

胸骨圧迫補助道具の設計

Design of Assistant Tool for First Aid Chest Compression

○ 萱島 駿 (東工大) 正 岡田 昌史 (東工大)

Shun KAYASHIMA, Tokyo TECH, kayashima.s.ab@m.titech.ac.jp

Masafumi OKADA, Tokyo TECH, okada@mep.titech.ac.jp

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 chest compression becomes widely known through trainings and workshops. So far, we have proposed a motion optimization method for chest compression based on kinematics and dynamics of a human model. Because body weight is an important parameter achievement chest compression, it is difficult for people of small weight to perform appropriate chest compression. In this paper, we use a mass as an assistant tool for chest compression, and optimize the weight of the mass. By using of the optimized mass, person with the mass will generate the appropriate chest compression.

Key Words: chest compression , motion optimization , assistant tool

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]。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。体格が異なれば表現すべき姿勢も異なり、長時間胸骨圧迫を続けるのであれば、楽な方法であるべきである。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 [3]、適切な胸骨圧迫の方法も大きく異なるであろう。小学生が心肺停止者の胸部を棒で強打することで蘇生に成功する事例が報告されており、適切な道具を用いることでその可能性が広がるものと予想される。また、胸骨圧迫では体重が重要なパラメータであり、体重の小さな人間は心肺蘇生のための胸骨圧迫を適切に施すことが困難であることが知られていることから体重を補う適切な道具を用いればより楽な胸骨圧迫を行うことができると考えられる。また、補助道具は緊急時に準備することが容易であることが望ましい。このことから、補助道具として重りを導入すればよいと考えられる。

楽に胸骨圧迫を行うためには運動中の関節トルクの総和を最小化するように慣性力を上手く使う姿勢・運動と最適な重りの質量を求める必要がある。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ことから、本研究に適用するには再検討の必要がある。Wang ら [5] 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 ら [6]、Suleiman ら [7] 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。これ

らは運動中の関節トルクの総和を小さくするような姿勢・運動を求めているが、重りの質量の最適化には応用しにくい。

著者ら [8] 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熟練者の身体パラメータにおいて最適な姿勢・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。この方法は評価関数の勾配を用いて姿勢・運動の時系列データの最適化を行っており、重りの質量の最適化にも応用しやすい。そこで、本研究では胸骨圧迫補助道具として重りを導入し、これまでに提案した手法を応用して胸骨圧迫を行うための最適な重りの質量を求める。

2. 胸骨圧迫補助道具の導入と人の動力学モデル

胸骨圧迫を行う際には圧迫を行う人間の体重が重要なパラメータとなっている。そこで、体格の小さな人間の体重を補う道具として重りを導入する。以上から胸骨圧迫を行う人間を fig.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

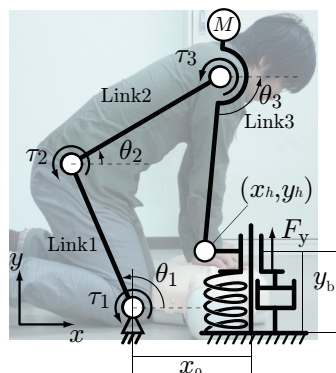


Fig.1 Link model of human chest compression

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。胸骨圧迫補助道具として用いる質量 M の重りは背中に背負うものとしモデル中ではリンク 3 に装着されている。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と参考文献 [9] を参考にして鉛直方向のばね定数 K_b の線形ばねと粘性係数 C_b の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。リンクの質量、慣性モーメントは参考文献 [10]、人間の関

節の粘性抵抗は参考文献 [11] を参考にし、 K_b は実測値から $8.73 \times 10^3 \text{N/m}$ とし、 C_b は参考文献 [9] を参考にして 169Ns/m とした。手先に働く外力 $F_y[k]$ は

$$F_y[k] = -K_b(y_b - y_h[k]) - C_b \dot{y}_h[k] \quad (1)$$

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

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

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

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、このモデルは冗長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 胸骨圧迫を最適化するための設計変数

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 θ の時系列データを

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

とする。このときの $\theta[k]$ によって決まる手先の位置 x_h は

$$x_h[k] = [x_h[k] \quad y_h[k]]^T \quad (6)$$

とできる。水平方向の位置 $x_h[k]$ は適切な胸骨圧迫を行う際には水平方向に動かないことが望ましいので

$$x_h[k] = \ell_1 \cos \theta_1[k] + \ell_2 \cos \theta_2[k] + \ell_3 \cos \theta_3[k] = x_0 \quad (7)$$

とする。ただし、 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。また、手先の鉛直方向の位置 $y_h[k]$ は

$$y_h[k] = \ell_1 \sin \theta_1[k] + \ell_2 \sin \theta_2[k] + \ell_3 \sin \theta_3[k] \quad (8)$$

と表すことができ、適切な深さの圧迫を行うために Fig.2(a) に表

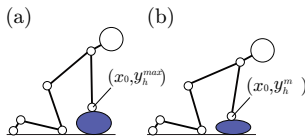


Fig.2 Pose to lift up and push the chest

すような身体を持ち上げた場合と Fig.2(b) に表すような最も深い所まで圧迫を行っている場合において、手先の鉛直方向の位置がそれぞれ適切な値 $y_h^m ax$, $y_h^m in$ を取る必要がある。ここでは参考文献 [8] に基づき、運動の拘束条件を求め、運動中の姿勢 Θ 、膝を着く位置 x_0 、重りの質量 M を最適化する。

3.2 最適化のための評価関数

次に、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、

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

これを勾配法により最小化する Θ および x_0 , M 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、今回は方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) と重りの質量 (力学的なパラメータ) の同時最適化問題となる。式 (9) より J_1 の $\theta[k]$, x_0 , M による勾配 $\nabla J_1^{\theta[k]}$, $\nabla J_1^{x_0}$, ∇J_1^M は

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

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

$$\nabla J_1^M = \frac{\partial J_1}{\partial M} \quad (12)$$

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

伝達関数 G_1

$$G_1(s) = \frac{s\omega}{s + \omega} \quad (13)$$

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 とその時間微分 \dot{x} の間には

$$\dot{x} \simeq G_1(s)x \quad (14)$$

の関係が成り立つ。一方、 G_1 のインパルス応答列

$$g = \{g_1 g_2 \cdots g_N\} \quad (15)$$

から以下の行列を定義する。

$$F_d = \begin{bmatrix} g_1 & g_2 & \cdots & g_N \\ g_N & g_1 & \cdots & g_{N-1} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ g_2 & g_3 & \cdots & g_1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

これにより、 x が周期的な信号であると仮定すると式 (14) は

$$[\dot{x}_1 \quad \cdots \quad \dot{x}_N] \simeq [x_1 \quad \cdots \quad x_N] F \quad (17)$$

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あるローパスフィルタによって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遅れを解消するものである。まず、式 (13) 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

$$G_2(s) = \frac{\omega}{s + \omega} \quad (18)$$

のインパルス応答列から式 (16) 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

$$R = \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 0 & 0 & 1 \\ 0 & \cdots & 0 & 1 & 0 \\ \vdots & & & & \vdots \\ 1 & 0 & \cdots & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (19)$$

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

$$\dot{\Theta} = \Theta F_d R F_\ell R = \Theta F_1 \quad (20)$$

$$\ddot{\Theta} = -\Theta F_d R F_d R = \Theta F_2 \quad (21)$$

で表される。式 (20), 式 (21) と式 (9) で発生トルクの総和を取ることから式 (10) の Θ , $\dot{\Theta}$ の Θ に関する変分を得ることができる。

手先に発生する水平方向の力は手先と圧迫対象の間に生じる摩擦力であり, 手先が滑らないようにするためになるべく小さな値であるべきである。このことから, 運動中の手先に発生する水平方向の力の二乗積分値を評価関数 J_2 とし, J_2 の $\theta[k]$, x_0 , M による勾配 $\nabla J_2^{\theta[k]}$, $\nabla J_2^{x_0}$, ∇J_2^M は式 (10), (11), (12) と同様にして求められる。

3.3 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 $f[k]$ に関する拘束条件をすべての時間において

$$f[k] > 0 \quad (22)$$

と設定した。しかし, これは不等式拘束条件であるため,

$$J_3 = \sum_{k=1}^N \frac{1}{1 + e^{af[k]}} f[k] \quad (23)$$

$$(24)$$

を定め, $f[k]$ が小さくなる時刻に対して $f[k]$ を大きくするように運動を変化させる。ただし, a は定数である。このときの J_3 の $\theta[k]$, x_0 , M による勾配 $\nabla J_3^{\theta[k]}$, $\nabla J_3^{x_0}$, ∇J_3^M は式 (10), (11), (12) と同様にして求められる。

以上から, 設計変数の変化量 $\Delta\theta[k]$, Δx_0 , M は運動中の間接トルクの総和を最小化, 手先に発生する水平方向の力の総和を最小化, 床反力の小さな部分を最大化するものとして

$$\Delta\theta[k] = -\nabla J_1^{\theta[k]} - \nabla J_2^{\theta[k]} + \nabla J_3^{\theta[k]} \quad (25)$$

$$\Delta x_0 = -\nabla J_1^{x_0} - \nabla J_2^{x_0} + \nabla J_3^{x_0} \quad (26)$$

$$\Delta M = -\nabla J_1^M - \nabla J_2^M + \nabla J_3^M \quad (27)$$

とできる。

3.4 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。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

$$\delta y_r[k] = \begin{cases} 0 & (k = k_1) \\ 0.05 & (k = k_2) \end{cases} \quad (28)$$

となるように設定した。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 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 $\mathbf{x}_0 = [x_0 \ y_0]^T$ とすると, 運動学的な拘束条件を $k = k_1, k_2$ のとき

$$y_h[k] = y_0 + \delta y_r[k] \quad (29)$$

また, すべての時間において式 (7) となるようにした。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

$$\dot{\mathbf{x}}_h[k] = 0 (k = k_1, k_2) \quad (30)$$

とした。

ここで, 式 (25), (26) で得られた設計変数の変化量 $\Delta\theta[k]$, Δx_0 が設定された等式拘束条件を満たす必要があるため修正を行う。設計変数が張る空間中で式 (7), (29), (30) の等式拘束条件は Fig.3 に示すグレーの平面で表されている。Fig.3 の青いベクトルで

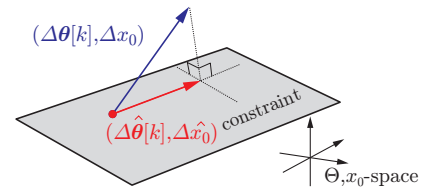


Fig.3 Link model of human chest compression

される $\Delta\theta[k]$, Δx_0 を拘束条件を表す平面に直交射影することで式 (7), (29), (30) 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 Fig.3 の赤いベクトルで示される $\Delta\hat{x}_0$, $\Delta\hat{\theta}[k]$ となる。

さらに, 式 (7), (29) で表される等式拘束条件を満たすために $k = k_1, k_2$ において

$$\Delta\bar{\theta}[k] = - \left(\frac{\partial \mathbf{x}_h}{\partial \theta[k]} \right)^{\#} (\mathbf{x}_0 + \delta \mathbf{x}_r[k] - \mathbf{x}_h(\theta[k])) \quad (31)$$

また, それ以外の時間では

$$\Delta\bar{\theta}[k] = - \left(\frac{\partial \mathbf{x}_h}{\partial \theta[k]} \right)^{\#} (\mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_h(\theta[k])) \quad (32)$$

として修正を加え, ドリフト分の補正を行う。以上から設計変数 $\theta[k]$, x_0 , M の更新則は

$$\Theta \leftarrow \Theta + [\Delta\hat{\theta}[1] \ \Delta\hat{\theta}[2] \ \dots \ \Delta\hat{\theta}[N]] \delta + [\Delta\bar{\theta}[1] \ \Delta\bar{\theta}[2] \ \dots \ \Delta\bar{\theta}[N]] \delta \quad (33)$$

$$x_0 \leftarrow x_0 + \Delta\hat{x}_0 \delta \quad (34)$$

$$M \leftarrow M + \Delta M \delta \quad (35)$$

とする。

4. 運動補助道具を含めた胸骨圧迫の最適化

提案した方法に基づいて, 体重 45kg の人間の最適な胸骨圧迫と重りの質量を求めた。重りを付けて最適化された運動と重りを付けずに最適化された運動を時系列順に並べたものをそれぞれ Fig.4(a), (b) に示す。最適化後の重りの質量は 9.26kg であった。

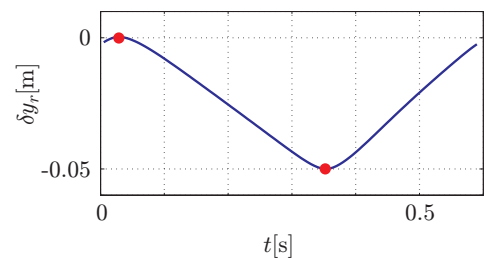


Fig.5 Motion of the end of the hand

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 Fig.5 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 3.4 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.6 に示す。ただし, 縦軸は膝に作用する床反力, 横軸は時間, 実線が補助道具として重りを付けて最適化された運動の膝に作用する床反力, 鎖線が重りを付けずに最適化された運動の膝に作用する床反力を示す。これを見るとどちらも床反力は全ての時間で正の値を取っていることからこの運動は式 (22) を満たしていることが分かる。

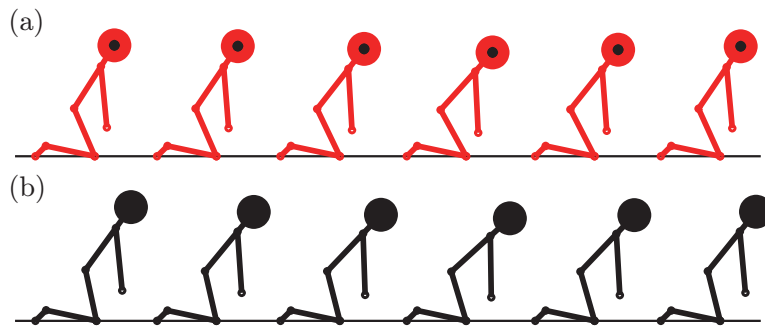


Fig.4 Optimized motion with/without the mass

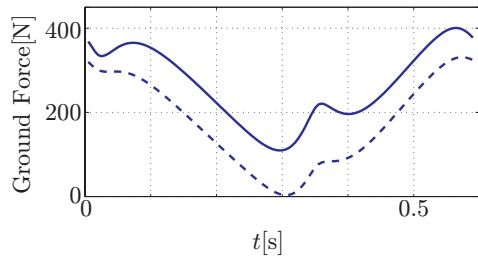


Fig.6 Ground force on knee

また、運動中の関節トルクを Fig.7 に示す。ただし、Fig.7(a), (b), (c) がそれぞれ τ_1, τ_2, τ_3 を表しており、縦軸が関節トルク、横軸は時間、実線が補助道具として重りを付けて最適化された運動の関節トルク、鎖線が重りを付けずに最適化された運動の関節トルクを示す。これを見ると重りを付けて最適化された運動の関節トルクの方が重りを付けていない場合よりも小さくなっている。これ

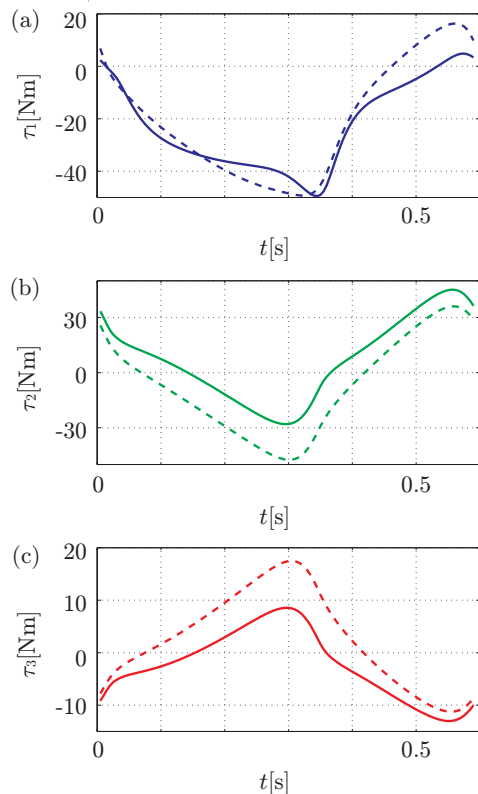


Fig.7 Joint torque of optimized motion with/without weight

は Fig.6 に示すように重りを付けて最適化した運動の膝に作用する床反力が重りを付けてない場合よりも大きくなっていることから式 (22) による制限が緩和されているためであると考えられる。以上から胸骨圧迫を行う際の補助道具として重りを用いることが有効であることが分かった。

5. おわりに

本研究では体重の小さな人間が適切な胸骨圧迫を行うための補助道具として重りを導入し、その質量の最適化を行った。重りを装着することで膝に発生する床反力の制限が緩和され、装着する前よりも楽に胸骨圧迫を実現できることが分かった。

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] 萱島, 岡田, 強調運動指示による胸骨圧迫の運動指示と評価, 第 18 回日本 IFToMM 会議シンポジウム前刷集, pp.49-54, 2012
- [3] M. Eek, A. Krokmark, 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
- [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] J. B. Nysather, E. Dorph, I. Rafoss, P. A. Steen, Manikins With Human-Like Chest Properties - A New Tool for Chest Compression Research, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 55, NO. 11, 2008
- [10] R. E. Herron, J. R. Cuzzi, J. Hugg. Mass distribution of the human body using biostereometrics, Texas institute for rehabilitation and research biostereometric laboratory, ADA029402, 1976
- [11] 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