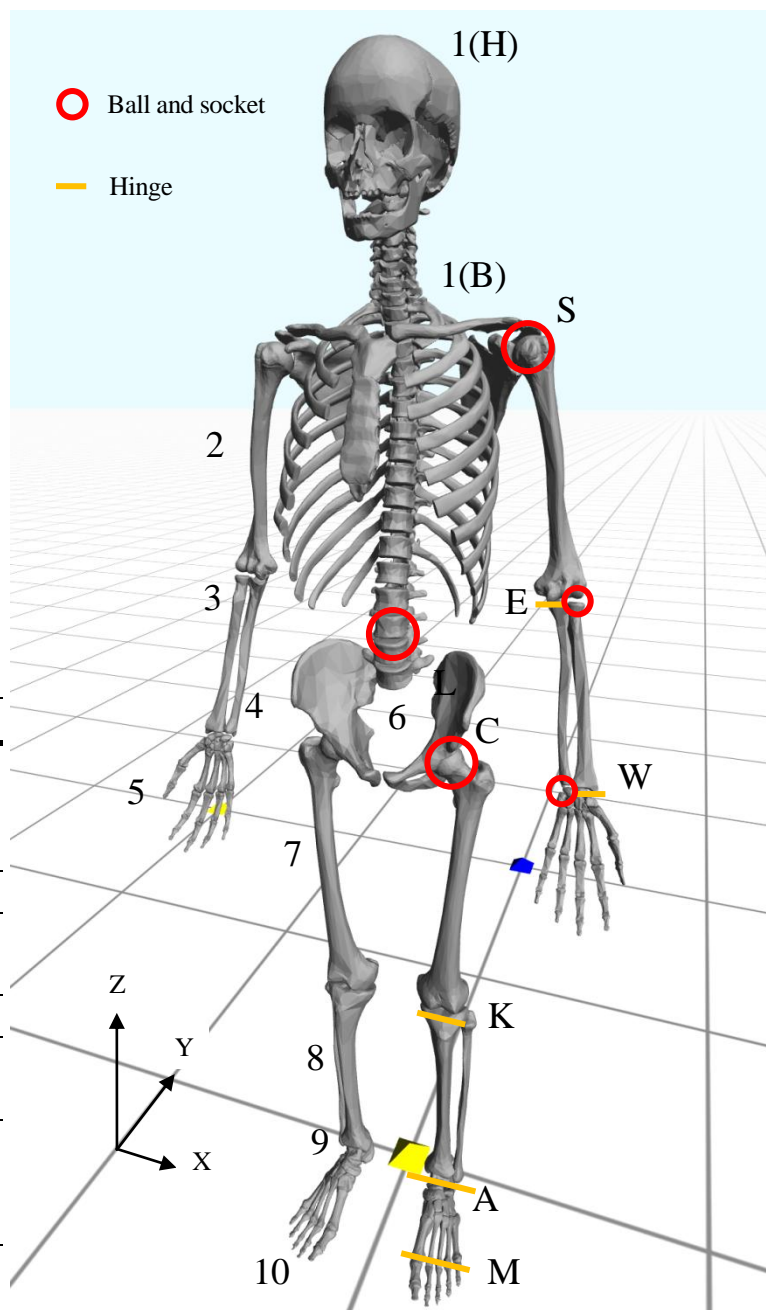


Fig.1 Skeletalmodel

2.1 骨格形状

構築する骨格モデルは表 1 に示す 10 部位で構成されており、各部位は図 1 の 1 から 10 に対応している。これらの寸法形状は BodyParts3D で公開されているデータを参考に決定している。

2.2 関節

本モデルの関節部には ODE 内で API として用意されている、3 自由度のボールジョイントと、1 自由度のヒンジジョイントを使用する。ボールジョイントは肩関節、腕橈関節、股関節、尺骨と手の接続、腹部の動作を行い、ヒンジジョイントは腕尺関節、橈骨手根関節、膝関節、足首、つま先の表現し、図 1 中に表 2 の頭文字で表す。

ここで本モデルに設定した前腕回りの関節は、ボールジョイントを橈骨と上腕骨をつなぐ腕橈関節と尺骨と手の接続に使用し、ヒンジジョイントを腕尺関節と橈骨手根関節に図 2 のように使用している。しかしこれは人体の構造とは一部異なっており、まず手首を前後左右に動作させる橈骨手根関節は実際には 2 自由度の関節になっているが、今回のモデルでは前後のみの動作で十分とし、ヒンジジョイントとした。次に手首のねじりを行う関節に上橈尺関節と下橈尺関節が存在するが、今回のモデルでは手首と左右に動作させないことと簡略化のために、実在はしないが尺骨と手をボールジョイントで接続する関節とした。これら 2 点の違いがあるがモデルは図 3 の様に動作をするため問題はないと考えられる。また、腹部の関節についても人体は頸椎、胸椎、腰椎と 24 個の椎骨がそれぞれねじりや曲がることで動作を行うが、本モデルでは腰関節として前後左右の曲げとねじりが再現できるボールジョイントを使用することで簡略化を行っている。

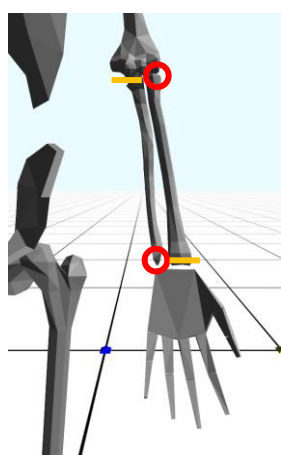


Fig. 2 Forearm joint

○ Ball and socket
— Hinge

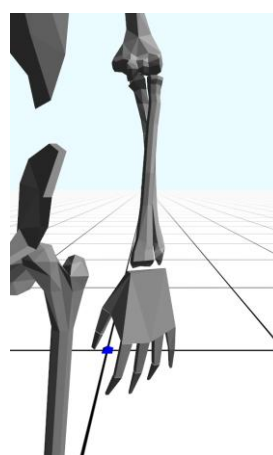


Fig. 3 Pronation

本モデルの関節可動域には ODE 内で用意されている可動域の関するジョイントパラメータを用いて設定を行う。各関節の可動範囲は、日本リハビリテーション医学会評価基準委員会によって測定された値⁽⁶⁾を用いて表 2 にまとめる。表 2 中にある各方向軸の添え字は相対座標軸を持つリンクを示している。

2.3 質量パラメータ

剛体の運動解析を行う上で、各物体の動きにくさを左右する質量や慣性テンソルの決定は重要なことである。これらのパラメータの計算には SolidWorks⁽⁷⁾を利用してモデルデータを取り込み、質量特性の機能から人体の骨や筋肉の比重を設定することで導出した。計算に用いた骨や筋肉の比重は表 3 にまとめた。

Table 3 Mass parameter

Tissue	Specific gravity
Born	2.01
Muscle	1.085

3 筋モデル

3.1 筋配置

モデルの動力源となる筋の配置には、骨格形状と同様に BodyParts3D で公開されている図 4 のような筋形状データを参考にして長さや起始・停止位置を決定した。起始点から停止点を結んだ時に骨格内部を通過してしまう場合には、筋力の作用する方向が変化し全く異なる動作をしてしまう可能性がある。そこで骨格の表面を通過するように図 5 のように適切な位置に中継点を設定しており、この中継点は筋張力を伝達できるように滑車のように扱われている。本モデルでモデル化した筋は 118 筋であり、筋を配置した骨格モデルを図 6 に、各筋の詳細を付録の表 A にまとめた。



Fig. 4 Muscle figure



Fig. 5 Muscle relay point

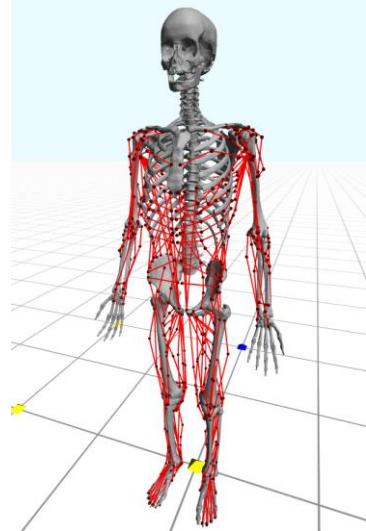


Fig. 6 Musculoskeletal model

3.2 筋張力

モデル動作のための筋張力は Hill-Stroevé の筋モデル⁽⁸⁾を用いた。各筋の番号を i として筋活性度 a^i 、筋張力-長さ関係 $F_{lce}^i(l_{ce}^i)$ 、筋張力-速度関係 $F_{vce}^i(\dot{l}_{ce}^i)$ 、各筋の最大発生筋力 F_{max}^i とすると、筋張力 F^i は式 (1) で表される。

$$F^i = a^i F_{lce}^i(l_{ce}^i) F_{vce}^i(\dot{l}_{ce}^i) F_{max}^i \quad (1)$$

筋張力 F^i を決定するために必要となる筋繊維長 l_{ce}^i や筋収縮速度 \dot{l}_{ce}^i は、本モデルに配置した筋の始点-終点間の距離と距離の微分値を用いて、最大発生筋力 F_{max}^i や腱の長さ l_t^i は Garner ら⁽⁹⁾、Holzbaur ら⁽¹⁰⁾、Arnold ら⁽¹¹⁾によってまとめられた値を参考に設定しており、最大発生筋力 F_{max}^i を付録の表 A にまとめる。本モデルを動作させる場合には筋活性度を未知数としており、遺伝的アルゴリズムを用いた解の探索を行う。

決定した筋張力 F^i は図 7 に示す筋配置の場合は式 (2) を用いて始点、中継点、終点に与えられる。

ここで j は一つの筋に配置した中継点の数、 p_j は各中継点の座標、 F_{px_j} F_{py_j} F_{pz_j} は点に働く各方向の力のベクトルとなっている。

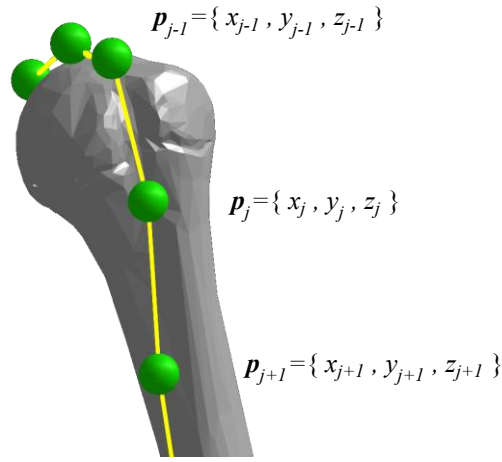


Fig. 7 Force calculation

$$\begin{aligned}
 F_{px_j} &= F \left(\frac{x_{j-1} - x_j}{\sqrt{(x_{j-1} - x_j)^2 + (y_{j-1} - y_j)^2 + (z_{j-1} - z_j)^2}} - \frac{x_j - x_{j+1}}{\sqrt{(x_j - x_{j+1})^2 + (y_j - y_{j+1})^2 + (z_j - z_{j+1})^2}} \right) \\
 F_{py_j} &= F \left(\frac{y_{j-1} - y_j}{\sqrt{(x_{j-1} - x_j)^2 + (y_{j-1} - y_j)^2 + (z_{j-1} - z_j)^2}} - \frac{y_j - y_{j+1}}{\sqrt{(x_j - x_{j+1})^2 + (y_j - y_{j+1})^2 + (z_j - z_{j+1})^2}} \right) \\
 F_{pz_j} &= F \left(\frac{z_{j-1} - z_j}{\sqrt{(x_{j-1} - x_j)^2 + (y_{j-1} - y_j)^2 + (z_{j-1} - z_j)^2}} - \frac{z_j - z_{j+1}}{\sqrt{(x_j - x_{j+1})^2 + (y_j - y_{j+1})^2 + (z_j - z_{j+1})^2}} \right)
 \end{aligned} \tag{2}$$

4 動作解析例

構築した筋骨格モデルと遺伝的アルゴリズム(GA)を用いて垂直跳びの動作解析を行った。多目的GAによる探索を行うために、モデルの動作を制御する設計変数に筋活性度 a^i とする。各時間によって筋張力を変化させるために、筋活性度 a^i を時間関数として表せる3次スプライン曲線を用いる方法⁽¹²⁾を利用し、1つのスプライン曲線の制御点の数は0.2秒ごとに11点とり、全体では1298個の設計変数で解析を行う。動作の内容を決定する目的関数を2つ設定し、まず1つ目の目的関数 OBJ_1 に頭部の重心z座標 Gp_z と目標の座標 Tp との誤差を最小化することで頭を高く上げるようにし、式(3)で表す。ここで目標の座標 Tp は高さ3mとして設定している。

2つ目の目的関数 OBJ_2 に各筋の活性度の3乗和の平均値を最小化することで限りなく少ない筋の活動で動作をするようにし、式(4)で表す。ここで経過ステップ s は解析に要したステップ数とする。これらの条件のもと行った各時間における動作の様子を図8の(a)から(e)にまとめた。

$$OBJ_1 = Tp - Gp_z \tag{3}$$

$$OBJ_2 = \frac{\sum_{i=0}^s \sum_{j=1}^{118} (a_j^i)^3}{s} \tag{4}$$

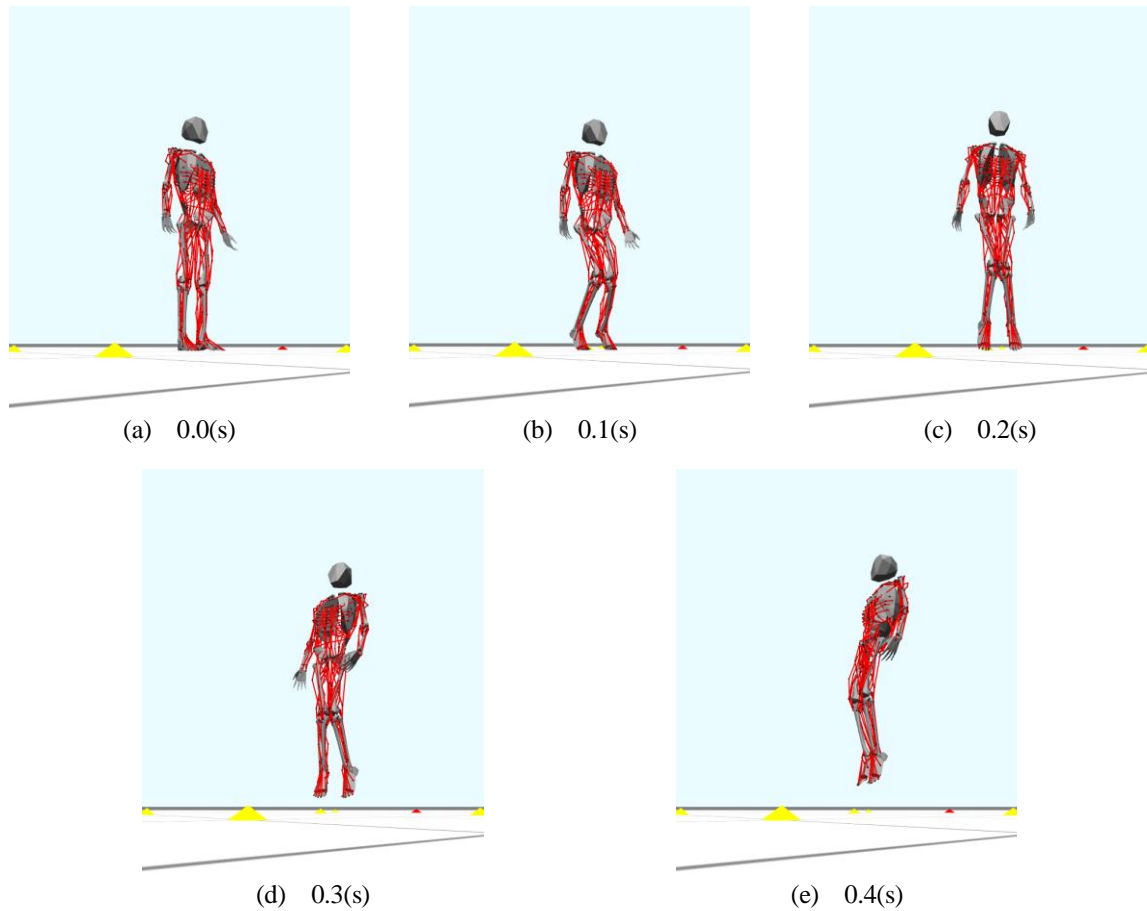


Fig. 8 Vertical jump motion

5 結言

本研究では運動スキル最適化のための筋骨格モデルの構築を行い、遺伝的アルゴリズムを筋張力の最適化のために用いたシミュレーションが可能となった。本モデルの身長や質量を適切に変更することで、特定の人物にとって最適な動作解析が可能となったと考えられる。

本モデルはモデルの作製が容易な動力学演算ライブラリの ODE を用いて構築を行ったので、人体と道具を組み合わせた同時最適化シミュレーションへの利用が期待できる。この利点を生かし今後は人体の最適な動作を得るとともに筋にとって負担が小さい、あるいは最大限の力を発揮できる道具の寸法形状の最適化を行うことを考えている。

謝辞

本研究の一部は、内藤科学技術研究助成金を受けて実施したものである。ここに記して謝意を表す。

付録

Table A Muscle maximum force

Part	Muscle	Maximum force(N)	Part	Muscle	Maximum force(N)
Upper limb	Pronator teres	592.0	Lower limb	Iliacus	430.0
	Pronator quadratus	592.0		Tibialis anterior	600.0
	Supinator	186.4		Peroneus tertius	90.0
	Triceps	2332.9		Soleus	2830.0
	Biceps	849.3		Gastrocnemius	1500.0
	Pectoralis major	1175.0		Semimembranosus	1030.0
	Deltoid	2044.7		Adductor magnus	1100.0
	Supraspinatus	688.0		Adductor minimus	310.0
	Infraspinatus	100.1		Adductor longus	420.0
	Teres major	514.6		Adductor brevis	285.0
	Teres minor	233.3		Pectineus	175.0
	Brachialis	853.8		Sartorius	105.0
	Anconeus	850.0		Gracilis	110.0
	Extensor carpi ulnaris	561.0		Plantaris	828.5
	Flexor carpi radialis	256.6		Tibialis posterior	1270.0
	Extensor carpi radialis bervis	755.8		Popliteal	828.5
Extensor carpi ulnaris	368.3	Extensor digitorum longus		340.0	
Lower limb	Biceps femoris	720.0		Flexor digitorum longus	310.0
	Rectus femoris	400.0	Extensor hallucis longus	110.0	
	Vastus lateralis	980.0	Flexor hallucis longus	320.0	
	Vastus intermedius	1870.0	Abdomen	Internal oblique	1000.0
	Vastus medialis	2735.0		External oblique	1000.0
	Semitendinosus	2795.0		Latissimus dorsi	1000.0
	Semimembranosus	330.0		Abdominal rectus	1000.0
	Gluteus maximus	1798.0		Longissimus	1000.0
Psoas	370.0	Ilopcstalis lumborum		1000.0	

文献

- (1) 山本地塩, 大島成通, 大槻敦巳, “3次元剛体リンクモデルを用いた棒高跳びスキルの最適化”, スポーツ・アンド・ヒューマンダイナミクス 2012 講演論文集, pp.366-370, 2012
- (2) 福住敦, 竹原昭一郎, 長谷和徳, 吉村卓也, “筋骨格モデルを用いた順動力学シミュレーションによる垂直跳び動作時の筋活動解析”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.77, No.777, pp.1686-1695, 2011
- (3) AnyBody, AnyBody Technology, <http://www.anybodytech.com/>
- (4) SIMM, Musculographics Inc. , <http://www.musculographics.com/>
- (5) BodyParts3D, © ライフサイエンス統合データベースセンター licensed under CC 表示 継承 2.1 日本

- (6) 日本リハビリテーション医学会評価基準委員会, 日本整形外科学会身体障害委員会, “関節可動域表示ならびに測定法 (平成7年4月改訂)”, *リハビリテーション医学*, Vol.32, No.4, pp.207-217, 1995
- (7) SolidWorks, Dassault Systemes SolidWorks Corp., <http://www.solidworks.co.jp/>
- (8) Stroeve.S, “Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control” *Journal of Biological Cybernetics*, 81, pp.475-494, 1999
- (9) Brian A. Garner, Marcus G. Pandy, “Estimation of Musculotendon Properties in the Human Upper Limb”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.33, pp.207-220, 2003
- (10) Katherine R. S. Holzbaur, Wendy M. Murray, Scott L. Delp, “A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.33, No.6, pp.829-840, 2005
- (11) Edith M. Arnold, Samuel R. Ward, Richard L. Lieber, Scott L. Delp, “A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.38, No.2, pp.269-279, 2010
- (12) 横田紘希, 大島成通 “上肢筋骨格モデルを利用した下手投げ動作におけるサイバネティックトレーニング”, *スポーツ・アンド・ヒューマンダイナミクス 2012 講演論文集*, pp.360-365, 2012