

擬似目標値を用いた救急救命のための胸骨圧迫運動教示とその評価*

岡田 昌史^{*1}, 萱島 駿^{*2}

Motion Instruction of First Aid Chest Compressions Using Pseudo-Reference and Its Evaluation

Masafumi OKADA^{*1} and Shun KAYASHIMA

^{*1} Dept. of Mechanical Sciences and Engineering, Tokyo Institute of Technology
2-12-1 Oookayama Meguro-ku Tokyo 152-8552, JAPAN

The chest compressions is one of the most important actions for the first aid cardio-pulmonary resuscitation (CPR). Because many people will be survived by CPR in the early-stage of cardio-respiratory arrest, it is expected the chest compressions becomes widely known to the public through trainings. The chest compressions is accompanied with an internal force and it is difficult for trainees to understand the amount of the required force only from demonstrations. In this paper, we develop an enhanced motion that enables the trainees to generate the required force for the chest compressions from dynamical point of view. A skilled motion is captured and modeled by an autonomous control system containing information of human motion. Based on decomposition of the controller, "Pseudo-reference" is introduced. Through the trainings with/without Pseudo-reference, the effectiveness of the enhanced motion is evaluated based on the output force and its weaknesses are declared which will be complemented by a trainer.

Key Words : Chest Compressions, Motion Instruction, Enhanced Motion, Autonomous System, Pseudo-Reference

1. はじめに

心肺停止者のための一次救急救命措置として胸骨圧迫がある。これは心肺蘇生のための心臓マッサージであり、救急隊が到着するまでの早期措置として施すことで、自動体外式除細動器 (Automated External Defibrillator : 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。そのため、緊急時により多くの方が胸骨圧迫を施せることが望ましく、運動の習得者を増やすために普通救命講習会も数多く開催されている。

胸骨圧迫では、運動者の手の付け根 (以下、手先と呼ぶ) から圧迫される対象の胸部に伝わる力が重要である。しかし、これは内力であるうえ、講習会は教示者と受講者が一対多であり、マンツーマンの講習が難しいことから、(a) 腕を垂直に保ち、(b) 1 分間に 100 回以上の速さで 50mm 以上の深さまで圧迫を行う、と定められる⁽¹⁾に留まり、実際にどれだけの力を出せばよいかは受講者には伝わりにくい。朝岡⁽²⁾は運動を効率よく習得するには熟練者の視点に立って熟練者の運動中の感覚を自分の中で再現する必要があるとしており、運動のデモンストレーションからだけでは力の入れ具合が分かりにくいことを示唆している。嵯峨ら⁽³⁾は文字を書く動作の際にペン型のデバイスを用いて訓練者の手に熟練者の力の出し方と動きを同時に教示した。これは人間の力覚により学習を促すものであるが、講習会のように一対多で行う教示には利用しにくい。また、Boyle ら⁽⁴⁾、Abellaa ら⁽⁵⁾は胸骨圧迫時に圧迫の深さをオンラインで計測し、視覚からフィードバックする器具の有効性を示した。しかし、この方法は手先から発生する力を定量的に示すものの、人へ適確に伝えるためには定性的な方法がふさわしいであろう。実際、永山ら⁽⁶⁾は運動者が運動のコツを理解するまでの意識のプロセスを分析し、運動者は目的の動作を達成するために自らが理解しやすい定性的な指標を用いて運動のコツを獲得していると考察している。

* 原稿受付 2012 年 6 月 20 日

^{*1} 正員, 東京工業大学大学院理工学研究科機械物理学専攻
(〒152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1)

^{*2} 東京工業大学大学院理工学研究科機械物理学専攻
(〒152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1)

E-mail: okada@mep.titech.ac.jp



そこで、力の出し方を分かりやすくするために強調した姿勢によって力の出し方を視覚的に表現することができれば、教示を容易にすることができると考えられる。例えば、図1は物体を押す人の様子を表している。(a)で

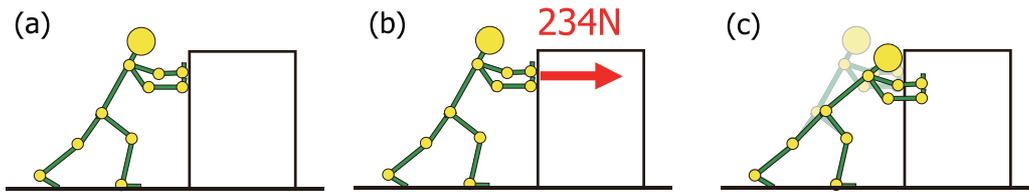


Fig. 1 Instinctive representation of human pushing a weight

は人がどのくらいの力で物体を押しているのかは伝わりにくいであろう。(b)では力の値を示しているが、その量が直感的に分かりにくい。これに対し、(c)は物体を押している人の気持ちを姿勢で表したものであり、大きな力を発生させている様子が定性的に理解できるであろう。これと同様に、胸骨圧迫においても運動者が図2(a)のような姿勢のときの力の出し方を教示する場合に、図2(b)のように手先を圧迫される側の身体を貫通させ、腰を大きく落とすような強調した目標姿勢を提示し、「このくらいの気持ちで力を出す」ように指示すれば初心者は発生すべき力の量を定性的に理解しやすいと考えられる。このときの課題は適切な力を発生するためにどの程度動作を強調するかにある。

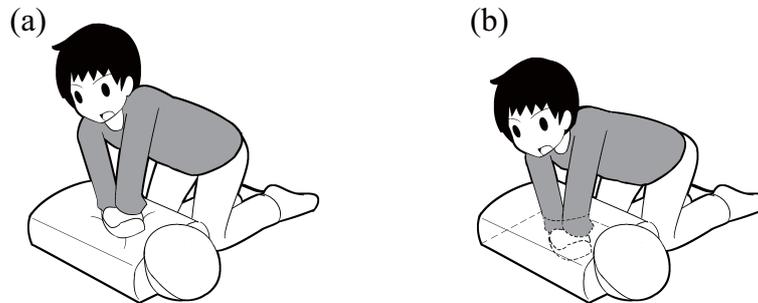


Fig. 2 Enhanced motion of the chest compressions

運動を実現するための強調した目標姿勢を得る方法として著者らは擬似目標値を提案した⁽⁷⁾。擬似目標値とは運動を自律制御系でモデル化したときに、力学的な解析から運動を実現するための仮想的な目標姿勢を示すものであり、実際の運動よりも強調した動きとして表現される。そのため、擬似目標値を目指して運動を行うことにより運動を実現するための適切な力を再現することができると考えられる。熟練者の胸骨圧迫から取り出した擬似目標値を用いて、手先から発生する力を強調した姿勢で教示することで、熟練者の運動中の感覚を効率的に伝えることが可能であろう。

そこで、本論文では胸骨圧迫を対象とし、力学的な観点から熟練者の運動を用いて強調した擬似目標値を求め、手先から発生する適切な力を初心者に対して姿勢(映像)として提示することで教示を行い、その有効性を検証することを目的とする。そのために以下のことを行う。

1. 熟練者の胸骨圧迫を軌道アトラクタに基づいた自律制御系でモデル化する。これは熟練者の運動データに基づいて自律制御系のコントローラを設計することに相当する。
2. 強調した姿勢によって手先から発生する力を伝えるような擬似目標値を設計する。
3. 訓練者に対して擬似目標値を提示し、擬似目標値を用いた教示の有効性を検証する。教示の有効性に関しては一般的な教示を受けた訓練者と擬似目標値を用いた教示を受けた訓練者の手先から発生する力を比較することで評価する。
4. 訓練者と熟練者の胸骨圧迫における姿勢を比較し、講習会での適切な指導の指針を得る。

実際の講習会では、胸骨圧迫だけでなく呼吸の確認法、人工呼吸法、AEDの使い方、患者の運び方など多岐に渡るうえ、これらの連続した作業を習得する。そのため、胸骨圧迫のみに焦点を当てこれに多くの時間を費やすことは望ましくない。本論文で提案する擬似目標値は、力の出し方を簡潔に示し、人の学習効果を早めることを

目的としたものであり、従来の講習会の補助的な役割として付加して使用するものである。また、普通救命講習会は成人の心肺蘇生を対象としたI、特に、一定の頻度で心肺停止者に対し応急の対応をすることが期待・想定される者への講習II、小児・乳児・新生児に対する応急手当のIIIに分けられるが、本論文では最も一般的なIを対象として、成人の心肺蘇生に焦点を当てる

2. 擬似目標値

2.1 軌道アトラクタに基づく自律制御系の設計法

擬似目標値は人間の運動を自律制御系でモデル化し、そのコントローラからフィードバック系に内在する目標姿勢として得られる。まず、参考文献⁽⁸⁾に従い、自律制御系の設計法を述べる。いま、制御対象 P の状態方程式が

$$\dot{x} = f(x) + g(x)u \tag{1}$$

で表されたとする。ただし、 $x \in R^n$ は状態変数、 $u \in R^m$ は入力を表す。このとき、式(1)が状態空間内のある軌道

$$\Xi = \{ \xi_1 \ \xi_2 \ \dots \ \xi_N \} \quad (\xi_{N+1} = \xi_1) \tag{2}$$

に引き込まれるように、すなわち、 Ξ を軌道アトラクタとするようにコントローラ

$$u = h(x) \tag{3}$$

を設計する。ただし、 N は1周期のデータ数である。これは以下のように求められる。図3にあるように、 x 空間の中での Ξ の周りに適当な初期値 x_s を設定し、これが Ξ に収束するような軌道と各点における入力を求める。空間内に多くの x_s を設定し、 Ξ の周りに Ξ に引き込まれるようなベクトル場を定義する。これにより、状態空間内の点とそのときの入力の組 (x, u) が数多く得られる。これを関数近似することで式(3)が得られ、図4のような Ξ に引き込まれ、 Ξ 上を動き続けるベクトル場とこれを実現するコントローラを設計することができる。これにより、 Ξ を軌道アトラクタとする自律制御系が設計可能である。場の設定には式(1)を利用するため力学的に実現可能な場となるが、詳細は参考文献⁽⁸⁾に詳しい。この方法により、モーションキャプチャによって得られた熟練者の胸骨圧迫運動データを Ξ とし、人間をリンク系でモデル化した運動方程式に基づいてコントローラを設計することで、人間の運動を自律制御系でモデル化できる。

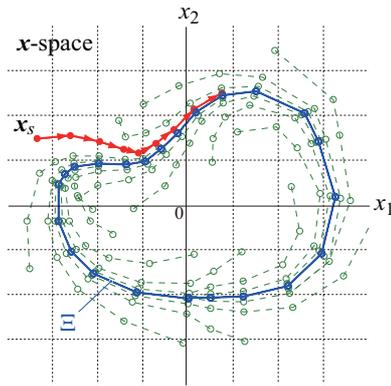


Fig. 3 Definition of the trajectory that entrains x to Ξ

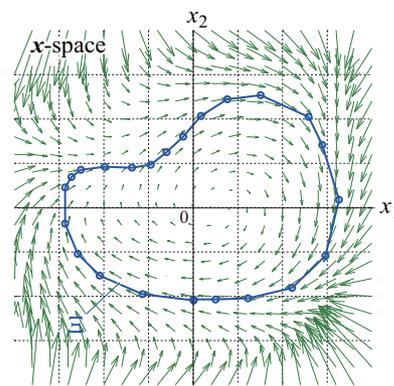


Fig. 4 Obtained vector field

2.2 擬似目標値の導出

次に、運動のモデル化によって得られたコントローラから擬似目標値を設計する⁽⁷⁾。式(1)と(3)は図5に表される自律系を構成する。そこで、図6のようにコントローラを目標値 x_{ref} 生成部と状態フィードバック $K(x)$ に分解することを考える。 $x \simeq \xi$ とし、式(3)を ξ 周りでテイラー展開して2次以上の微小量を無視すると、

$$u = h(\xi) - \frac{\partial h(x)}{\partial x} (\xi - x) \tag{4}$$

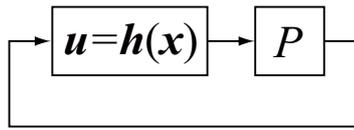


Fig. 5 Closed loop system of autonomous system

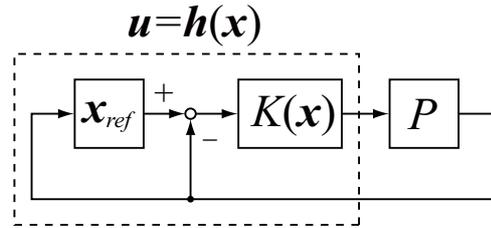


Fig. 6 Decomposition of the controller

を得る．この式において， $h(\xi)$ は人間の運動 Ξ を生成するための推進力（フィードフォワード項）， $-\partial h/\partial x$ は x を ξ へ収束させるフィードバックゲイン $K(x)$ と見なすことができる．すなわち，

$$K(x) = -\frac{\partial h(x)}{\partial x} \tag{5}$$

と見なせる．一方，図 6 から u は

$$u = K(x)(x_{ref} - x) \tag{6}$$

で得られるので，式 (3)，(5)，(6) から，

$$x_{ref} = -\left(\frac{\partial h(x)}{\partial x}\right)^{\#} h(x) + x + \left(\frac{\partial h(x)}{\partial x}\right)^{\perp} \alpha \tag{7}$$

が導かれる．ただし， $[\cdot]^{\#}$ は擬似逆行列， $[\cdot]^{\perp}$ は補空間の基底で構成される行列， α は任意のベクトルである．式 (7) の x_{ref} は自律制御系のコントローラに内在する仮想的な目標値であり，これを擬似目標値と呼ぶことにする．人間のデータに基づいて 2.1 節で得られるコントローラを用い，擬似目標値を求めることで，力学的な観点から運動を実現するための強調された姿勢を得ることができる．

3. 胸骨圧迫の擬似目標値

3.1 人間のリンクモデル

胸骨圧迫の擬似目標値を得るためには，式 (1) の人間モデルの運動方程式と式 (2) の熟練者の運動データが必要である．まず，人間の運動方程式を求めるために人間のモデル化を行う．ここでは，図 7 に表されるように胸骨圧迫を行う人間を 4 リンク系でモデル化した．リンク 1，2，3 はそれぞれ大腿部，胴体，腕に相当し，リンク i の静

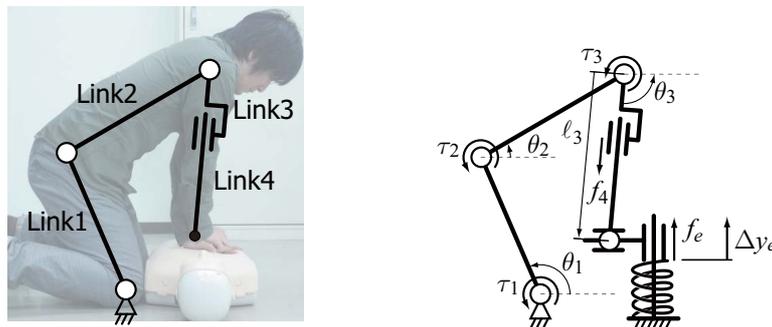


Fig. 7 Link model of human chest compressions

止座標系における姿勢を θ_i ，各対偶の発生トルクを τ_i とする．なお，リンク 3 は直動対偶によって伸縮するリンク 4 を含み，これは鎖骨の動きを表すためのものである．リンク 3 とリンク 4 を合わせた長さ，対偶発生力をそれぞれ l_3 ， f_4 とする．手先は回転と直動（水平方向）の 2 対偶素節によって圧迫対象に接しており，圧迫対象から手先が受ける鉛直方向の力を f_e とする．圧迫対象はばね定数 k の線形ばねでモデル化した．すなわち， f_e は手先の鉛直方向の変位 Δy_e に比例するものとする．実際，普通救命講習会で広く用いられている胸骨圧迫訓練人形の

胸部にはばねが設置されている．リンク質量，慣性モーメント，重心位置等は参考文献⁽⁹⁾に基づいて求め，各対偶の粘性摩擦係数は参考文献⁽¹⁰⁾を参考にした．これより，運動方程式を求め，状態変数 x ，入力 u を

$$x = [\theta^T \ \dot{\theta}^T]^T, \quad \theta = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3 \ \ell_3]^T, \quad u = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3 \ f_4]^T \quad (8)$$

とすることで状態方程式が得られる．なお，運動方程式の導出を付録に示す．

3.2 熟練者の胸骨圧迫

運動のデータ Ξ を得るために，熟練者の胸骨圧迫をモーションキャプチャしデータを取得した．胸骨圧迫の熟練者として東京防災救急協会の普通救命講習会指導員(救急救命士)にご協力いただいた．熟練者は年齢が30代の男性で体重は69.3kg，身長は約172cmである．データ取得のサンプリングタイムは5msであり，マーカ位置誤差精度は1mm以下である．また，床には力センサが埋め込まれており，接地点に働く力が計測可能である．熟練者はメトロノームで100回/分の音を聞きながらそれに合わせて胸骨圧迫を行った．マーカを図8のように膝，腰，

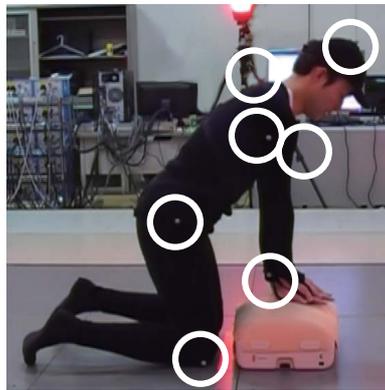


Fig. 8 Marker position

肩，胸，背中，手先，頭に配置し，モーションキャプチャから得られたマーカの位置データを2次元平面へ射影し，初期姿勢からリンク長を求め，獲得したデータから逆運動学解析によって関節の絶対角データに変換した．得られた熟練者の胸骨圧迫を図9に示す．(a)~(f)は時間の流れを表し，図中の青色楕円は胸骨圧迫の対象を表す．腕

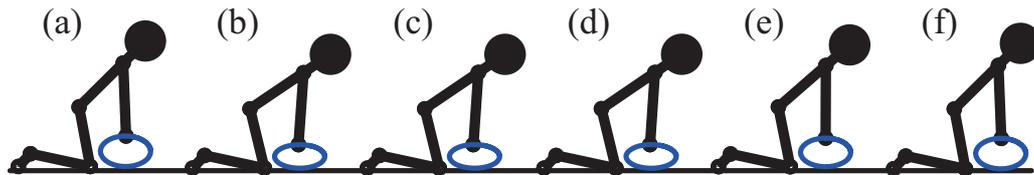


Fig. 9 Motion capture data of chest compressions

を伸展し対象の胸を圧迫しているが，実際には図9から想像されるよりも大きな力を発生させ胸部を強く圧迫している．実際，体重による重力の70%程度の力を発生させている．しかし，これをモーションキャプチャし映像化すると動きは極めて小さく，映像からだけでは内力の情報が伝わりにくいことが分かる．

3.3 人間の運動情報を取り入れた場の設定と自律制御系の設計

式(3)のコントローラは場の関数近似で得られるため，場の設定の仕方によって大きく変化する．さらに，式(7)の擬似目標値はコントローラを含み， h によって変化する．例えば，図3において x_s から Ξ へ向かう軌道上で大きな入力を許容すれば，収束の速さは大きくなりこれはハイゲインなフィードバックを導く．そのため， $-\partial h / \partial x$ は大きな値となり x_{ref} は x に近い値を取る．そこで， h を設計するための場の設定において人間の運動情報，すなわち，人間が軌道の近傍でどのように動いているかの情報を取り入れ，人間に適切な擬似目標値を得る必要がある．

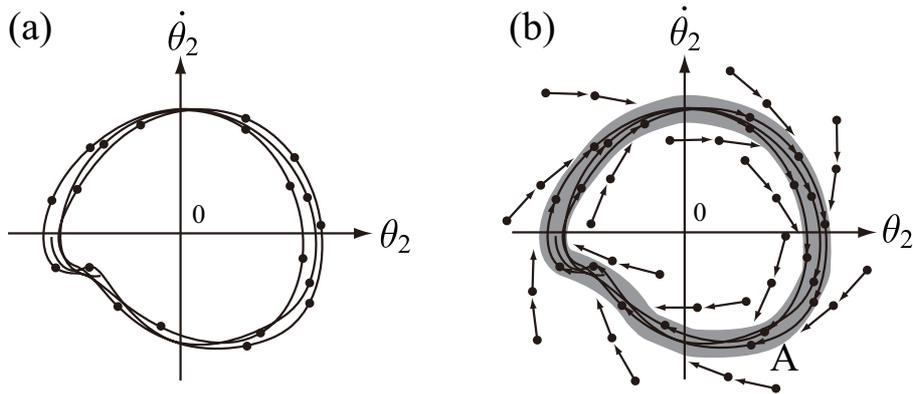


Fig. 10 Vector field obtained from motion capture data

図 10(a) は熟練者の 3 周期分の運動を $\theta_2 \dot{\theta}_2$ 空間で表したものである．人間の動きはある領域内での軌道を描いている．そこで，図 10(b) のように，領域 A 内 (図の灰色部分) での場を $\xi_{k+1} - \xi_k$ で定義する．これは人間の運動の情報 (ばらつきを含む) から定義される場である．しかし，この場だけでは Ξ が軌道アトラクタとならないため，その周りに領域 A に引き込まれる場を定義した．これを関数近似することで人間の運動情報を取り入れた自律制御系が設計可能となる．なお，人間モデルの状態変数が 8 次元ベクトルであるため，実際には， Ξ は 8 次元状態空間内の軌道として描かれる．図 11 はモーションキャプチャによって得られた関節角データと，人間を自律制御

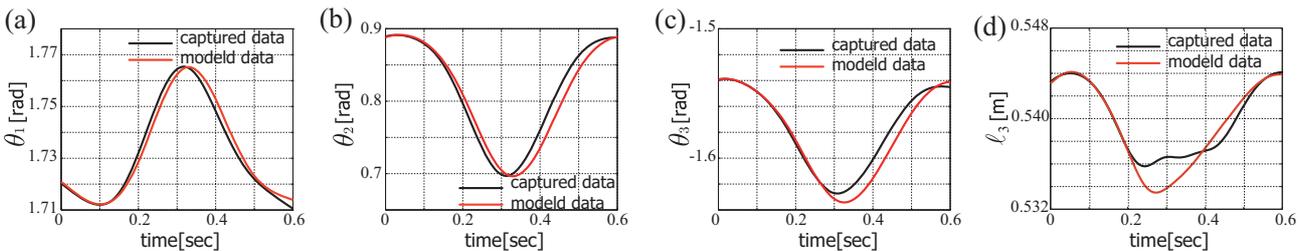


Fig. 11 Human motion captured data and modeled data

系によってモデル化したときに生成される関節角データの時系列を 1 周期分示している．1 周期は約 0.6sec である．この結果は図 12 の動きで表される．黒色は図 9 のモーションキャプチャデータであり，青色はモデル化された動きを表している．本来，人間の動きは周期的ではないためモデル化された動きと人間の動きの周期は異なるが，図 11 の (a)~(c) より， $\theta_1 \sim \theta_3$ は人間のデータがよくモデル化できていることが分かる．これに対し， ℓ_3 は人

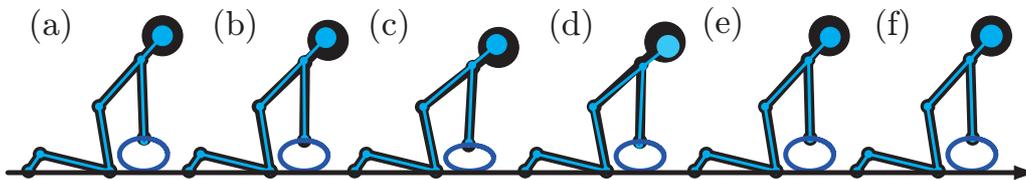


Fig. 12 Modeled motion by an autonomous controlled system

間の動きとモデル化された動きには 3mm 程度の差があるが，これは胸骨圧迫における熟練者の鎖骨の動きが，腕の長さ (ℓ_3) が 544mm に対して 12mm (約 2.2%) 程度と極めて小さいことによるもので，誤差 3mm は ℓ_3 のわずか 0.5% に相当する．また，図 12 の結果から，この影響は極めて小さいとことが分かる．

3.4 擬似目標値の設計

得られた自律制御系から式 (7) に基づいて擬似目標値を設計する． α の決定法について述べる． x が式 (8) で定義されていることから，時刻 k における擬似目標値は

$$\mathbf{x}_{ref}[k] = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\theta}_{ref}^T[k] & \dot{\boldsymbol{\theta}}_{ref}^T[k] \end{bmatrix}^T \quad (9)$$

の構造を持つ．そこで，擬似目標値が力学的整合性を満たすように，すなわち，サンプリングタイム T を用いて

$$\boldsymbol{\theta}_{ref}[k+1] = \boldsymbol{\theta}_{ref}[k] + T\dot{\boldsymbol{\theta}}_{ref}[k] \quad (10)$$

のオイラー近似が成り立ち，位置と速度の微分関係が満たされるように α を求める．式 (7) を以下のように書き換える．

$$\mathbf{x}_{ref}[k] = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\theta}[k] \\ \dot{\boldsymbol{\theta}}[k] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{\boldsymbol{\theta}}[k] \\ \dot{\bar{\boldsymbol{\theta}}}[k] \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{c}_1[k] \\ \mathbf{c}_2[k] \end{bmatrix} \boldsymbol{\alpha}[k] \quad (11)$$

$$\begin{bmatrix} \bar{\boldsymbol{\theta}}[k] \\ \dot{\bar{\boldsymbol{\theta}}}[k] \end{bmatrix} = - \left(\frac{\partial \mathbf{h}(\mathbf{x}[k])}{\partial \mathbf{x}} \right)^\# \mathbf{h}(\mathbf{x}[k]) + \mathbf{x}[k], \quad \begin{bmatrix} \mathbf{c}_1[k] \\ \mathbf{c}_2[k] \end{bmatrix} = \left(\frac{\partial \mathbf{h}(\mathbf{x}[k])}{\partial \mathbf{x}} \right)^\perp \quad (12)$$

このとき，運動が周期的であること，すなわち， $\boldsymbol{\xi}_{N+1} = \boldsymbol{\xi}_1$ であることから，式 (10) は

$$\bar{\boldsymbol{\theta}}_{ref}[2] + \mathbf{c}_1[2]\boldsymbol{\alpha}[2] = \bar{\boldsymbol{\theta}}_{ref}[1] + \mathbf{c}_1[1]\boldsymbol{\alpha}[1] + T(\dot{\bar{\boldsymbol{\theta}}}_{ref}[1] + \mathbf{c}_2[1]\boldsymbol{\alpha}[1]) \quad (13)$$

$$\bar{\boldsymbol{\theta}}_{ref}[3] + \mathbf{c}_1[3]\boldsymbol{\alpha}[3] = \bar{\boldsymbol{\theta}}_{ref}[2] + \mathbf{c}_1[2]\boldsymbol{\alpha}[2] + T(\dot{\bar{\boldsymbol{\theta}}}_{ref}[2] + \mathbf{c}_2[2]\boldsymbol{\alpha}[2]) \quad (14)$$

⋮

$$\bar{\boldsymbol{\theta}}_{ref}[1] + \mathbf{c}_1[1]\boldsymbol{\alpha}[1] = \bar{\boldsymbol{\theta}}_{ref}[N] + \mathbf{c}_1[N]\boldsymbol{\alpha}[N] + T(\dot{\bar{\boldsymbol{\theta}}}_{ref}[N] + \mathbf{c}_2[N]\boldsymbol{\alpha}[N]) \quad (15)$$

の連立方程式を構成し，さらに，人間のリンクモデルがホロノミック系であることから， $\boldsymbol{\alpha}[k]$ は連立方程式の解として一意に定められる．これにより得られた擬似目標値を図 13 に示す．(a)~(f) は時間の流れを表している．図

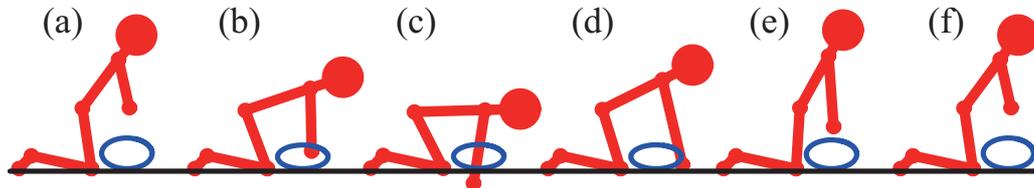


Fig. 13 Pseudo-reference of chest compressions

9 と比較して (c) において手先を激しく下方へ押し込み胸骨を力強く圧迫する様子が表されている．

4. 擬似目標値を用いた胸骨圧迫の運動教示

4.1 教示の方法

擬似目標値を用いた教示の有効性を検証する．図 13 で得られた擬似目標値は (a), (e), (f) のように手先が圧迫対象から離れている．これは擬似目標値が力学的考察に基づいていること，力学的な整合性を満たしていることから，身体を強く引き上げて次に強く押し込む動作の準備をすることを表しているが，これをそのまま教示に用いた場合，訓練者に対し対象から手を離すという誤解を招きやすい．そこで，この誤解を防ぐために図 14 にあるように，擬似目標値の手先が対象から離れた場合には l_3 を大きくし，手先が対象の高さとなるよう修正を施した．修正された胸骨圧迫の擬似目標値を図 15 に示す．なお，比較としてモーションキャプチャによって得られた姿勢 (図 9) の結果を同時に示す．モーションキャプチャデータに比べ，運動が強調された姿勢となっていることが理解できる．また，図 13 と比較し，(a), (e), (f) において対象から手先が離れていない．この修正により，式 (10) の

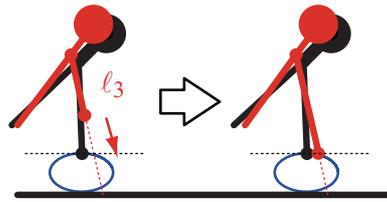


Fig. 14 Modification of the pseudo-reference

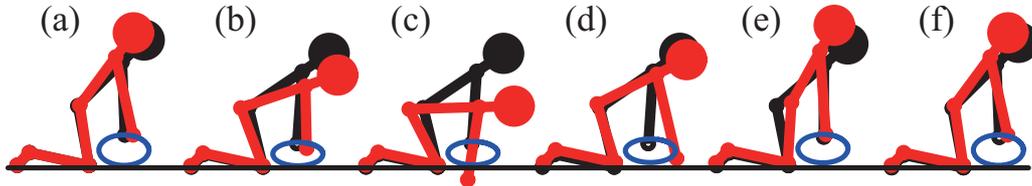


Fig. 15 Modified pseudo-reference of chest compressions

力学的な整合性は満たされなくなるが、これよりも誤解を招くことが致命的と判断し修正された擬似目標値を用いて胸骨圧迫の運動教示を行うこととした。

訓練者 3 名 (以下, 訓練者 1, 2, 3) は一般的な普通救命講習会を受け胸骨圧迫を行う。別の訓練者 3 名 (以下, 訓練者 a, b, c) は一般的な普通救命講習会の内容に加え, 試行ごと, 胸骨圧迫を始める前にモニタによって擬似目標値の動画を提示され「このような姿勢を目指して」と指示を受ける。どちらも, 一般の講習会と同様に 30 回の胸骨圧迫と 10 回の人工呼吸を 1 タームとし, これを 4 回行ってモーションキャプチャにより得られた訓練者の運動データから, 手先から発生する力を求めこれらと比較する。なお, 一般的な普通救命講習会は熟練者の胸骨圧迫の提示と試行ごとの適切な指導を含んでいる。また, 6 名とも胸骨圧迫の経験はなく, 体重は $70 \pm 10\text{kg}$, 身長は $173 \pm 4\text{cm}$ であり, 体重・身長共に熟練者に近い人を対象とした。

4.2 胸骨圧迫における訓練者の発生力の比較

図 16 はある胸骨圧迫中に手先から発生する力の時系列データを示している。この中で, 黒丸は 1 回の圧迫にお

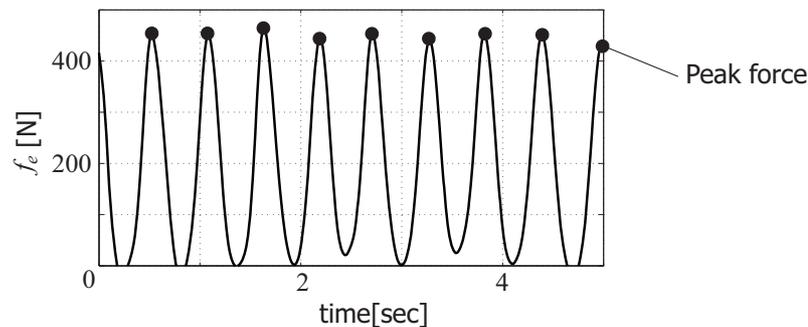


Fig. 16 Time variety of the generated force

ける手先から発生した力の最大値を表しており, これを最大力と呼ぶことにする。胸骨圧迫では胸骨を押し込む最大力が重要であることから, 胸骨圧迫の達成度合を評価するために訓練者が発生する最大力の平均を用いる。それぞれの訓練者の試行ごとの最大力に対する, 平均とその標準偏差をエラーバーとしたものを図 17 に示す。図 17(a) は一般的な教示を受けた訓練者 1, 2, 3 の結果であり, (b) は一般的な教示に加えて擬似目標値を用いた教示を受けた訓練者 a, b, c の結果である。熟練者の最大力の平均は黒の実線, その標準偏差は灰色の領域で表される。この結果から以下が考察される。

- 訓練者 1, a は胸骨圧迫を適切に実行できていると判断できる。
- 訓練者 2, 3 は試行を繰り返しても最大力が変動し, どの程度の力を発生すべきかを試行錯誤を繰り返してい

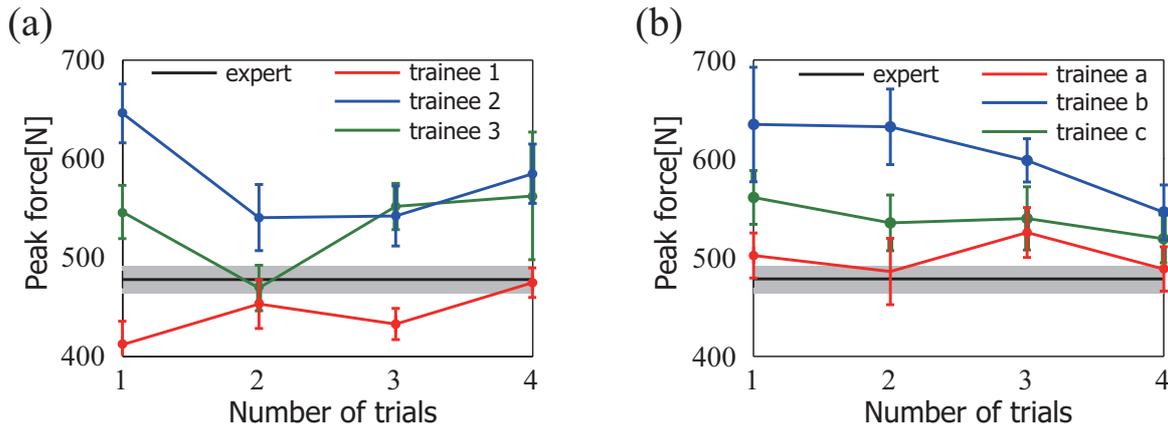


Fig. 17 Average and standard deviation of peak force with respect to the trials

と考えられる。

- 訓練者 b, c は 1 回目の試行では熟練者の値よりも大きい値を取ったが、試行を重ねるごとに熟練者の値に収束する傾向にあることが読み取れる。これより、擬似目標値を提示されることで、出力すべき力の大きさを理解していくものと考えられる。
- どちらの教示を受けた訓練者に関しても、試行を重ねたことによる最大力の標準偏差の変化には有意な差は見られなかった。これより、訓練者 a, b, c が共通の最大力へ近づいて行く現象は、単に試行を重ねたことによる学習効果ではないことが示唆される。

次に、発生力の時間変化について考察する。圧迫対象をばねでモデル化していることから、この運動で発生する手先の力は手先の位置の変化量 Δy_e に比例する。そこで、手先の鉛直方向の変位 Δy_e とその速度 $\dot{\Delta y}_e$ の位相平面における熟練者と訓練者の軌道を比較する。ここでは、発生力の試行錯誤を大きく繰り返している訓練者 3、および、擬似目標値によって収束の効果が大きく現れた訓練者 b について、横軸を Δy_e 、縦軸を $\dot{\Delta y}_e$ としたときの軌道を、それぞれ図 18, 19 の (a) ~ (d) に示す。いずれのグラフにおいても、黒実線は熟練者の軌道を表している。こ

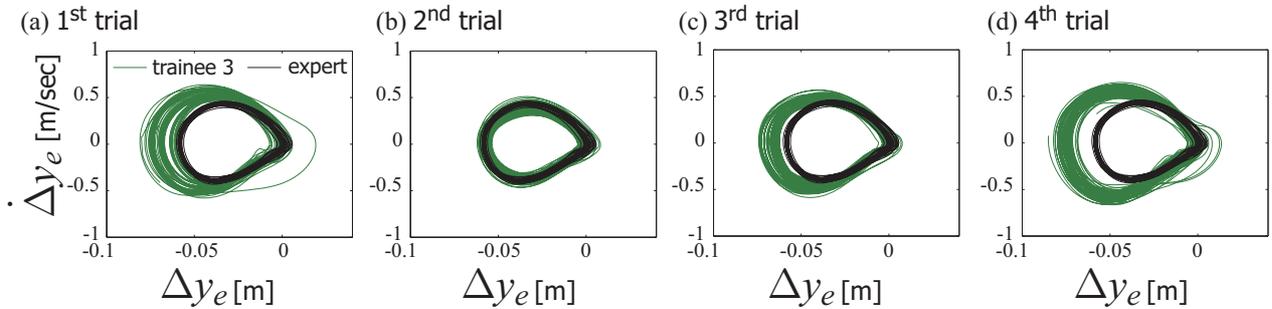


Fig. 18 Motion of the end of the hand in each trial (trainee 3)

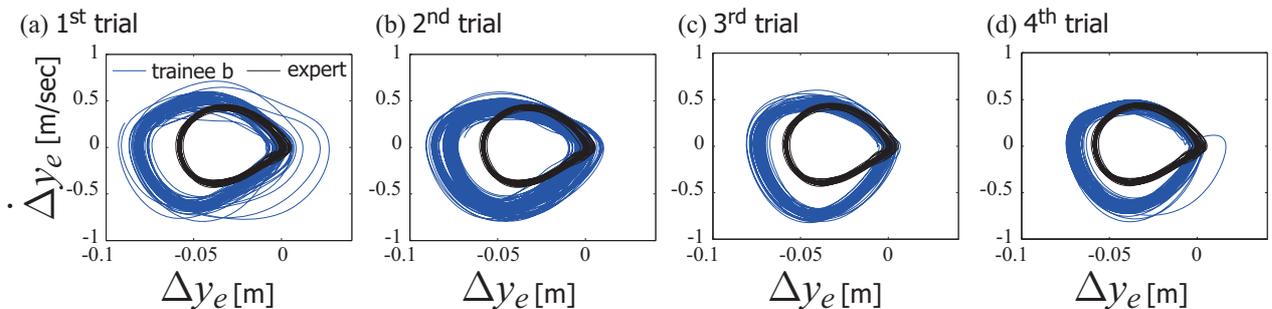


Fig. 19 Motion of the end of the hand in each trial (trainee b)

の結果から以下の考察を得る．

1. 図 18 では，訓練者 3 の軌道が 2 回目の試行 (b) では熟練者の軌道に近づいているが 4 回目の試行 (d) では熟練者の軌道から離れている．これより，一般的な教示を受けた訓練者 3 は適切な力の出し方が理解できず，試行錯誤を繰り返していると判断できる．
2. 図 19 では，訓練者 b の軌道は試行を重ねる毎に熟練者の軌道に近づいていく傾向にある．これは訓練者 b が試行ごとに擬似目標値を提示されることにより力の出し方を理解し，自分の運動を修正しながら，適切な力の出し方を理解したためと考えられる．
3. 以上の結果から，擬似目標値を用いた教示を受けた訓練者は試行を重ねるごとに熟練者の力の出し方を理解し，熟練者の力の出し方を再現する傾向にあると判断できる．

4.3 胸骨圧迫における訓練者の姿勢

4.2 節において，擬似目標値を利用することで胸骨圧迫における発生力が適切に伝わることを示された．次に，胸骨圧迫を行う姿勢に対して，擬似目標値による効果の大きかった訓練者 b について検討する．図 20 は胸骨圧迫において上体を持ち上げたときの姿勢 (図 9(a) に相当) と胸部を圧迫するときの姿勢 (図 9(c) に相当) に関して，訓練者 b と熟練者の姿勢を比較したものである．なお，訓練者 b の体重は約 60kg，身長は約 174cm である．これら

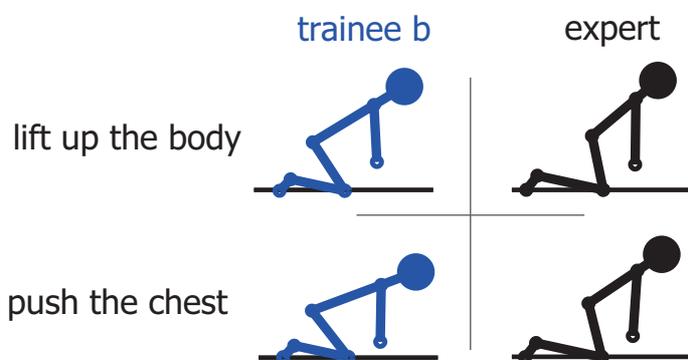


Fig. 20 Comparison between trainee b and expert

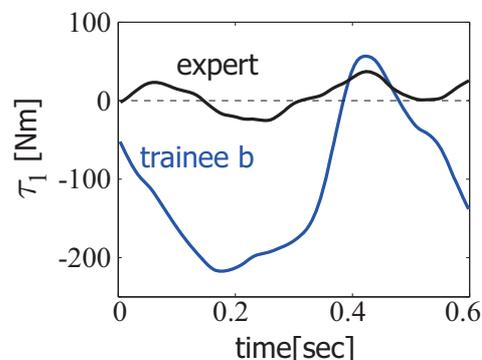


Fig. 21 Knee torque (τ_1)

を比較すると運動を通して訓練者 b のひざの回転角 (θ_1 の角度) が大きくなっている．2 人の胸骨圧迫における膝の発生トルク (τ_1) を逆動力学から求め，これらを比較すると図 21 のようになる．熟練者に比べ，訓練者 b の発生トルクは極めて大きい．今回の訓練は 30 回の胸骨圧迫と 10 回の人工呼吸を 1 タームとしてこれを 4 回繰り返したが，実際の現場では患者が蘇生するまで，あるいは，救急隊が到着するまで胸骨圧迫を繰り返すこととなり，大きな膝のトルクを発生している訓練者 b は長時間続けることが難しいと考えられる．さらに，これらの姿勢の差は胸骨圧迫を開始するときの初期姿勢に大きく依存する．これより，擬似目標値は連続した映像として提示されるため動的な発生力を適切に伝えることができるが，初期の姿勢である静的な要素は伝わりにくくなると考えられる．この結果から，胸骨圧迫の講習会において，教示者は初期姿勢を重点的に指導し，これに擬似目標値を用いて発生力を伝えることが適切であるとの指針が得られる．

5. お わ り に

本論文では，胸骨圧迫を対象として熟練者の運動から強調した姿勢によって手先から発生する力を伝えるための目標姿勢を設計し，それを初心者に提示して教示を行いその有効性を検証した．以下に本論文の成果を示す．

1. 熟練者の胸骨圧迫を軌道アトラクタに基づく自律制御系でモデル化した．このとき，熟練者の運動軌道をベクトル場とみなすことで熟練者の運動情報を持った軌道アトラクタを設計した．
2. 姿勢によって手先から発生する力を伝える擬似目標値を設計した．また，擬似目標値が力学的整合性を満たすように補空間の自由度を定めた．
3. 設計した擬似目標値を用いて初心者に対して胸骨圧迫の教示と評価を行った．この結果，擬似目標値は力の

出し方のような運動の動的な要素を伝えるのに適しているが、初期姿勢のような静的な要素が伝わりにくく、講習会において教示者はこれら静的な要素を中心に教示すべきとの指針を得た。

今後、本論文の成果で得られた擬似目標値の訓練者への心理的な影響等を考慮しながら、社会実装を目指す。

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、彦坂朋子氏にご指導いただいた。

付 録

人間のリンクモデルの運動方程式

図 22 のようにリンクパラメータを設定する。ここで、 l_i はリンク i の長さ、 l_{i1} 、 l_{i2} はリンクの端から重心まで

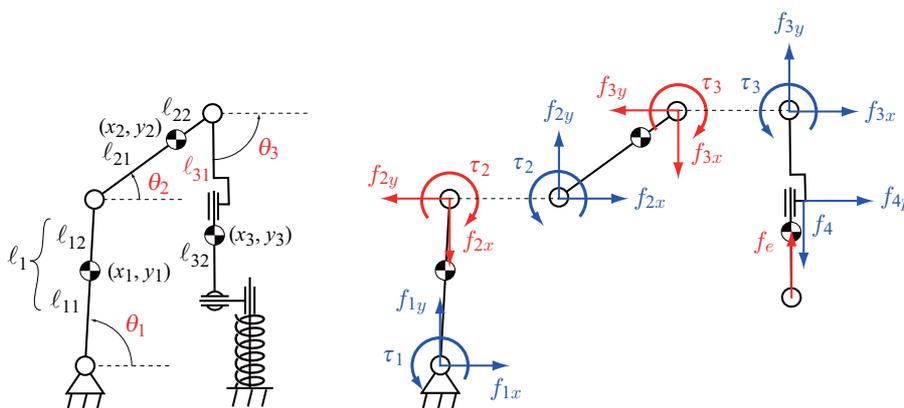


Fig. 22 Definition of link parameters

の長さ ($l_i = l_{i1} + l_{i2}$)、 m_i はリンク質量、 I_i はリンクの重心周りの慣性モーメント、 f_{ix} 、 f_{iy} は関節に働く x 方向、 y 方向の内力である。また、手先に働く外力 f_{ey} は関節角の関数として得られる。これを各リンク重心に関して、並進 (x 方向、 y 方向)、回転の力・トルクのつり合いから、以下の式が得られる。

$$m_1 \ddot{x}_1 = f_{1x} - f_{2x}, \quad m_1 \ddot{y}_1 = f_{1y} - f_{2y} - m_1 g, \quad I_1 \ddot{\theta}_1 = \tau_1 - \tau_2 + l_{11} S_1 f_{1x} - l_{11} C_1 f_{1y} + l_{12} S_1 f_{2x} - l_{12} C_1 f_{2y} \quad (16)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 = f_{2x} - f_{3x}, \quad m_2 \ddot{y}_2 = f_{2y} - f_{3y} - m_2 g, \quad I_2 \ddot{\theta}_2 = \tau_2 - \tau_3 + l_{21} S_2 f_{2x} - l_{21} C_2 f_{2y} + l_{22} S_2 f_{3x} - l_{22} C_2 f_{3y} \quad (17)$$

$$m_3 \ddot{x}_3 = f_4 C_3 - f_{4p} S_3, \quad m_3 \ddot{y}_3 = f_4 S_3 + f_{4p} C_3 - f_e - m_3 g, \quad I_3 \ddot{\theta}_3 = \tau_3 + l_{31} S_3 f_{3x} - l_{31} C_3 f_{3y} - l_{32} C_3 f_e \quad (18)$$

$$f_4 = C_3 f_{3x} + S_3 f_{3y}, \quad f_{4p} = -S_3 f_{3x} + C_3 f_{3y} \quad (19)$$

ただし、 C_i 、 S_i はそれぞれ $\cos \theta_i$ 、 $\sin \theta_i$ を意味する。さらに、重心位置と関節角度の関係 (運動学) を 2 階微分して以下を得る。

$$\ddot{x}_1 = -l_{11} S_1 \ddot{\theta}_1 - l_{11} C_1 \dot{\theta}_1^2, \quad \ddot{y}_1 = l_{11} C_1 \ddot{\theta}_1 - l_{11} S_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (20)$$

$$\ddot{x}_2 = -l_1 S_1 \ddot{\theta}_1 - l_1 C_1 \dot{\theta}_1^2 - l_{21} S_2 \ddot{\theta}_2 - l_{21} C_2 \dot{\theta}_2^2, \quad \ddot{y}_2 = l_1 C_1 \ddot{\theta}_1 - l_1 S_1 \dot{\theta}_1^2 + l_{21} C_2 \ddot{\theta}_2 - l_{21} S_2 \dot{\theta}_2^2 \quad (21)$$

$$\ddot{x}_3 = -l_1 S_1 \ddot{\theta}_1 - l_1 C_1 \dot{\theta}_1^2 - l_2 S_2 \ddot{\theta}_2 - l_2 C_2 \dot{\theta}_2^2 + C_3 \ddot{\theta}_3 - 2l_{31} S_3 \dot{\theta}_3 - l_{31} C_3 \dot{\theta}_3^2 - l_{31} S_3 \ddot{\theta}_3 \quad (22)$$

$$\ddot{y}_3 = l_1 C_1 \ddot{\theta}_1 - l_1 S_1 \dot{\theta}_1^2 + l_2 C_2 \ddot{\theta}_2 - l_2 S_2 \dot{\theta}_2^2 + \ddot{\theta}_3 + 2l_{31} C_3 \dot{\theta}_3 - l_{31} S_3 \dot{\theta}_3^2 + l_{31} C_3 \ddot{\theta}_3 \quad (23)$$

以上より、17本の式が得られる。順動力学であれば、未知数は f_{ix} 、 f_{iy} ($i = 1 \sim 3$) の6つ、 f_{4p} の1つ、 \ddot{x}_i 、 \ddot{y}_i ($i = 1 \sim 3$) の6つ、および、 $\ddot{\theta}_i$ ($i = 1 \sim 3$)、 l_{31} の計17個となり、逆動力学であれば、 $\ddot{\theta}_i$ ($i = 1 \sim 3$)、 l_{31} は既知で τ_i ($i = 1 \sim 3$)、 f_4 が未知数となる。

文 献

(1) Hazinski M.F. (Edt.), “2010 American Heart Association Guidelines for CPR and ECC“, American Heart Association (2010)

- (2) 朝岡正雄, “動きと模倣のイメージトレーニング”, *バイオメカニズム学会誌*, Vol.29, No. 1 (2005), pp.31–35
 - (3) 嵯峨智, 川上直樹, 館章, “力覚の主体性を活用した教示手法に関する研究”, *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol.10, No.3 (2005), pp.363–369
 - (4) Boyle A. J., Wilson A. M., Connelly K., McGuigan L., Wilson J. and Whitbourn R., “Improvement in timing and effectiveness of external cardiac compressions with a new non-invasive device : the CPR-Ezy”, *Resuscitation* Vol.54, Issue 1 (2002), pp.63–67
 - (5) Abellaa B. S., Edelsonb D. P., Kim S., Retzerc E., Myklebustd H, Barryc A. M, O’Hearn N., Vanden Hoek T. L. and Beckera L. B., “CPR quality improvement during in-hospital cardiac arrest using a real-time audiovisual feedback system”, *Resuscitation* Vol.73, Issue 1 (2007), pp.54–61
 - (6) 永山貴洋, 北村勝朗, “動作のコツ習得過程における身体知の働きの質的分析 : 高等学校女子バスケットボール選手を対象として”, *教育情報学研究*, Vol.9 (2010), pp.33-44
 - (7) Okada M. and Watanabe M., “Pseudo-reference for Motion Transfer based on Autonomous Control System with an Orbit Attractor”, *Proc. of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2010), pp.18–22
 - (8) 岡田昌史, 村上健治, “軌道アトラクタを用いたロボットの同調運動制御によるコミュニケーション原理の表現”, *日本ロボット学会誌*, Vol.25, No.4 (2007), pp.545–553
 - (9) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, “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) (1992), pp.23–33
 - (10) 黒崎浩介, 村井昭彦, 中村仁彦, “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予稿集 (2008), AC113-03
-