

上肢の等尺性収縮課題の計算モデルと、そのソフトウェアの開発

A computational model for an isometric contraction task of upper extremity, and development of its software

犬丸 敏康¹, 小島 久典²

¹金城大学医療健康学部, ²大阪府立大学総合リハビリテーション学部

Toshiyasu Inumaru¹, Hisanori Kojima²

¹Kinjo University, Faculty of Health Sciences

²Osaka Prefecture University, School of Comprehensive Rehabilitation

キーワード：上肢，等尺性収縮課題，計算モデル，ソフトウェア

Key words : Upper extremity, Isometric contraction task, Computational model, Software

抄録

本研究では、手に一定の力を加える条件下の上肢の等尺性収縮課題における筋力強化の治療過程の補助・併用手段として利用可能な計算モデルを作成し、その課題のソフトウェアの開発を行った。

計算モデルの筋骨格は、ヒトの右上肢の上腕部、前腕部、手部の3つのセグメントと、肩関節に3自由度、肘関節に1自由度、前腕に1自由度、手関節に2自由度があり、筋は起始と停止を結ぶ直線の上肢の主要な筋を34本の筋線に分けてモデル化した。計算は関節モーメント、筋長、モーメントアーム、筋力、筋活動の5項目とした。ソフトウェアはC++言語で記述し、グラフィックスにはOpenGLを用いた。本計算モデルは、今後、フリーのソフトウェアでの利用を想定している。

1. 緒言

近年、様々な分野において計算機を用いたモデル解析やソフトウェアの開発が進んでいる。その開発は、リハビリテーション分野においても同様で、計算機内に構築した筋骨格モデルによる運動解析^{1) 2)}や筋骨格モデルによる手術方法の検討⁴⁾も、そのモデルによるソフトウェアで実用的に行われ始めた。例えば、Komuraら²⁾はモーションキャプチャによって得られた身体運動から構成した筋骨格モデルによって動的で生理的な運動解析を行い、三次元動作解析ソフトウェア ARMO³⁾を開発した。Delpら⁴⁾は整形外科手術における腱移行や延長の影響を下肢の筋骨格モデルによって検討し、筋骨格モデルソフトウェア SIMM⁵⁾を開発した。

計算機を用いたモデル解析の利点は、非侵襲的で、繰り返しの試行が可能であることが挙げられる。そのため、このようなモデル解析の利点がリハビリテーションの治療過程に応用できれば、対象者に対して危険が少なく、時間の拘束なしに、

治療過程を可視化することができる。さらに、解析したモデルに信頼性、妥当性があれば、計算モデルを利用した解析は今後、リハビリテーションの治療過程の補助・併用手段としてますます需要が高まることが期待される。

一方、リハビリテーションにおける筋力強化の一方法として手に一定の力を加え、その状態で肢位を保持させるような等尺性収縮課題がある。このような課題における上肢の関節モーメント、筋長、筋力などの値が計算モデルによって可視化できれば、実際の上肢の等尺性収縮課題を用いた治療過程において、より具体的な筋力強化が実施できるに違いない。しかしながら、現時点ではそのような課題に特化した計算モデルもなく、特化されていなくとも、市販的に利用できる筋骨格モデルのソフトウェアのほとんどが高価で、実際の臨床場面では使われていないのが現状である。

そこで本研究では、手に一定の力を加える条件下の上肢の等尺性収縮課題における治療過程の補助・併用手段として、より具体的な筋力強化を可能とする上肢の等尺性収縮課題の計算モデルを作

成した。そして、フリーのソフトウェアでの利用を想定して、その課題のソフトウェアの開発を行った。

2. 計算モデルの作成

2-1 筋骨格のモデル化

ヒトの右上肢の筋骨格をモデル化した。骨格は上腕部、前腕部、手部の3つのセグメントからなり、肩関節に3自由度、肘関節に1自由度、前腕に1自由度、手関節に2自由度があるモデルとした。上腕部、前腕部、手部のセグメント長、重量、重心位置は Winter⁶⁾ を参考に被検者の身長と体重から決定した。肩関節は屈曲伸展、外転内転、外旋内旋、肘関節は屈曲伸展、前腕は回外回内、手関節は掌屈背屈、橈屈尺屈の可動性があり、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準じた。筋は起始と停止を結ぶ直線で表現し、上肢の主要な筋を34本の筋線に分けてモデル化した。モデル化した筋は、広背筋(LAD)、大胸筋(PMA)、三角筋(DEL)、棘上筋(SSP)、棘下筋(ISP)、大円筋(TMA)、小円筋(TMI)、肩甲下筋(SUB)、烏口腕筋(COR)、上腕二頭筋短頭(BICS)、上腕二頭筋長頭(BICL)、腕橈骨筋(BRD)、上腕三頭筋(TRI)、上腕筋(BRA)、肘筋(ANC)、回外筋(SUP)、円回内筋(PRT)、長橈側手根伸筋(ECRL)、短橈側手根伸筋(ECRB)、指伸筋(EDC)、尺側手根伸筋(ECU)、尺側手根屈筋(FCU)、橈側手根屈筋(FCR)、長母指屈筋(FPL)、指屈筋(FDS)の25筋で、LAD、PMA、DEL、TRIは3本の筋線、BICLは2本の筋線に分け、BICL、SUP、PRTは経由点を設けてモデル化した。筋の起始と停止の座標は Seireg ら⁷⁾、Gonzalez ら⁸⁾ を参考に決定した。モデル化した筋骨格を図1に示す。図中の黒線はセグメントに相当し、赤線は筋に相当する。図は肩関節屈曲10度、内旋20度、肘関節屈曲80度、手関節掌屈20度した状態の筋骨格モデルである。なお、緑線は上方から手に加えた力(30N)を示す。

2-2 モデルの計算

計算は関節モーメント、筋長、モーメントアーム、筋力、筋活動の5項目について実施した。

モデル化した右上肢の筋骨格の肩関節を原点と



図1 筋骨格モデル

して、外側方向をX軸+, 前方方向をY軸+, 上方方向をZ軸+に設定し、基本的立位肢位を初期姿勢として、セグメント、筋の座標位置を求めた。

関節モーメントは中野⁹⁾ を参考に、セグメントの重量によって発生する自重モーメントと手先力の外力によって発生する外力モーメントの和として次式から計算した。

$$\tau = \tau_w + \tau_e \quad (1)$$

ここで τ は合成モーメント、 τ_w は自重モーメント、 τ_e は外力モーメントを示す。自重モーメントは外積を利用して次式から計算した。

$$\begin{aligned} \tau_{w1} &= \mathbf{i} \{ (\lambda_1 \mathbf{l}_1 \times \mathbf{z}_1) + (\mathbf{l}_1 + \lambda_2 \mathbf{l}_2) \times \mathbf{z}_2 \\ &\quad + (\mathbf{l}_1 + \mathbf{l}_2 + \lambda \mathbf{l}_3) \times \mathbf{z}_3 \} \\ \tau_{w2} &= C_1 \mathbf{j} \{ (\lambda_1 \mathbf{l}_1 \times \mathbf{z}_1) + (\mathbf{l}_1 + \lambda_2 \mathbf{l}_2) \times \mathbf{z}_2 \\ &\quad + (\mathbf{l}_1 + \mathbf{l}_2 + \lambda \mathbf{l}_3) \times \mathbf{z}_3 \} \\ \tau_{w3} &= C_1 C_2 \mathbf{k} \{ (\lambda_1 \mathbf{l}_1 \times \mathbf{z}_1) + (\mathbf{l}_1 + \lambda_2 \mathbf{l}_2) \times \mathbf{z}_2 \\ &\quad + (\mathbf{l}_1 + \mathbf{l}_2 + \lambda \mathbf{l}_3) \times \mathbf{z}_3 \} \\ &\vdots \\ \tau_{w7} &= C_1 \dots C_6 \mathbf{i} (\lambda_3 \mathbf{l}_3 \times \mathbf{z}_3) \end{aligned} \quad (2)$$

ここで τ_w の添字は各関節の回転方向を示し、例えば、 τ_{w1} であれば肩関節X軸周り(屈曲伸展)の自

重モーメントを示す。l₁, l₂, l₃ はそれぞれ上腕部, 前腕部, 手部セグメントのベクトル, z₁, z₂, z₃ はそれぞれ上腕部, 前腕部, 手部セグメントの自重ベクトル, λ₁, λ₂, λ₃ はそれぞれ上腕部, 前腕部, 手部セグメントの重心までの距離を示す。i, j, k は座標軸方向をあらわす単位ベクトルを示す。C₁, C₂, ..., C₆ は各軸の座標変換行列を示す。外力モーメントも同様に外積を利用して次式から計算した。

$$\begin{aligned}\tau_{e1} &= \mathbf{i}(l_1 + l_2 + l_3) \times z_f \\ \tau_{e2} &= C_1 \mathbf{j}(l_1 + l_2 + l_3) \times z_f \\ \tau_{e3} &= C_1 C_2 \mathbf{k}(l_1 + l_2 + l_3) \times z_f \\ &\vdots \\ \tau_{e7} &= C_1 \dots C_6 \mathbf{i} l_3 \times z_f\end{aligned}\quad (3)$$

z_f は手に加えた力ベクトルを示す。

筋長は筋の起始, 停止間の距離として次式から計算した。

$$l = \sum |OI| \quad (4)$$

ここで l は筋長を示す。O, I はそれぞれ筋の起始, 停止を示す。

筋のモーメントアームは外積を利用して次式から計算した。

$$\mathbf{r} = OJ \times \frac{OI}{|OI|} \quad (5)$$

$$r = |\mathbf{r}| \quad (6)$$

ここで r はモーメントアームのベクトル, r はモーメントアームを示す。J は関節位置を示す。なお, 二関節筋は経由する各関節についてモーメントアームを求めた。

筋力は非線形計画法の乗数法¹⁰⁾を利用して, 式(7), (8)の制約条件のもとで式(9)の目的関数 U が最小となる最適化問題として計算した。

$$\boldsymbol{\tau} = \sum f \mathbf{r} \quad (7)$$

$$0 \leq f \leq f_{max} \quad (8)$$

$$U = \sum \left(\frac{f}{A} \right)^n \quad (9)$$

ここで τ は式(1)で求めた関節モーメントのベクトル, r は式(5)で求めたモーメントアームのベクトル, f は各筋の筋力, f_{max} は各筋の最大筋力を示す。式(9)の目的関数 U は, Pedotti¹¹⁾, Crowninshield¹²⁾に基づき, べき乗 n として 2 乗, 3 乗から選択, 関数の A として 1, 生理的断面積 (PCSA), f_{max} から選択し, 筋力の 2, 3 乗, 筋応力の 2, 3 乗, 正規化筋力の 2, 3 乗の 6 種類の目的関数を用意した。PCSA は Yamaguchi¹³⁾ を参照し, f_{max} は PCSA に Ikai¹⁴⁾ の最大筋応力 62N/cm² を乗じて求めた。

筋活動は Milhorn¹⁵⁾ の参考で次式から計算した。

$$a = \frac{f}{f_{max} - Bv} \quad (10)$$

ここで a は筋活動を示す。B は筋粘性抵抗係数, v は筋収縮速度を示す。ここで手先力保持課題は等尺性運動の課題であるため, 筋収縮速度 v は 0 とみなせる。したがって, 式(10)は式(11)に置換できる。

$$a = \frac{f}{f_{max}} \quad (11)$$

本研究では式(11)のパーセンテージを筋活動として計算した。

3. ソフトウェアの開発

ソフトウェアは C++ 言語で記述し, グラフィックスには OpenGL を用いた。ソフトウェアのメイン画面を図 2 に示す。上はメニューコマンド, 左は OpenGL による筋骨格モデルのグラフィックスのパネル画面, 左下はパネル画面を回転, 拡大させるスライドバー, 右上は入力した身体と手先力パラメータの表示エリア, 右中～下は各関節の角度を変化させるスライドバー, 右下は筋力計算を実施するボタンである。操作方法を簡単に以下に記述する。1) 身体パラメータとして被検者の身長と体重を入力する。2) OpenGL パネル画面を見ながらスライドバーにより各関節の角度を任意の関節角度に設定する。3) 肢位変化に応じて関節モーメント(自重), モーメントアーム, 筋長が計算され, チャートに各値をインタラクティブに表示する。4) 手に加える力パラメータとして力の大きさと方向を手部位置における極座標系で入力する。5) 筋力計算ボタンを押すことにより, 関節モーメ

ント（自重+外力）が再計算され、非線形計画法を利用して筋力、筋活動が計算され、チャートに各値を表示する。なお、筋力と筋活動計算における筋パラメータ（PCSA, f_{max} ）は各被検者で変わることを想定し、変更できるように設定した。

4. モデル解析の例

本ソフトウェアは関節モーメントなど5項目について解析可能であるが、例として、肘屈曲90度、前腕回外90度で30Nの力を手の上方から与えた場合における筋活動のチャートを図3に示す。目的関数には筋応力の2乗を選択した。活動が予測される筋、例えば、肘屈筋であればBICL, BRD, BRAなどが活動していることが確認できた。

5. 結言

本研究では、手に一定の力を加える条件下の上肢の等尺性収縮課題を計算機内でモデル化し、そ

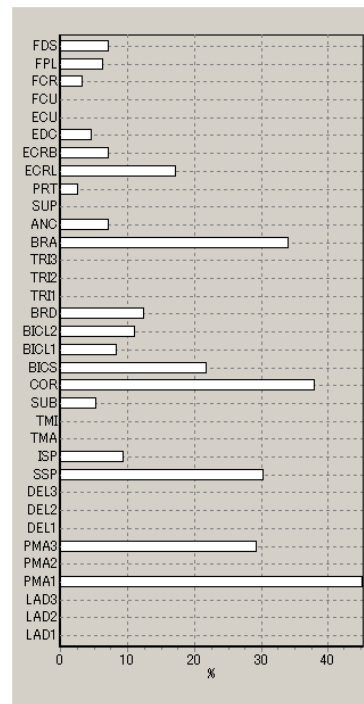


図3 筋活動チャートの一例

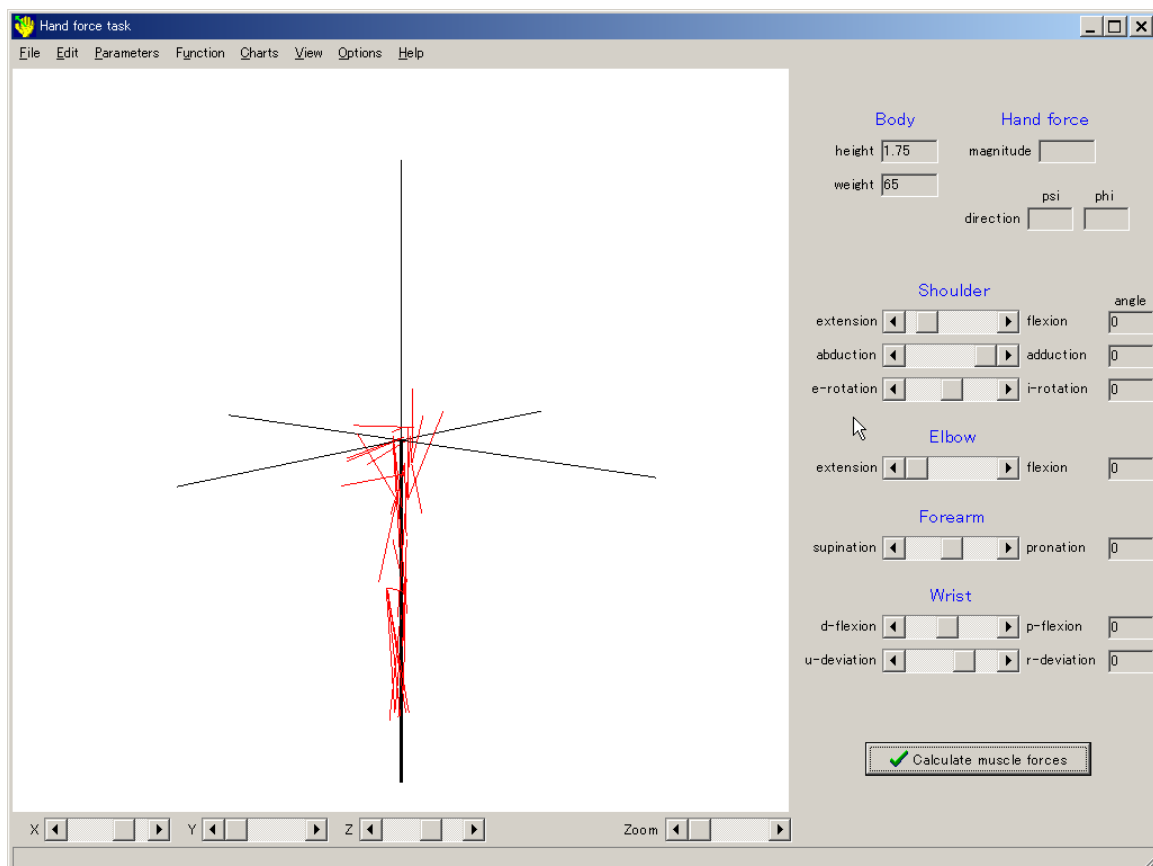


図2 開発したソフトウェアのメイン画面

の課題を解析するソフトウェアを開発した。本ソフトウェアを利用することで、先の上肢の等尺性収縮課題におけるリハビリテーションの治療過程の補助・併用手段として上肢の関節モーメント、筋長、筋力などの値を可視化することが可能で、より具体的な筋力強化を施行できる。

本ソフトウェアで解析した結果については、現時点では十分に検討できていない。また、筋骨格のモデル化についても骨格を線で表現する、筋を直線で結ぶなど十分なモデル化がされているとは言いがたい。計算やモデル化に際して他の研究^{1) 2) 4) 7) 8) 12)}を参考に現時点でよく利用されている方法をもとに計算機モデルを作成したが、本ソフトウェアを実際の治療場面に導入するにあたり、生体とモデルとの違いについてユーザーが許容できる形までに差を減少させることが今後の課題と考えている。そのため、今後の目標として解析項目（関節モーメント、筋長、モーメントアーム、筋力、筋活動）の結果について妥当性、信頼性があるかを十分に検討するとともに、ARMO³⁾やSIMM⁵⁾などに見られるように筋骨格モデルにポリゴン処理を導入する、筋のモデル化をより多くの経由点を設けることで精緻化するなどユーザーが利用する際に納得しやすい形に改良したいと考えている。その一方で、このような特定の課題に特化した計算モデルは現状ではほとんどなく、市販的に利用できるソフトウェアが高価であることを考えると、このような計算モデルがフリーのソフトウェアとして臨床場面に提供できることは、今後のリハビリテーションの治療過程の補助・併用手段として意義あることと考えている。

参考文献

1)長谷和徳,山崎信寿:汎用3次元筋骨格モデルの開発,日本機械学会論文集(C編),61,4417-4422,(1995).
2)Komura,T.,Shinagawa,Y.,Kunii,L.T.:Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model,The Visual Comput.,16,254-270,(2000).
3)ARMO: gsport,Inc., <http://www.gsport.co.jp/> (2016年3月8日参照).
4)Delp,S.L.,Loan,J.P.:A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures,Comput.Biol.Med.,25,21-34,(1995).
5)SIMM: Musclographics,Inc., <http://www.musclographics.com/> (2016年3月8日参照).

6)Winter,D.A.:Biomechanics of motor control of human movement,John Wiley & Sons,(1990).
7)Seireg,A.,Arvikar,R.:Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports,Hemisphere Publishing,(1989).
8)Gonzalez,R.V.,Hutchins,E.L.,Barr,R.E.,Abraham,L.D.:Development and Evaluation of a musculo model of the elbow joint complex,J. Biomech.Eng.,118,32-40,(1996).
9)中野栄二:ロボット工学入門,オーム社,(1983).
10)大野 豊,磯田和夫 監修:新版 数値計算ハンドブック.824-844,オーム社,(1990).
11)Pedotti,A.,Krishnan,V.V.,Stark,L.:Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion,Math.Biosci.,38,57-76,(1978).
12)Crowninshield,R.D.,Brand,R.A.:A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion,J.Biomech.,14,793-801,(1981).
13)Yamaguchi,G.T.,Sawa,A.G.U.,Moran,D.W.,Fesler,M.J.,Winter,J.M.:A survey of human muscletendon actuator properties,Winters,J.M.,Woo,S.L.Y.,eds.,Multiple muscle systems:Biomechanics and movement organization,Springer-Verlag,(1990).
14)Ikai,M.,Fukunaga,T.:Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement,Int.Z.Angew.Physiol.,26,26-32,(1968).
15)Milhorn,H.T.:The application of control theory to physiological systems,W.B.Saunders,(1966).

(受理日:2016年6月10日)