

## 身体パラメータに合わせた胸骨圧迫の運動最適化

萱島 駿<sup>\*1</sup>, 岡田 昌史<sup>\*1</sup>

### Motion Optimization for First Aid Chest Compression Consistent with Body Parameter

Shun KAYASHIMA<sup>\*1</sup> and Masafumi OKADA<sup>\*1</sup>

<sup>\*1</sup> Graduate School of Science and Engineering, Tokyo TECH  
2-12-1 Ookayama, Meguro-ku, Tokyo 152-8550, Japan

The chest compression is one of the most important actions for Cardio Pulmonary Resuscitation (CPR). Because many people will be survived by the CPR in the early-stage of cardio-respiratory arrest, it is expected the chest compression become widely known through training and workshops. So far, we have proposed a motion optimization method for the chest compression based on kinematics and dynamics of a human model, and it was shown that the optimized motion coincided to the expert one. In this paper, we apply the conventional method to the physical size oriented optimization for trainees of elementary students. The effective use of inertia force of his/her body will generate the appropriate chest compression.

**Key Words** : Chest Compression, Motion Optimization, Body Parameter, Closed Link System

#### 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<sup>(1)</sup>。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<sup>(3)</sup>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ことを示されたが、これは熟練者の体格をもとにした運動の教示法であった。体格が異なれば実現すべき姿勢も異なり、救急隊が到着するまで長時間胸骨圧迫を続けるのであれば、楽な姿勢であるべきである。特に、近年では小学校高学年を対象とした胸骨圧迫の講習会が行われているが、小学生の筋力は大人に比べて小さく<sup>(2)</sup>、適切な胸骨圧迫の方法も大きく異なるであろう。

実際、適切な胸骨圧迫を行うためには 35kg 以上の体重が必要であると言われているが、これを身体の慣性力を適切に用いるような姿勢で行うことでその可能性が広がるものと予想される。

楽に胸骨圧迫を行う姿勢を求めるためには運動中の関節トルクの総和を最小化する必要がある。Hollerbach<sup>(4)</sup>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冗長分の自由度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、長時間胸骨圧迫を持続するためには運動中の関節トルクの総和を最小化する必要があることから、本研究に適用するには再検討の必要がある。Wang<sup>(5)</sup>は生物学に基づいた人間の力学モデルを用いて、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いる。Wang<sup>(6)</sup>、Suleiman<sup>(7)</sup>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、最適化を行う際のパラメータ数を減少させ運動を求めた。しかし、本研究で求める運動は慣性力を適切に用いるような複雑な動きであると予想されるため、運動を B スプライン関数による補間で表現することは困難であると考えられる。

著者ら<sup>(8)</sup>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

<sup>\*1</sup> 東京工業大学大学院理工学研究科 (〒 152-8550 東京都目黒区大岡山 2-12-1) kayashima.s.ab@m.titech.ac.jp, okada.m.aa@m.titech.ac.jp

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熟練者の身体パラメータにおいて最適な運動を求め、熟練者の動きと最適化された動きが一致することを求めた。本研究では、小学生の体格に合わせたパラメータと運動の拘束条件を設定し、これまでに提案した手法を用いて最適化を行うことで、小学生に適切な胸骨圧迫の姿勢・運動を求める。特に体重が軽い場合は膝に作用する床反力を正にする拘束を考慮する。

## 2. 胸骨圧迫を行う人間の閉リンクモデル

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

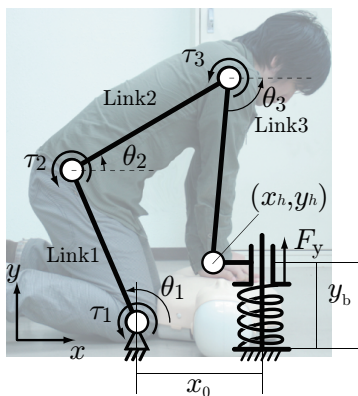


Fig. 1 Link model of human chest compression

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 $\theta_i$ [rad]、長さをそれぞれ $l_i$ [m]、各回転対偶の入力をそれぞれ $\tau_i$ [Nm]とし、胸骨圧迫を受ける対象はばねが内蔵さ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、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。リンクの質量、慣性モーメントは参考文献<sup>(9)</sup>、人間の関節の粘性抵抗は参考文献<sup>(10)</sup>を参考にし、 $K_b$ は実測値から $8.73 \times 10^3$  N/mとした。手先に働く外力 $F_y[k]$ は

$$F_y[k] = -K_b(y_b - l_1 \sin \theta_1[k] - l_2 \sin \theta_2[k] - l_3 \sin \theta_3[k]) \quad (1)$$

とできる。なお、 $y_b$ は胸骨圧迫対象の胸の厚さを表す。以上からある時刻 $k$ の一般化座標 $\theta[k]$ 、入力トルク $\tau[k]$ を

$$\theta[k] = [\theta_1[k] \ \theta_2[k] \ \theta_3[k]]^T \quad (2)$$

$$\tau[k] = [\tau_1[k] \ \tau_2[k] \ \tau_3[k]]^T \quad (3)$$

として、リンク系の運動方程式

$$A(\theta[k])\ddot{\theta}[k] = B(\theta[k], \dot{\theta}[k]) + \tau[k] \quad (4)$$

が得られる。なお、 $A(\theta[k])$ は慣性行列、 $B(\theta[k], \dot{\theta}[k])$ は遠心力、コリオリ力、重力、および手先に働く外力 $F_y[k]$ を含むベクトルである。この運動方程式から逆動力学を解くことによって関節トルク $\tau[k]$ を得る。ただし、このモデルは過拘束であるので重み付き最小二乗法を用いて時刻 $k$ の関節トルクの二乗ノルムが小さくなるように解く。

## 3. 運動学と動力学に基づく最適化手法

**3.1 胸骨圧迫** 胸骨圧迫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 $\theta$ とそのときの関節トルク $u$ の時系列データを

$$\Theta = [\theta[1] \ \theta[2] \ \dots \ \theta[N]] \quad (\theta[N+1] = \theta[1]) \quad (5)$$

$$T = [\tau[1] \ \tau[2] \ \dots \ \tau[N]] \quad (\tau[N+1] = \tau[1]) \quad (6)$$

とする。また、このときの $\theta[k]$ によって決まる手先位置 $x_h[k] = [x_h[k] \ y_h[k]]^T$ を

$$x_h[k] = h(\theta[k]) = \begin{bmatrix} h_1(\theta[k]) \\ h_2(\theta[k]) \end{bmatrix} \quad (7)$$

とし、その時系列データを

$$X_h = [x_h[1] \ x_h[2] \ \dots \ x_h[N]] \quad (x_h[N+1] = x_h[1]) \quad (8)$$

とする。ここでは参考文献<sup>(8)</sup>に基づき、運動の拘束条件を求め、 $\Theta$ を最適化する。

**3.2 最適化のための評価関数** まず、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、

$$J_1 = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \|W_1 \tau[k]\| \quad (9)$$

これを勾配法により最小化する $\Theta$ 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、今回は膝と腰のトルクを多く使うように設定した。なお、 $x_0$ 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。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) の最適化問題となる。式 (9) より  $J_1$  の  $\theta[k]$ ,  $x_0$  による勾配  $\nabla J_1^{\theta[k]}$ ,  $\nabla J_1^{x_0}$  は

$$\nabla J_1^{\theta[k]} = \frac{\partial J_1}{\partial \theta[k]} + \frac{\partial J_1}{\partial \dot{\theta}[k]} \frac{\partial \dot{\theta}[k]}{\partial \theta[k]} + \frac{\partial J_1}{\partial \ddot{\theta}[k]} \frac{\partial \ddot{\theta}[k]}{\partial \theta[k]} \quad (10)$$

$$\nabla J_1^{x_0} = \frac{\partial J_1}{\partial \theta} \frac{\partial \theta}{\partial x_0} \quad (11)$$

となる。式 (10) は  $\dot{\theta}$ ,  $\ddot{\theta}$  の  $\theta$  による変分を含むので  $\dot{\theta}$ ,  $\ddot{\theta}$  と  $\theta$  の関連付けを行う。

伝達関数  $G_1$

$$G_1(s) = \frac{s\omega}{s + \omega} \quad (12)$$

を考える。これは微分器と微分したデータを平滑化するための交差周波数  $\omega$  のローパスフィルタを持つ。そのため、ある信号  $x$  とその時間微分  $\dot{x}$  の間には

$$\dot{x} \simeq G_1(s)x \quad (13)$$

の関係が成り立つ。一方、 $G_1$  のインパルス応答列

$$\mathbf{g} = [\mathbf{g}_1 \ \mathbf{g}_2 \ \cdots \ \mathbf{g}_N] \quad (14)$$

から以下の行列を定義する。

$$F_d = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_1 & \mathbf{g}_2 & \cdots & \mathbf{g}_N \\ \mathbf{g}_N & \mathbf{g}_1 & \cdots & \mathbf{g}_{N-1} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \mathbf{g}_2 & \mathbf{g}_3 & \cdots & \mathbf{g}_1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

これにより、 $x$  が周期的な信号であると仮定すると式 (13) は

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 & \cdots & \dot{x}_N \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} x_1 & \cdots & x_N \end{bmatrix} F \quad (16)$$

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時間遅れが生じてしまうため、時間遅れのない  $x$  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あるローパスフィルタによって時間遅れが生じた時間信号  $\bar{x}$  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時間遅れを解消するものである。まず、式 (12) 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  $G_2$

$$G_2(s) = \frac{\omega}{s + \omega} \quad (17)$$

のインパルス応答列から式 (15) と同様に行列  $F_l$  を得る。また、時間信号の時系列的な順番を逆にする行列  $R$

を

$$R = \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 & 0 & 1 \\ 0 & \cdots & 0 & 1 & 0 \\ \vdots & & & & \vdots \\ 1 & 0 & \cdots & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (18)$$

とする。これより、 $\dot{\theta}$ ,  $\ddot{\theta}$  と  $\theta$  の間の変分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

$$\dot{\theta} = \theta F_d R F_l R = \theta F_1 \quad (19)$$

$$\ddot{\theta} = -\theta F_d R F_d R = \theta F_2 \quad (20)$$

で表される。式 (19), 式 (20) と式 (9) で発生トルクの総和を取ることから式 (10) の  $\dot{\theta}$ ,  $\ddot{\theta}$  の  $\theta$  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

次に、胸骨圧迫を最適化する際の手先の軌道に対する拘束条件の設定を行う。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。理想とする手先の鉛直方向の変位  $\delta y_r[k]$  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  $k_1$  と最小の時刻  $k_2$  においてそれぞれ

$$\delta y_r[k] = \begin{cases} 0 & (k = k_1) \\ 0.05 & (k = k_2) \end{cases} \quad (21)$$

となるように設定した。理想とする手先の水平方向の変位  $\delta x_r[k]$  に関しては実際の変化量が十分少なく、また、適切な胸骨圧迫を行う際には手先位置が水平方向に動かないことが望ましいので

$$\delta x_r[k] = 0 \quad (22)$$

と設定した。胸骨圧迫では時刻  $k_1, k_2$  において手先の鉛直方向の変位が  $\delta y_r$  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  $\mathbf{x}_0 = [x_0 \ y_0]^T$  とすると、運動学的な拘束条件を  $k = k_1, k_2$  のとき

$$y_h[k] = y_0 + \delta y_r[k] \quad (23)$$

また、すべての時間において

$$x_h[k] = x_0 \quad (24)$$

とした。また、時刻  $k = k_1, k_2$  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

$$\dot{x}_h[k] = 0 (k = k_1, k_2) \quad (25)$$

とした。

**3.4 膝に作用する床反力に関する拘束条件** 次に、胸骨圧迫を最適化する際の膝に作用する床反力に関する拘束条件の設定を行う。通常、胸骨圧迫は地面に膝をついた状態で行われるが、膝に作用する床反力が負の値を取った場合は実現不可能な運動になってしまう。特に、体重が小さい場合は床反力は負になる傾向が強いそこで、膝を地面についた状態で胸骨圧迫が実現可能であるために床反力  $p[k]$  に関する拘束条件をすべての時間において

$$p[k] > 0 \quad (26)$$

と設定した。しかし、これは不等式拘束条件であるため、

$$J_2 = \sum_{k=1}^N s(p[k])p[k] \quad (27)$$

$$s(p[k]) = \frac{1}{1 + e^{ap[k]}} \quad (28)$$

を定め、 $p[k]$  が小さくなる時刻に対して  $p[k]$  を大きくするように運動を変化させる。ただし、 $s(p[k])$  は床反力  $p[k]$  の値が小さい部分では1に漸近、大きい部分では0に漸近するようなシグモイド関数、 $a$  はシグモイド関数のゲインである。このときの  $J_2$  の  $\theta[k]$ ,  $x_0$  による勾配は

$$\nabla J_2^{\theta[k]} = \frac{\partial J_2}{\partial \theta[k]} + \frac{\partial J_2}{\partial \dot{\theta}[k]} \frac{\partial \dot{\theta}[k]}{\partial \theta[k]} + \frac{\partial J_2}{\partial \ddot{\theta}[k]} \frac{\partial \ddot{\theta}[k]}{\partial \theta[k]} \quad (29)$$

$$\nabla J_2^{x_0} = \frac{\partial J_2}{\partial \theta} \frac{\partial \theta}{\partial x_0} \quad (30)$$

である。式(10)、式(11)、式(29)、式(30)から設計変数の変化量  $\Delta\theta[k]$ ,  $\Delta x_0$  は

$$\Delta\theta[k] = -\nabla J_1^{\theta[k]} + \nabla J_2^{\theta[k]} \quad (31)$$

$$\Delta x_0 = -\nabla J_1^{x_0} + \nabla J_2^{x_0} \quad (32)$$

とできる。以上からこの最適化問題をまとめると式(23)、(24)、(25)の等式拘束条件を満たしながら、式(9)を最小化、及び式(27)を最大化する  $\Theta$ ,  $x_0$  を

$$\Theta \leftarrow \Theta + \left[ \Delta\theta[1] \Delta\theta[2] \cdots \Delta\theta[N] \right] \delta \quad (33)$$

$$x_0 \leftarrow x_0 + \Delta x_0 \delta \quad (34)$$

によって求める問題となる。式(31)、(32)、で得られた設計変数の変化量  $\Delta\theta[k]$ ,  $\Delta x_0$  が設定された等式拘束条件を満たす必要があるため以下の節で修正を行う。

**3.5 設計変数の変化量の修正** 設計変数の変化量  $\Delta\theta[k]$ ,  $\Delta x_0$  が式(23)、(24)、(25)の等式拘束条件を満たすために、設計変数の変化量をこれらの等式拘束条件を満たす方向に射影することを考える。まず、式

(8)の関係において時刻  $k_1, k_2$  で鉛直方向の変位は式(23)のように与える値をとらなければならないため

$$\frac{\partial h_2}{\partial \theta[k]} \Delta\theta[k] = 0 (k = k_1, k_2) \quad (35)$$

が成り立たなければならない。これを書き換えると

$$C_1 \left[ \Delta x_0 \Delta\theta[1]^T \cdots \Delta\theta[N]^T \right]^T = 0 \quad (36)$$

と表される。ただし、 $C_1 \in R^{2 \times 3N+1}$  は第1行の第  $3k_1 - 1$  列から  $3k_1 + 1$  列の要素が  $\partial h_2 / \partial \theta[k_1]$ 、第2行第  $3k_2 - 1$  列から  $3k_2 + 1$  列の要素が  $\partial h_2 / \partial \theta[k_2]$ 、他の要素が0の行列である。また、式(24)の等式拘束条件より

$$x_0 + \Delta x_0 = h_1(\theta[k] + \Delta\theta[k]) \quad (37)$$

$$\Delta x_0 = \frac{\partial h_1}{\partial \theta[k]} \Delta\theta[k] \quad (38)$$

が成り立たなければならない。これを書き換えると

$$C_2 \left[ \Delta x_0 \Delta\theta^T[1] \cdots \Delta\theta^T[N] \right]^T = 0 \quad (39)$$

$$C_2 = \begin{bmatrix} I - \frac{\partial h_1}{\partial \theta[1]} & 0 & \cdots & 0 \\ I & 0 & -\frac{\partial h_1}{\partial \theta[2]} & \cdots & 0 \\ \vdots & & & & \vdots \\ I & 0 & \cdots & 0 & -\frac{\partial h_1}{\partial \theta[N]} \end{bmatrix} \quad (40)$$

で表される。ただし、 $I$  は単位行列を示す。次に、式(25)の等式拘束条件より、式(19)における行列  $F$  の第  $j$  列目を表すベクトルを  $f_j$  とすると  $x_h$  は

$$\dot{x}_h[k] = \frac{\partial h}{\partial \theta[k]} \frac{d\theta[k]}{dt} \quad (41)$$

で表されるので、その微小変化は式(25)から

$$\dot{x}_h[k] + \Delta \dot{x}_h[k] = \frac{\partial h}{\partial \theta[k]} \left( \frac{d\theta[k]}{dt} + \frac{d\Delta\theta[k]}{dt} \right) \quad (42)$$

$$= \frac{\partial h}{\partial \theta[k]} (\Theta f_k + \Delta\Theta f_k) = 0 \quad (43)$$

$$(44)$$

が成り立つ。ただし、 $d/dt$  は時間微分を示す。 $f_j$  の第  $i$  行の要素を  $f_{i,j}$  とし、式(43)を書き換えると、

$$C_3 \left[ \Delta x_0 \Delta\theta^T[1] \cdots \Delta\theta^T[N] \right]^T = \begin{bmatrix} -\frac{\partial h}{\partial \theta[k_1]} \Theta f_{k_1} \\ -\frac{\partial h}{\partial \theta[k_2]} \Theta f_{k_2} \end{bmatrix} \quad (45)$$

$$C_3 = \begin{bmatrix} 0 & \frac{\partial h}{\partial \theta[k_1]} & \begin{bmatrix} f_{1,k_1} & 0 & 0 & \cdots & f_{N,k_1} & 0 & 0 \\ 0 & f_{1,k_1} & 0 & \cdots & 0 & f_{N,k_1} & 0 \\ 0 & 0 & f_{1,k_1} & \cdots & 0 & 0 & f_{N,k_1} \end{bmatrix} \\ 0 & \frac{\partial h}{\partial \theta[k_2]} & \begin{bmatrix} f_{1,k_2} & 0 & 0 & \cdots & f_{N,k_2} & 0 & 0 \\ 0 & f_{1,k_2} & 0 & \cdots & 0 & f_{N,k_2} & 0 \\ 0 & 0 & f_{1,k_2} & \cdots & 0 & 0 & f_{N,k_2} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (46)$$

で表される. これらより, 式(36), (39), (45)を用いて

$$C = \begin{bmatrix} C_1 & 0 \\ C_2 & 0 \\ C_3 & \begin{bmatrix} -\frac{\partial h}{\partial \theta[k_1]} \Theta f_{k_1} \\ -\frac{\partial h}{\partial \theta[k_2]} \Theta f_{k_2} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (47)$$

となるような行列  $C$  を定めると,  $C$  は

$$C \begin{bmatrix} \Delta x_0 & \Delta \hat{\theta}[1] & \cdots & \Delta \hat{\theta}[N] & 1 \end{bmatrix}^T = 0 \quad (48)$$

を満たすことから, 式(33), (34)で得られた  $\Delta x_0, \Delta \Theta$  を

$$\begin{aligned} & \begin{bmatrix} \Delta x_0 & \Delta \theta^T[1] & \cdots & \Delta \theta^T[N] & \alpha \end{bmatrix}^T \\ \leftarrow & (I - C^\# C) \begin{bmatrix} \Delta x_0 & \Delta \theta[1]^T & \cdots & \Delta \theta[N]^T & 1 \end{bmatrix}^T \end{aligned} \quad (49)$$

のように  $C$  の補空間に射影することで  $\Delta \theta[k], \Delta x_0$  を等式拘束条件を満たす方向に射影する. ここで求められた  $\Delta x_0, \Delta \theta$  は本来のものより  $\alpha$  倍されているので

$$\begin{aligned} & \begin{bmatrix} \Delta x_0 & \Delta \hat{\theta}^T[1] & \cdots & \Delta \hat{\theta}^T[N] & 1 \end{bmatrix}^T \\ &= \frac{1}{\alpha} \begin{bmatrix} \Delta x_0 & \Delta \theta[1]^T & \cdots & \Delta \theta[N]^T & \alpha \end{bmatrix}^T \end{aligned} \quad (50)$$

とすることによって式(23), (24), (25)で表される等式拘束条件を満たしながら評価関数  $J_1$  を最小化する設計変数の変化量  $\Delta \hat{x}_0 \Delta \hat{\theta}[k]$  を得る. また, 式(23), (24)で表される等式拘束条件を満たすためにさらに  $k = k_1, k_2$  において

$$\Delta \bar{\theta}[k] = - \left( \frac{\partial h}{\partial \theta[k]} \right)^\# (x_0 + \delta x_r[k] - h(\theta[k])) \quad (51)$$

また, それ以外の時間では

$$\Delta \bar{\theta}[k] = - \left( \frac{\partial h_1}{\partial \theta[k]} \right)^\# (x_0 - h_1(\theta[k])) \quad (52)$$

として修正を加え, ドリフト分の補正を行う. 式(33), (34)に式(50), (51), (52)を加えて設計変数  $\theta[k], \Delta x_0$  の更新則は

$$\begin{aligned} \Theta & \leftarrow \Theta + \begin{bmatrix} \Delta \hat{\theta}[1] & \Delta \hat{\theta}[2] & \cdots & \Delta \hat{\theta}[N] \end{bmatrix} \delta \\ & + \begin{bmatrix} \Delta \bar{\theta}[1] & \Delta \bar{\theta}[2] & \cdots & \Delta \bar{\theta}[N] \end{bmatrix} \delta \end{aligned} \quad (53)$$

$$x_0 \leftarrow x_0 + \Delta \hat{x}_0 \delta \quad (54)$$

とする.

#### 4. 小学生の体格に合わせた身体パラメータでの胸骨圧迫の最適化

提案した方法に基づいて, 今回は小学6年生男子を対象として最適な胸骨圧迫を求める. このとき, 体

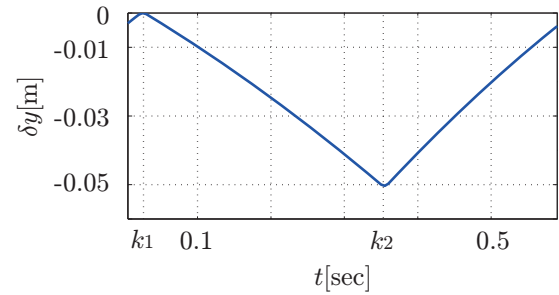


Fig. 2 Motion of the end of the hand

重は 42kg と設定した. 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  $\delta y$  を Fig.2 に示す. ただし, 縦軸は手先の鉛直方向の変位, 横軸は時間を示す. これより最適化された運動の手先の鉛直方向の変位は 50mm を達成しており, また, 手先の鉛直方向の位置が最大になるように指定した時刻  $k_1$  と最小になるように指定した時刻  $k_2$  で進行方向を逆転させているので, この運動は 3.3 節で与えた拘束条件を満たしていることが分かる. 次に, 膝に作用する床反力を Fig.3 に示す. ただし, 縦軸は膝に作用する床反力, 横軸は

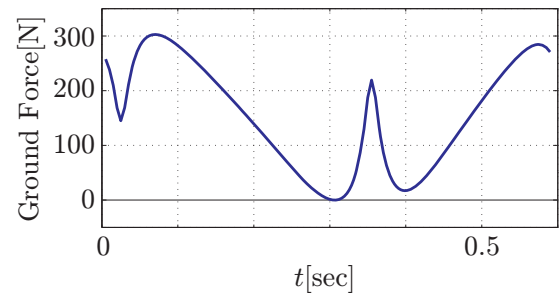


Fig. 3 Ground force on knee

時間を示す. これを見ると床反力は全ての時間で正の値を取っており, この運動は式(26)を満たしていることが分かる.

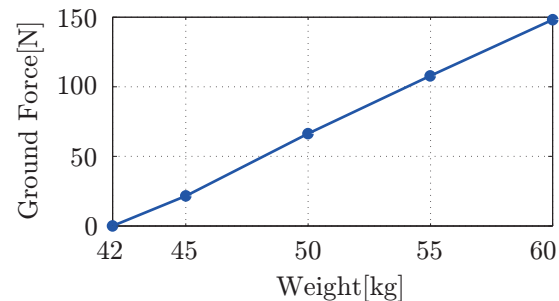


Fig. 4 Relation of minimum ground force and weight

次に, 異なる身体パラメータで最適化を行ったときの床反力の最小値を Fig.4 に示す. ただし, 縦軸は膝に作用する床反力, 横軸は体重である. Fig.4 を見ると



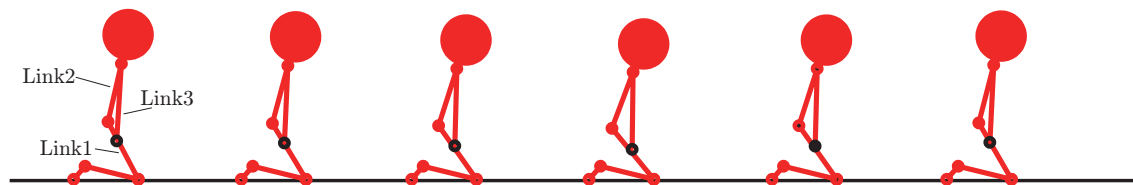


Fig. 5 Optimized motion with constraint of ground force

床反力に関する拘束条件を与えても床反力の値が必ず正になるわけではなく、運動中の床反力の最小値は体重に大きく依存したパラメータであることが分かる。このことから、適切な胸骨圧迫が実現可能な最小の体重は42kgであることが分かる。また、体重42kg以下の人間に適した胸骨圧迫を実現可能とするためには運動を補助するための道具を用いる必要があると考えられる。

最適化された運動を時系列順に並べたものを Fig.5 に示す。ただし、図中の黒点は手先位置を示している。これを見るとこの運動は膝と手先の水平方向の距離が圧迫対象に近づいており、この結果は講習会等で力を出せない小学生に対して教示を行う際に「圧迫対象にまたがって胸骨圧迫を行え」と指示していることと合致している。

## 5. おわりに

本研究では運動学的・動力学的に基づいた閉リンク系の運動最適化に対して床反力の評価を考慮することで熟練者と体格差のある小学校高学年の児童の体格に適した胸骨圧迫を求めた。この結果、最適化で得られた運動は実際の教示の場で力を出せない子供に対して行われている指示と一致することが分かった。また、胸骨圧迫を行うために必要な体重の下限を求めた。

今後はより体重の軽い人間が実現可能な胸骨圧迫を行うための補助の道具の検討とその最適設計へと拡張する。

## 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) 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) 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

(3) 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, pp.49-54, 2012

(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) 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

(6) 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

(7) 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

(8) 萱島, 岡田, 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—, 日本ロボット学会第30回記念学術講演会, RSJ2012AC3L2-5, 2012

(9) 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

(10) 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 cd