

運動学と動力学に基づいた閉リンク系の運動最適化

— 胸骨圧迫運動への応用 —

○ 萱島 駿 岡田 昌史 (東京工業大学)

1. はじめに

心肺停止者のための一次救命措置として胸骨圧迫運動がある。胸骨圧迫運動とは心肺蘇生のための心臓マッサージのことであり、救急隊が到着するまでの早期措置として AED と同様に心肺停止者の生存確率を大きく上昇させている。胸骨圧迫運動では救急隊が到着するまでの間継続して行うことと運動者の手先から圧迫される側に伝わる力が重要であり、長時間運動を持続するために腕を垂直に保つ、1分間に100回、約50mmの深さまで圧迫を行うものと定められている [1]。緊急時への対応を可能とするために、年齢、体格に関わらずより多くの人がこの運動を習得することが必要であり、講習会も多く開催されている。著者ら [2] はこれまでに熟練者の運動に基づき強調した姿勢を提示することで、訓練者に対して熟練者の力の出し方の教示を行った。これにより、力の出し方が効率よく伝わる事が示されたが、熟練者と訓練者の体格差から全ての訓練者に適した教示とは言い難く、特に、近年では小学生への講習会も開催されていることから、体格に合わせた運動を教示することの必要性が高まっている。

胸骨圧迫運動では、心臓に刺激を与えるべく手先から発生する力の量およびその時間変化が重要である。また、この運動は胸骨圧迫運動をする人、される人と地面で閉リンク系が構成される。これらより、体格に合わせた胸骨圧迫運動を求めることは、閉リンク系の運動学的な拘束と手先から発生する力の時間プロファイルの拘束のもと、運動全体を通して、姿勢と各関節への力配分の最適化問題に帰着される。すなわち、拘束条件付きの、関節角軌道と力の同時最適化問題である。Wang ら [3] は生物学に基づいた人間の力学モデルに基づいて、代謝エネルギーを最小化するようにコントローラのパラメータを最適化し、一般的な人間のデータに近い歩行運動の生成を行った。この方法は人間の歩行運動に特化した仮定を多く含んでおり胸骨圧迫運動へは適用しにくい。宮寄ら [4] は非線形状態空間写像を用い、力学的な拘束のもと人からロボットへ運動を変換する方法を提案した。しかし、この方法はロボットの運動方程式を満たす運動を求めることに主眼があり、これを運動学・動力学的な最適化問題へ応用することは難しい。

そこで本研究では、体重・身長といった体格に適した胸骨圧迫運動を求める問題を、閉リンク系の運動学的・動力学的最適化問題に帰着させ、この解を求める最適化手法を提案する。さらに、得られた運動と熟練

者、訓練者の運動を比較することで本手法の有効性を検証する。

2. 胸骨圧迫運動を行う人間の閉リンクモデル

胸骨圧迫運動を行う人間を図1のように閉リンク系でモデル化する。このモデルは各対偶が膝、腰、肩の関

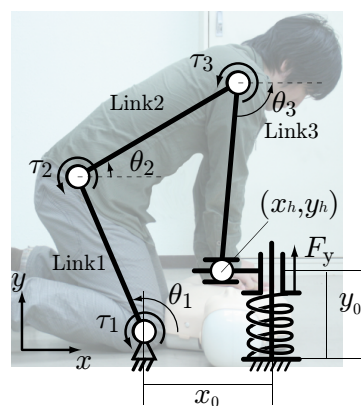


図1 胸骨圧迫運動を行う人間の閉リンクモデル

節に相当し、膝から腰までをリンク1、腰から肩までをリンク2、肩から手先までをリンク3とする。リンク i ($i = 1, 2, 3$) の絶対角をそれぞれ θ_i [rad]、長さをそれぞれ l_i [m]、各回転対偶の入力をそれぞれ τ_i [Nm] とし、胸骨圧迫運動を受ける対象は図2のようなばねが内蔵さ

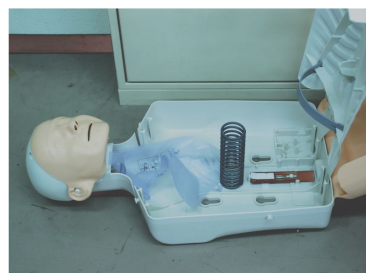


図2 成人心肺蘇生トレーニング人形

れた成人心肺蘇生トレーニング人形を用いて鉛直方向のばね定数 K_b の線形ばねでモデル化した。また、手先が発生する水平方向の力は鉛直方向の力に比べて十分小さいため受動直動対偶とした。リンクの質量、慣性モーメントは参考文献 [6]、人間の関節の粘性抵抗は参考文献 [7] を参考にし、 K_b は実測値から 8.73×10^3 N/m とした。

以上から一般化座標を Θ , 入力トルク \mathbf{u} を

$$\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 & \theta_2 & \theta_3 \end{bmatrix}^T \quad (1)$$

$$\mathbf{u} = \begin{bmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 \end{bmatrix}^T \quad (2)$$

として, リンク系の運動方程式

$$A(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} = B(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{u} \quad (3)$$

が得られる. なお, $A(\boldsymbol{\theta})$ は慣性行列, $B(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})$ は遠心力, コリオリ力, 重力, および手先に働く外力 F_y

$$F_y = -K_b(y_b - \ell_1 \sin \theta_1 - \ell_2 \sin \theta_2 - \ell_3 \sin \theta_3) \quad (4)$$

を含むベクトルである. なお, y_b は胸骨圧迫運動対象の胸の厚さを表す.

3. 運動学と動力学に基づく最適化手法

3.1 胸骨圧迫運動

胸骨圧迫運動は周期的な運動であり, 人間がこの運動を行ったときの関節角度 $\boldsymbol{\theta}$ とそのときの関節トルク \mathbf{u} の時系列データを

$$\Theta = \begin{bmatrix} \theta_1 & \theta_2 & \cdots & \theta_N \end{bmatrix} \quad (\boldsymbol{\theta}_{N+1} = \boldsymbol{\theta}_1) \quad (5)$$

$$U = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_1 & \mathbf{u}_2 & \cdots & \mathbf{u}_N \end{bmatrix} \quad (\mathbf{u}_{N+1} = \mathbf{u}_1) \quad (6)$$

とする. また, このときの手先位置を \mathbf{x}_h とし, その時系列データを

$$X_h = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{h1} & \mathbf{x}_{h2} & \cdots & \mathbf{x}_{hN} \end{bmatrix} \quad (\mathbf{x}_{h \cdot N+1} = \mathbf{x}_{h1}) \quad (7)$$

とする. まず, モーションキャプチャによって熟練者の胸骨圧迫運動を取得した. なお, データの取得には東京防災救急協会の指導員にご協力いただいた. このデータから運動の拘束条件を求め, さらに運動を最適化する.

3.2 運動の拘束条件と最適化

2. 章では, 圧迫対象をばねでモデル化した. そのため, 手先が発生する力は手先の鉛直方向の変位量によって決定される. そこで, モーションキャプチャから得られた手先位置データの変化量 $\delta \mathbf{x}_r$ を

$$\Delta X_r = \begin{bmatrix} \delta \mathbf{x}_{r1} & \delta \mathbf{x}_{r2} & \cdots & \delta \mathbf{x}_{rN} \end{bmatrix} \quad (8)$$

とし, 胸骨圧迫運動の運動学的な拘束条件を

$$\mathbf{x}_{hk} = \mathbf{x}_0 + \delta \mathbf{x}_{rk} \quad (k = 1, 2, \dots, N) \quad (9)$$

とした. ここで, $\mathbf{x}_0 = \begin{bmatrix} x_0 & y_0 \end{bmatrix}^T$ は手先位置のバイアス項を表す.

式 (9) を運動の拘束条件とし, 最適な胸骨圧迫運動を求める. ここでは, 運動を長時間持続可能なものと

するために, 発生トルクの 2 乗積分値を最小化するものとして, 以下の評価関数 J_1 を定め,

$$J_1 = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \|W_1 \mathbf{u}_k\| \quad (10)$$

これを最小化する Θ , $\dot{\Theta}$, $\ddot{\Theta}$, および, \mathbf{x}_0 を求める. なお, x_0 は手先の x 方向の位置であるため, 相対的に考えれば, 胸骨圧迫運動を始めるにあたり, どの位置にひざをつくか (対象との距離をどれだけ確保するか) のパラメータである. また, 手先が発生する力は姿勢によって変化し, 対象がばねでモデル化されていることから手先の変位量は姿勢によって変化する. そのため, これを吸収するために y_0 の最適化も行う. これらより, この最適化は長さの定まった閉リンク系の動力学的な最適化ではなく, トルクを最小化するためにリンクの長さ (x_0) を含めた, 弾性要素 (圧迫対象) を有する閉リンク系の動力学的な最適化問題となる. さらに, Θ , $\dot{\Theta}$, $\ddot{\Theta}$ の間には微分関係が成り立つ. そこで, これらの間の関係を以下の拘束条件として与える.

伝達関数 G

$$G(s) = \frac{sf}{s+f} \quad (11)$$

を考える. これは公差周波数 f のローパスフィルタと微分器を持つ. そのため, ある時間信号 $x(t)$ とその時間微分 $\dot{x}(t)$ の間には

$$\dot{x} \simeq G(s)x \quad (12)$$

の関係が成り立つ. 一方, G のインパルス応答列

$$\mathbf{g} = \begin{bmatrix} g_1 & g_2 & \cdots & g_N \end{bmatrix} \quad (13)$$

から以下の行列を定義する.

$$F = \begin{bmatrix} g_1 & g_2 & \cdots & g_N \\ g_N & g_1 & \cdots & g_{N-1} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ g_2 & g_3 & \cdots & g_1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

これにより, x が周期的な信号であると仮定すると

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 & \cdots & \dot{x}_N \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} x_1 & \cdots & x_N \end{bmatrix} F \quad (15)$$

の関係が成り立つ. これは信号とインパルス応答のたみ込み積分に相当する. これより, Θ , $\dot{\Theta}$, $\ddot{\Theta}$ の間の微分関係を

$$\dot{\Theta} = \Theta F_k \quad (16)$$

$$\ddot{\Theta} = \Theta F_k^2 \quad (17)$$

で表し, これを拘束条件とする.

以上をまとめ, 最適化問題は式 (9), (16), (17) を拘束条件とし, 式 (10) を最小化する Θ , $\dot{\Theta}$, $\ddot{\Theta}$, \mathbf{x}_0 を求

める問題となる．ただし，拘束条件に関しては，

$$C_2 = \sum_{k=1}^N \left\| W_2 \left(\dot{\theta}_k - \Theta F_k \right) \right\| \quad (18)$$

$$C_3 = \sum_{k=1}^N \left\| W_3 \left(\dot{\theta}_k - \Theta F_k^2 \right) \right\| \quad (19)$$

$$C_4 = \sum_{k=1}^N \left\| W_4 \left(x_{hk} - x_0 - \delta x_{rk} \right) \right\| \quad (20)$$

の評価関数を定め， $\dot{\Theta}$ ， $\ddot{\Theta}$ ， x_0 は以下の更新則

$$\dot{\Theta} \leftarrow \dot{\Theta} - \left(\frac{\partial J_1}{\partial \dot{\Theta}} + \frac{\partial C_2}{\partial \dot{\Theta}} \right) \delta \quad (21)$$

$$\ddot{\Theta} \leftarrow \ddot{\Theta} - \left(\frac{\partial J_1}{\partial \ddot{\Theta}} + \frac{\partial C_3}{\partial \ddot{\Theta}} \right) \delta \quad (22)$$

$$x_0 \leftarrow x_0 - \left(\frac{\partial J_1}{\partial x_0} + \frac{\partial C_4}{\partial x_0} \right) \delta \quad (23)$$

によって最適化を行った．ただし， F_k は F の第 k 列要素， δ は定数である． Θ については，式 (9) の拘束条件を強く反映させるために，この拘束条件を満たす方向とその直交空間に分離し，

$$\theta_k \leftarrow \theta_k - \left\{ \left(I - J_{xk}^\# J_{xk} \right) + \delta_\theta J_{xk}^\# J_{xk} \right\} \frac{\partial J_1}{\partial \theta_k} \delta + \frac{\partial C_4}{\partial \theta_k} \delta \quad (24)$$

$$J_{xk} = \frac{\partial x_{hk}}{\partial \theta_k} \quad (25)$$

のように変更する．ただし， I は単位行列， $[\]^\#$ は $[\]$ の擬似逆行列を表し， δ_θ は微小量である．以上の手法を用いて体格に合わせた適切な運動を得ることができる．

4. 胸骨圧迫運動の最適化

提案した方法に基づいて，最適な胸骨圧迫運動を求める．初期値として手先位置がモーションキャプチャで得られた X_h に一致するような運動 Θ を逆運動学解析から得た．さらに，式 (16)，(17) から $\dot{\Theta}$ ， $\ddot{\Theta}$ を得た．このときの運動を図 3 に示す．鎖線は初期値として与えた運動，実線は最適化された運動を表す．また，このときの J_1 の推移を図 4 に示す．ただし，横軸は収束計算回数，縦軸は J_1 の値を表す．この結果から，評価関

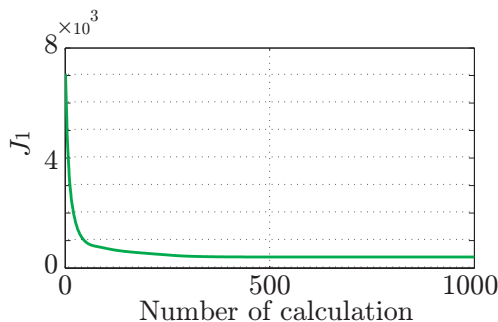


図 4 評価関数 J_1 の推移

数を最小化する運動が得られている様子が理解できる．

また，図 5 は得られた最適運動とモーションキャプチャによって得られた熟練者の運動を表す．実線が最適化された運動，鎖線が熟練者の運動を表している．また，このときの各関節角度の時間変化を図 6 に示す．た

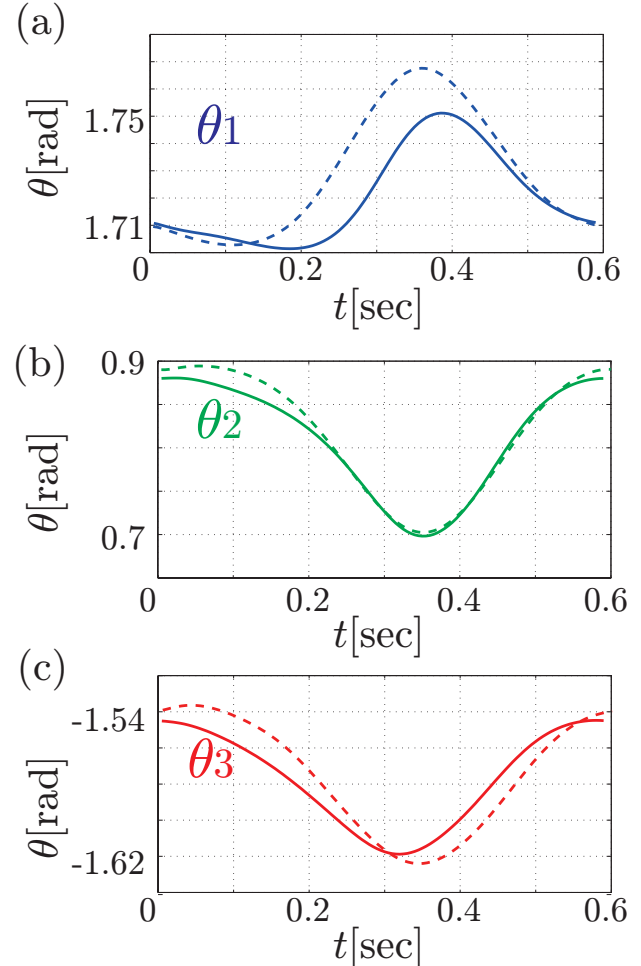


図 6 最適化された運動と熟練者の運動における関節角度の比較

だし，図 6(a)，(b)，(c) の縦軸がそれぞれ $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ [rad]，横軸は時間 t [sec]，実線が最適化された運動，鎖線が熟練者の運動を示している．さらに，これらの運動中における各関節のトルクの時間変化を図 7 に示す．ただし，縦軸がトルク τ [Nm]，横軸は時間 t [sec]，実線が最適化された運動のトルク，鎖線が熟練者の運動のトルク，青線，緑線，赤線がそれぞれ τ_1, τ_2, τ_3 を表している．この結果から，最適化された運動は熟練者の運動に酷似する，すなわち，熟練者の胸骨圧迫運動は最適化された運動であることが理解できる．

また，比較のため，胸骨圧迫運動の初心者の運動と最適化された運動，さらに，運動中の関節トルクの変化を図 8 と図 9 に示す．図 8 は実線が最適化された運動，鎖線が熟練者の運動を表している．また，図 9 の縦軸がトルク τ [Nm]，横軸は時間 t [sec]，実線が最適化



図3 最適化された運動と初期値を与えた運動の比較

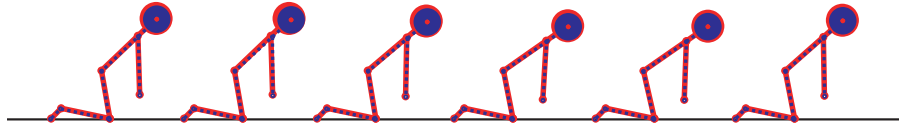


図5 最適化された運動と熟練者の運動の比較

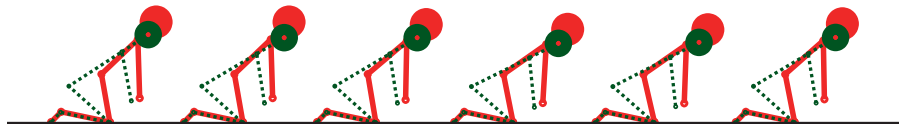


図8 最適化された運動と初心者の運動の比較

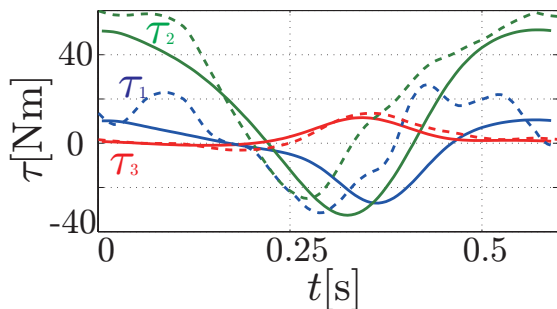


図7 最適化された運動と熟練者の運動における関節トルクの比較

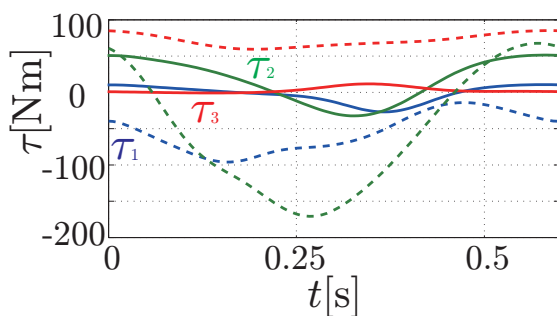


図9 最適化された運動と初心者の運動における関節トルクの比較

された運動のトルク、鎖線が熟練者の運動のトルク、青線、緑線、赤線がそれぞれ τ_1, τ_2, τ_3 を表している。これらより、初心者の運動は大きなトルクを必要としており、この運動を持続することが困難であることが予想される。

5. おわりに

本研究では熟練者の胸骨圧迫運動を熟練者と体格差のある訓練者に適した運動に変換する手法を提案した。また、提案した手法によって変換された運動と熟練者、初心者の運動を比較することで提案手法によって運動が最適化されていることを確認した。今後は異なる身体データを用いて訓練者の体格に適した運動を求め講習会での教示に用いる。

6. 謝辞

本研究は、科学技術振興機構 CREST「パラサイトヒューマンネットによる五感情報通信と環境センシング・行動誘導」の支援を受けた。また、胸骨圧迫運動について、東京防災救急協会の吉野衛氏、大久保雄司氏、彦坂朋子氏にご協力をいただいた。

参考文献

- [1] 坂本, 高山, 普通救命講習テキスト, 東京防災救急協会, 2006
- [2] 萱島, 岡田, 強調運動教示による胸骨圧迫の運動教示と評価, 第18回日本IFTToMM会議シンポジウム前刷集, pp49-54, 2012
- [3] J. Wang, S. Hammer, S. Delp, V. Koltun, Optimizing Locomotion Controllers Using Biologically-Based Actuators and Objectives, ACM Transactions on Graphics, Vol. 31, No. 4, 2012
- [4] 宮寄, 岡田, 非線形状態空間写像を用いた運動の変換とロボットの運動生成, 日本機械学会ロボティクスメカトロニクス講演会2012講演論文集, 2A1-Q01, pp.1-4, 2012
- [5] M. Eek, A. Kroksmark, E. Beckung, Isometric Muscle Torque in Children 5 to 15 Years of Age: Normative Data, Arch Phys Med Rehabil Vol 87, pp.1091-1099, 2006
- [6] 阿江, 湯, 横井, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム (11), pp.23-33, 1992
- [7] 黒崎, 村井, 中村, 人間の全身のインピーダンスのモデリング, 第26回日本ロボット学会学術講演会, AC113-03, 2008