RSJ2013AC2F1-07

胸骨圧迫における運動の時間最適化

○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がある．胸骨圧迫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回以上の速さで，約50mm以上の深さ圧迫を行うものと定められている [1]．この運動は見かけよりも大きな力を必要とし，緊急時に多くの人が長時間胸骨圧迫を継続することができるよう，体格に合わせて最も楽な運動の姿勢を得ることが必要である．

著者ら [2] は胸骨圧迫を閉リンク系の運動とみなし，胸骨圧迫において重要とされる手先から発生する力の時間プロファイルの拘束のもと，運動学的・動力学的な最適化を行うことで体重の軽い人間が適切な胸骨圧迫を行うための姿勢・運動を求めた．しかし，この方法における圧迫を行うタイミングは熟練者と同じという拘束があった．Wang ら [3] は運動データをBスプライン関数を用いて補間することによって，最適化を行う際の設計パラメータ数を減少させ，マニピュレータが物体の持ち上げ動作を行う際の積載量を設計上の値よりも増加させた．Hollerbach ら [4] は空間に対して冗長な自由度を持つマニピュレータの逆運動学を解く際に，アクチュエータの負担を減らすために補空間ベクトルを用いて運動中の関節トルクを逐次最小化する方法を提案した．しかし，これらの方法は人やロボットが作業を行うタイミングは既知のものとして扱っており，タイミングを最適化すればより楽に運動を実現できるであろう．

Suleiman ら [5] はヒューマノイドロボットに人間の動きを模倣させる際に，ロボットが模倣を実現しやすくなるように運動中の全てのサンプリングタイムを変化させることで模倣させる動き全体の低速化を行った．Verscheure ら [6] はロボットの運動軌道を生成する際に時間の進み方のパラメータを加えることで，運動の高速化を行った．しかし，胸骨圧迫は1分間に100回圧迫を行うことが定められており，運動全体の時間の拘束の中でそのタイミングのみを最適化しなければならない．

そこで，本研究ではこれまでに提案した手法を応用して胸骨圧迫における圧迫を行うタイミングの時間最適化を行う．特に，任意のタイミングで圧迫を行うために運動データの時間間隔 (サンプリングタイム) を変化させる．

2. 胸骨圧迫を行う人間の動力学モデル

胸骨圧迫を行う人間を図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，肩の関節に

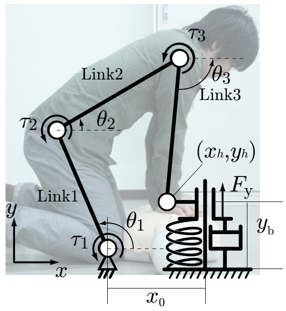

図1 胸骨圧迫運動を行う人間の閉リンクモデル

相当し，リンク $i(i=1,2,3)$ の絶対角を θ_i[rad]，各回転対偶の入力を τ_i[Nm] とする．胸骨圧迫を受ける対象はばねとダンパでモデル化した．また，実際の運動では手先と圧迫対象との間に摩擦が発生するため，手先の鉛直方向にスライダをつけスライダから水平方向の内力を受けるものとした．このモデルの力学パラメータは参考文献 [2] に詳しい．以上からある時刻 t の一般化座標 $\theta(t)$，入力トルク $\boldsymbol{\tau}(t)$ を

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

$$\boldsymbol{\tau}(t) = \begin{bmatrix} \tau_1(t) & \tau_2(t) & \tau_3(t) \end{bmatrix}^T \quad (2)$$

として，リンク系の運動方程式

$$M(\boldsymbol{\theta}(t))\ddot{\boldsymbol{\theta}}(t) + C(\dot{\boldsymbol{\theta}}(t)) + K(\boldsymbol{\theta}(t)) = \boldsymbol{\tau}(t) \quad (3)$$

が得られる．なお，$M(\boldsymbol{\theta}(t))$ は慣性行列，$C(\boldsymbol{\theta}(t), \dot{\boldsymbol{\theta}}(t))$ は遠心力，コリオリ力，重力，$K(\boldsymbol{\theta}(t))$ は手先に働く外力 $F_y(t)$ を含むベクトルである．この運動方程式から逆動力学解析によって関節トルク $\boldsymbol{\tau}(t)$ を得る．

3. 従来の胸骨圧迫の運動最適化手法

3·1 運動最適化を行うための設計変数

胸骨圧迫は周期 t_N の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 $\boldsymbol{\theta}$ の時系列データを

$$\Theta = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\theta}(t_1) & \cdots & \boldsymbol{\theta}(t_N) \end{bmatrix} \ (\boldsymbol{\theta}(t_{N+1}) = \boldsymbol{\theta}(t_1)) \quad (4)$$

とする．ただし，サンプリングタイムは T_0 で一定である．このときの $\boldsymbol{\theta}$ によって決まる手先の位置 $\boldsymbol{x}_h$ を

$$\boldsymbol{x}_h(t) = \begin{bmatrix} x_h(t) & y_h(t) \end{bmatrix}^T \quad (5)$$

とする．水平方向の位置 $x_h(t)$ は適切な胸骨圧迫を行う際には動かないことが望ましいので

$$x_h(t) = \ell_1\cos\theta_1(t) + \ell_2\cos\theta_2(t) + \ell_3\cos\theta_3(t) \\ = x_0 \tag{6}$$

とする．x_0 は手先の水平方向の位置であるため，相対的に考えれば胸骨圧迫を行う際に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，手先の鉛直方向の位置 $y_h(t)$ は

$$y_h(t) = \ell_1\sin\theta_1(t) + \ell_2\sin\theta_2(t) + \ell_3\sin\theta_3(t) \tag{7}$$

と表される．適切な深さの圧迫を行うために $y_h(t)$ は時刻 t_1，t_p で手先の鉛直方向の位置がそれぞれ最大値と最小値を取る必要がある．ここでは参考文献 [2] の運動最適化手法，運動の拘束条件に基づき，運動中の姿勢 $\boldsymbol{\theta}(t)$，膝を着く位置 x_0 の最適化を行う方法を示す．

3·2 最適化のための評価関数

最適な胸骨圧迫を求めるための評価関数の設定を行う．ここでは，運動を長時間持続可能なものとするために，運動中の発生トルクの 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，

$$J_1 = \int_{t_1}^{t_N} \|W\boldsymbol{\tau}(t)\|^2 \ dt \tag{8}$$

これを勾配法により最小化する Θ および，x_0，を求める．ただし，W_1 は各関節に対する重みを示す行列であり，肩のトルクを小さくするように設定した．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姿勢 (運動学的) と運動 (動力学的) の同時最適化問題となる．式 (8) より J_1 の $\boldsymbol{\theta}(t)$，x_0 による勾配 $\nabla J_1^{\boldsymbol{\theta}(t)}$，$\nabla J_1^{x_0}$ は

$$\nabla J_1^{\boldsymbol{\theta}(t)} = \frac{\partial J_1}{\partial\boldsymbol{\theta}(t)} + \frac{\partial J_1}{\partial\dot{\boldsymbol{\theta}}(t)}\frac{\partial\dot{\boldsymbol{\theta}}(t)}{\partial\boldsymbol{\theta}(t)} + \frac{\partial J_1}{\partial\ddot{\boldsymbol{\theta}}(t)}\frac{\partial\ddot{\boldsymbol{\theta}}(t)}{\partial\boldsymbol{\theta}(t)} \tag{9}$$

$$\nabla J_1^{x_0} = \frac{\partial J_1}{\partial\Theta}\frac{\partial\Theta}{\partial x_0} \tag{10}$$

となる．ここで，式 (9) は $\dot{\Theta}$，$\ddot{\Theta}$ と Θ の変分関係を含んでおり，これらの関連付けを行う．

伝達関数 G_1

$$G_1(s) = \frac{s\omega}{s+\omega} \tag{11}$$

を考える．これは微分器と交差周波数 ω のローパスフィルタを持つ．そのため，ある信号 $x(t)$ とその時間微分 $\dot{x}(t)$ の間には G_1 を用いて

$$\dot{x}(t) = G_1 x(t) \tag{12}$$

で近似できる．一方，G_1 のインパルス応答 $g_1(t)$ は逆ラプラス変換を用いて，

$$g_1(t) = \omega\delta(t) - \omega^2 e^{-\omega t} \tag{13}$$

とできる．ただし，$\delta(t)$ はディラックのデルタ関数であり，$t=0$ で不定である．そこで，$\delta(0)$ を

$$\int_0^\infty g_1(t)\,dt = 0 \tag{14}$$

を満たすように設定した．これらから速度 $\dot{x}(t_1)$ は

$$\dot{x}(t_1) = X\boldsymbol{f_1} \tag{15}$$

$$X = \begin{bmatrix} x(t_1) & \cdots & x(t_N) \end{bmatrix}^T \tag{16}$$

$$\boldsymbol{f}_1 = \begin{bmatrix} g(t_1)T_0 & g(t_N)T_0 & \cdots & g(t_2)T_0 \end{bmatrix}^T \tag{17}$$

とできる．同様にして $x(t)$ が周期的な信号であると仮定し，$\dot{x}(t_i)$ を求めるために T_0 ずつずらした $\boldsymbol{f}_i$ を定義すると

$$\begin{bmatrix} \dot{x}(t_1) & \cdots & \dot{x}(t_N) \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} x(t_1) & \cdots & x(t_N) \end{bmatrix} F_d \tag{18}$$

$$F_d = \begin{bmatrix} \boldsymbol{f}_1 & \boldsymbol{f}_2 & \cdots & \boldsymbol{f}_N \end{bmatrix} \tag{19}$$

で表すことができる．これは信号とインパルス応答のたたみ込み積分に相当する．

ただし，ローパスフィルタを用いることにより遅れが生じてしまうため，遅れのない x の時間微分値を得るために零位相フィルタを用いる．零位相フィルタとはローパスフィルタによって遅れが生じた信号 $\bar{x}$ の時系列的な順番を逆転させた状態で同じローパスフィルタを施し，さらに，順番を逆転させることで遅れを解消するものである．まず，式 (11) に含まれるローパスフィルタと同じ交差周波数を持つローパスフィルタ G_2

$$G_2(s) = \frac{\omega}{s+\omega} \tag{20}$$

のインパルス応答

$$g_2(t) = A\omega e^{-\omega t} \tag{21}$$

から式 (38) と同様に行列 F_ℓ を得る．ただし，A は

$$\int_0^\infty g_2(t)dt = 1 \tag{22}$$

を満たすような定数である．時間信号の時系列的な順番を逆にする行列 R を

$$R = \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 1 \\ \vdots & .\cdot^{\cdot} & \vdots \\ 1 & \cdots & 0 \end{bmatrix} \tag{23}$$

とする．これより，$\dot{\Theta}$，$\ddot{\Theta}$ と Θ の間の関係は最終的に微分器，ローパスフィルタ，零位相フィルタを用いて

$$\dot{\Theta} = \Theta F_d R F_\ell R = \Theta F_1 \tag{24}$$

$$\ddot{\Theta} = -\Theta F_d R F_d R = \Theta F_2 \tag{25}$$

で表される．式 (24)，式 (25) と式 (8) から式 (33) 中の $\dot{\Theta}$，$\ddot{\Theta}$ の Θ に関する変分を得ることができる．

3·3 手先の軌道に対する拘束条件

手先の軌道に対する拘束条件の設定を行う．理想とする手先の鉛直方向の変位 $\delta y_r(t)$ は胸骨圧迫において要求される 50mm 以上圧迫を行うという条件を満たすために，手先の鉛直方向の位置が最大の時刻 t_1 と最小の時刻 t_p においてそれぞれ

$$\delta y_r(t_1) = 0,\ \delta y_r(t_p) = 0.05 \tag{26}$$

となるように設定した．胸骨圧迫では時刻 t_1, t_p において手先の鉛直方向の変位が δy_r と一致し，すべての時刻で水平方向の変位が x_0 と一致すればよいので，手先位置のバイアス項を $\boldsymbol{x}_0 = [x_0\ y_0]^T$ とすると，運動学的な拘束条件を $t = t_1, t_p$ のとき

$$y_h(t) = y_0 + \delta y_r(t) \tag{27}$$

また，すべての時間において式 (6) となるようにした．また，時刻 $t = t_1, t_p$ で手先の移動方向を変更する必要があるので手先の速度は 0 である必要がある．そこで手先の速度に関する拘束条件を

$$\dot{\boldsymbol{x}}_h(t) = 0 (t = t_1, t_p) \tag{28}$$

とした．ここで，設計変数の変化量 $\Delta\boldsymbol{\theta}(t)$，$\Delta x_0$ を拘束条件を表す平面に直交射影することで式 (6)，(27)，(28) の等式拘束条件を満たすように修正する．修正後の設計変数の変化量は $\Delta\hat{x_0}$，$\Delta\hat{\boldsymbol{\theta}}(t)$ となる．さらに，ドリフト分の補正に関しては式 (6)，(27) の左辺と右辺の差が 0 に近くなるようにフィードバック修正量 $\Delta\bar{\boldsymbol{\theta}}(t)$ を加えた．以上から，$\boldsymbol{\theta}(t)$，x_0 の更新則を

$$\Theta \leftarrow \Theta + \Delta\hat{\Theta}\delta + \Delta\bar{\Theta}\delta \tag{29}$$
$$x_0 \leftarrow x_0 + \Delta\hat{x_0}\delta \tag{30}$$

とする．

4. 胸骨圧迫の時間最適化手法

4·1 時間最適化の有効性の確認

従来の運動最適化手法では胸骨圧迫における圧迫タイミングは熟練者と同じであるという拘束があった．しかし，体格によって適切な圧迫タイミングが熟練者と一致するとは限らない．そこで，本節では圧迫タイミング t_p を変化させることによる評価関数 J_1 に対する影響を確認する．t_p の値を任意に変更するために図 2 のように運動の軌道はそのままで，サンプリングタイムを変化させることでデータの間隔に疎密を作り，このときの評価関数の値を調べる．ただし，図 2 において縦軸が圧迫深さ，横軸が時間である．このとき，時系列データ Θ のサンプリングタイム $T(t)$ を

$$T(t) = \begin{cases} T_1 & (t_1 \leq t < t_p) \\ T_2 & (t_p \leq t \leq t_N) \end{cases} \tag{31}$$

と設定した．ただし，T_2 は運動の周期 t_N を変化させないために

$$\frac{N(T_1 + T_2)}{2} = t_N \tag{32}$$

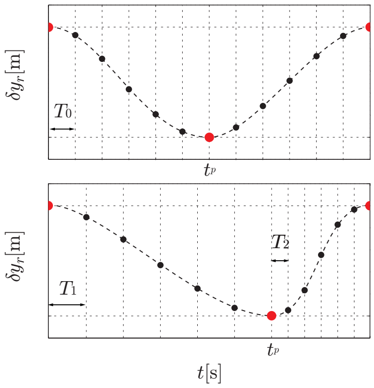

図 2 サンプリングタイムの疎密による圧迫タイミングの変更

の関係を満たすものとする．このように時間を設定することで圧迫タイミング t_p を任意の値に変化させることができる．ここで，体重 50kg，$t_p = 0.3$s という条件のもと，従来の方法で最適化した運動軌道において，t_p のみを変化させたときの評価関数 J_1 の値を図 3 に示す．これを見ると，t_p の値によって J_1 の値は大きく

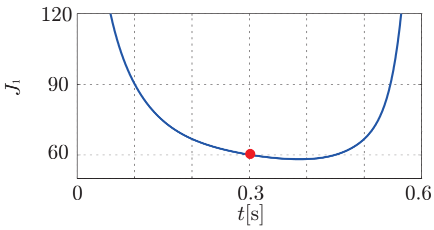

図 3 圧迫タイミングと評価関数の関係

変化し，また，$t_p = 0.3$s のときよりも $t_p = 0.4$s 付近の方が J_1 の値が低いことから，t_p を最適化することが有効であることが分かる．なお，この結果は運動の最適化は行わず，時間だけを変化させたものであり，運動の最適化を行うことで評価関数はさらに減少する．

4·2 時間最適化手法の提案

圧迫タイミングの最適化を行うために設計変数にサンプリングタイム T_1 を加える. 評価関数 J_1 の T_1 に関する勾配は

$$\nabla J_1^{T_1} = \frac{\partial J_1}{\partial \dot{\Theta}}\frac{\partial \dot{\Theta}}{\partial T_1} + \frac{\partial J_1}{\partial \ddot{\Theta}}\frac{\partial \ddot{\Theta}}{\partial T_1} \tag{33}$$

とできる. ここで，式 (33) は $\dot{\Theta}$，$\ddot{\Theta}$ と T_1 の変分関係を含んでいる．式 (24)，(25) によってサンプリングタイムが一定の信号を扱う場合の位置と速度，加速度の変分関係は示されており，この方法を応用することで $\dot{\Theta}$，$\ddot{\Theta}$ と T_1 の関係を示す．T_1 が設計変数なので信号のサンプリングタイムが一定ではなくなっていることから，時間列 $\boldsymbol{t}_{a1}$ を

$$\boldsymbol{t}_{a1} = \left[\ t_{a1} \quad t_{a2} \quad \cdots \quad t_{aN}\ \right] \tag{34}$$

と設定する．ただし，t_{a1} から $t_{a(N-p)}$ までのサンプリングタイムは T_2，$t_{a(N-p)}$ から t_{aN} までのサンプリン

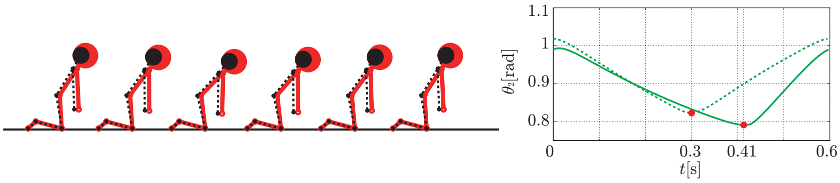

図 4 圧迫タイミングと運動の軌道を最適化された運動

グタイムは T_1 である．これらから速度 $\dot{x}(t_1)$ は

$$\dot{x}(t_1) = X\boldsymbol{f_1} \tag{35}$$

$$\boldsymbol{f}_1 = \left[\begin{array}{cccc} g(t_{a1})T(t_1) & g(t_{aN})T(t_2) & \cdots & g(t_{a2})T(t_N) \end{array}\right]^T \tag{36}$$

とできる．同様にして $x(t)$ が周期的な信号であると仮定し，$\dot{x}(t_i)$ を求めるために整合性のとれた時間列 $\boldsymbol{t}_i$ と $\boldsymbol{f}_i$ を設定すると

$$\dot{X} \simeq XF_d \tag{37}$$

$$F_d = \left[\begin{array}{cccc} \boldsymbol{f}_1 & \boldsymbol{f}_2 & \cdots & \boldsymbol{f}_N \end{array}\right] \tag{38}$$

で表すことができる．伝達関数 G_2 に関しても同様に行列 F_ℓ を得る．また，時系列的な順番を逆転させた信号と整合性がとれるように伝達関数 G_1 のインパルス応答を並べた行列を F'_d とする．これより，$\dot{\Theta}$，$\ddot{\Theta}$ と Θ の間の関係は最終的に

$$\dot{\Theta} = \Theta F_d R F_\ell R = \Theta F_1 \tag{39}$$

$$\ddot{\Theta} = -\Theta F_d R F'_d R = \Theta F_2 \tag{40}$$

で表される．式 (39)，式 (40) と式 (8) と時間列 $\boldsymbol{t}_i$ から式 (33) 中の $\dot{\Theta}$，$\ddot{\Theta}$ の T_1 に関する変分を得たので，T_1 の変化量 $\Delta T_1 = -\nabla J_1^{T_1}$ として，T_1 を

$$T_1 \leftarrow T_1 + \Delta T_1 \delta \tag{41}$$

のようにして更新する．

5.　運動を含む胸骨圧迫の時間最適化

提案した方法に基づいて，圧迫タイミング t_p の初期値を 0.30s として与え，体重 50kg の人間の最適な胸骨圧迫の運動の軌道と圧迫タイミングを求めた．最適化された運動を時系列順に並べたものとそのときの腰関節角の時系列データを図 4 に示す．ただし，図 4 の人型において赤い実線が圧迫タイミングと運動の軌道の最適化を行った運動，黒い点線が $t_p = 0.30$s として運動の最適化を行ったものである．図 4 のグラフに関しては縦軸が腰関節角，横軸が時間を示す．また，最適化された運動の運動中の手先の鉛直方向の時間変位 δy_r を図 5 に示す．ただし，実線が圧迫タイミングと運動の最適化を行ったもの，破線が $t_p = 0.30$s として運動の最適化を行ったものである．縦軸は手先の鉛直方向の変位，横軸は時間を示す．これらを見ると最適化後の t_p の値は 0.41s であり，最適な圧迫タイミングが存在することが分かる．また，圧迫タイミングと運動の軌道両方の最適化を行った場合の評価関数 J_1 の値は 50.4，

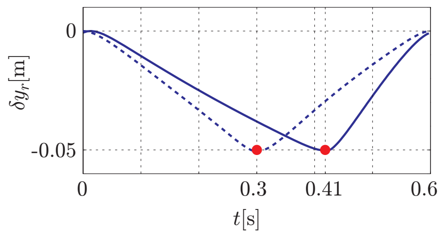

図 5 最適化された運動における手先位置の変位

運動の軌道のみ最適化を行った場合の評価関数 J_1 の値は 62.0 であり，圧迫タイミングも含めて最適化を行ったものの方が楽に胸骨圧迫をできるようになっていることが分かる．

6.　おわりに

本研究では胸骨圧迫を行う際の時間最適化を行う方法を提案し，実際に最適化を行った．また，同じ軌道を与え圧迫タイミングのみを変化させることによって圧迫タイミングが胸骨圧迫を楽に行うための重要なパラメータであることを示した．

謝辞

本研究は，科学研究費補助金挑戦的萌芽研究,「子どもが行う普通救急救命のための胸骨圧迫最適化」の支援を受けた．

参考文献

[1] J. M. Field, M. F. Hazinski,M. R. Sayre, et al, 2010 American Heart Association Guidelines for CPR and ECC, American Heart Association 2010, 2010

[2] 萱島，岡田，身体パラメータに合わせた胸骨圧迫の運動最適化，第 18 回ロボティクス・シンポジア，RSJ2013RS1A3，2012

[3] C. E. Wang, W. K. Timoszyk,J. E. Bobrow, Payload Maximization for Open Chained Manipulators:Finding Weightlifting Motions for a Puma 762 Robot, IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. 17, NO. 2, 2001

[4] J. M. Hollerbach, K. C. Suh, Redundancy Resolution of Manipulators through Torque Optimization ,IEEE JOURNAL OF ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. RA-3, NO. 4, 1987

[5] W. Suleiman, E. Yoshida, F. Kanehiro,et al.,On Human Motion Imitation by Humanoid Robot, IEEE International Conference on Robotics and Automation 2008,pp.2697-2704,2008

[6] D. Verscheure, B. Demeulenaere, J. Swevers, et al.,Time-Optimal Path Tracking for Robots:A Convex Optimization Approach, IEEE TRANSACTIONS ON AUTOMATIC CONTROL, VOL. 54, NO. 10, 2009