

擬似目標値を用いた胸骨圧迫運動の運動教示

Motion Instruction for Chest Compression using Pseudo-Reference

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

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. The chest compression is accompanied with an internal force and it is difficult for trainees to understand the required force only from the demonstrations. In this paper, we develop an enhanced motion that enables the trainees to yield the required force for the chest compression. The skilled motion is captured and modeled by an autonomous control system containing the information of human motion. Based on the decomposition of the controller, Pseudo-reference is designed. Through the training with/without Pseudo-reference, the effectiveness of the enhanced motion is evaluated.

Key Words: chest compression , motion instruction , enhanced motion , Pseudo-reference

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。緊急時に胸骨圧迫運動を施せる人を増加させるために熟練者による普通救命講習会も多く開催されており、より多くの人がこの運動を習得することが望まれている。胸骨圧迫運動では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、この運動は腕を垂直に保ちつつ1分間に100回、約50mm程の深さまで圧迫を行うものと定められているが[1]、これは内力を伴う運動であり一般的な教示の中ではどれくらい力を出せばよいかは伝わりにくい。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提案しており、運動の様子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。また、Boyleら[3][4]は胸骨圧迫運動時に圧迫の深さをリアルタイムで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の量を知ることができるが、力の出し方については伝わりにくい。

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、容易に教示ができると考えられる。例えば、運動者がFig.1(a)のような姿勢のときの力の出し方を教示する場合に、Fig.1(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目標姿勢を提示し、このぐらいの気持ちで力を出すよう指示すれば初心者には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。

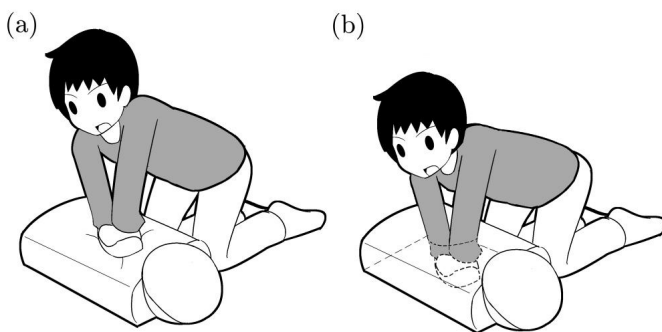


Fig.1 Emphasized motion for instruction of chest compression

運動を実現するための強調した目標姿勢を提示する方法としてOkadaら[5]は擬似目標値を提案した。擬似目標値とはある運動が自律フィードバック系でモデル化されたときに、運動を実現するための仮想的な目標姿勢を示している。これは実際の運動よりも強調した動きとして表現され、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。熟練者の胸骨圧迫運動から取り出した擬似目標値を用いて、熟練者が胸骨圧迫運動時に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、本研究では胸骨圧迫運動を対象として、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. 熟練者の胸骨圧迫運動を軌道アトラクタに基づいた自律フィードバック系でモデル化する。これは熟練者の運動データに基づいて自律フィードバック系のコントローラを設計することを意味する。
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。

2. 擬似目標値の設計法

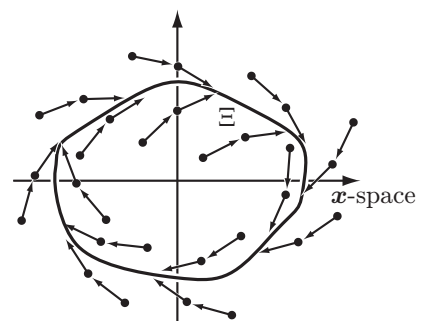


Fig.2 Conventional design of vector field for autonomous systems

まず、参考文献 [5] より運動を自律系でモデル化する方法および擬似目標値の設計法を簡単に示す．人間の運動は脳が各関節にその運動を実現する入力を与えるコントローラの役割を果たし目標値を必要とせずに運動を達成するので自律フィードバック系としてモデル化することができる．自律フィードバック系はある制御対象

$$P: \dot{x} = f(x) + g(x)u \quad (1)$$

に対して、Fig.2 のように実現すべき運動のデータ Ξ が状態空間で軌道アトラクタとなるように状態空間内に Ξ に引き込まれる場を定義することで設計できる．ただし、運動データは実現可能なもの、すなわち、制御対象がその運動を実現するための入力が存在するものとする．設計されたコントローラは

$$u = h(x) \quad (2)$$

のように、状態変数 x の関数として表され Fig.3 の自律フィードバック系を構成する．

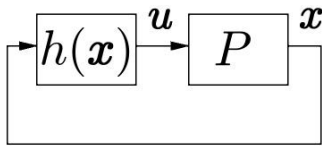


Fig.3 Autonomous control system

次に、自律フィードバック系のコントローラから擬似目標値を設計する．このコントローラを Fig.4 のように フィードバックゲ

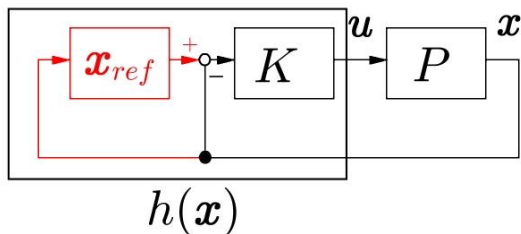


Fig.4 Controller decomposition into feedback gain and Pseudo-reference

イン K と擬似目標値 x_{ref} に分解することを考える．このとき、

$$K = -\frac{\partial h(x)}{\partial x} \quad (3)$$

と表せ、擬似目標値 x_{ref} は

$$x_{ref} = -\left(\frac{\partial h(x)}{\partial x}\right)^{\#} h(x) + x + \left(\frac{\partial h(x)}{\partial x}\right)^{\perp} \alpha \quad (4)$$

として求められる．ただし、 $[\cdot]^{\#}$ は Moore-penrose 型の擬似逆行列、 $[\cdot]^{\perp}$ は補空間の基底で α は任意の定数である．このとき、 x_{ref} は運動を実現するための目標姿勢を表すものとなる．この方法を用いて熟練者の胸骨圧迫運動をモデル化した自律フィードバック系のコントローラから擬似目標値を取り出し、熟練者の運動を実現させる目標姿勢を獲得する．

3. 胸骨圧迫運動を行う人間の力学モデル

胸骨圧迫運動を自律フィードバック系でモデル化するために胸骨圧迫運動を行う人間を Fig.5 のように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、肩から直動対偶までをリンク 3、直動対偶から手先までをリンク 4 とする．ただし、リンク 3 は肩の回転対偶から直動対偶までの鎖骨による直動の動きを表すための質量と長さがない仮想的なリンクである．リンク 1 の絶対角を θ_1 [rad]、リンク 2 の絶対角を θ_2 [rad]、リンク 3 の絶対角を θ_3 [rad]、肩の対偶からリンク 4 の重心までの変動する長さを θ_4 [m] とする．また、各回転対偶の入力をそれぞれ $\tau_1 \tau_2 \tau_3$ [Nm]、直動対偶の入力を τ_4 [N] とする．心肺蘇生を受ける人間（ここでは、成人心肺蘇生トレーニング人形を用いた）は鉛直方向のばねでモデル化され、手先が受ける鉛直方向の力 F_y に関しては実測値から推定した人形のばね定数 8.73×10^3 N/m 用いて算出する．ただし、手先が人形から受け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てモデル化した．リンク 1, 2, 4 の質量は参考文献 [6]、人間の関節の粘性抵抗は参考文献 [7] を参考にした．以上から状態変数 x 、入力トルク u を

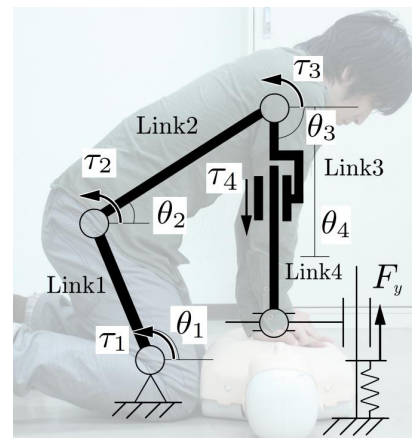


Fig.5 Link model of chest compression

$$x = \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\theta = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3 \ \theta_4]^T \quad (6)$$

$$u = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3 \ \tau_4]^T \quad (7)$$

とし、リンク系の運動方程式が得られる．

4. 熟練者の胸骨圧迫運動の擬似目標値設計

4.1 モーションキャプチャによる熟練者の運動データの取得

自律フィードバック系のコントローラを得るためにモーションキャプチャを用いて熟練者の胸骨圧迫運動の運動データを取得した．なお、胸骨圧迫運動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（以下熟練者）に協力いただいた．熟練者は 30 代男性で、体重は 69.3[kg] である．サンプリングタイムは 5[ms] であり、熟練者はメトロノームで毎分 100 回の音を聞きながらそれに合わせて運動を行った．マーカは Fig. 6 のように膝、腰、肩、首元の前後、頭に配置した．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から逆運動学解析を行い、これを鉛直平面に射影しリンクモデルに合わせた関節の絶対角データに変換することで熟練者の運動データを得る．

4.2 人間の情報を持った軌道アトラクタの設計

軌道アトラクタの引き込みの強さは、Fig. 2 の場の設定の仕方によって決まり、さらに、これは $h(x)$ の値に大きく影響する．すなわち、運動データ Ξ に基づいて設計した擬似目標値は設定した場によって大きく変化する．そこで、場の設定において人間の情報

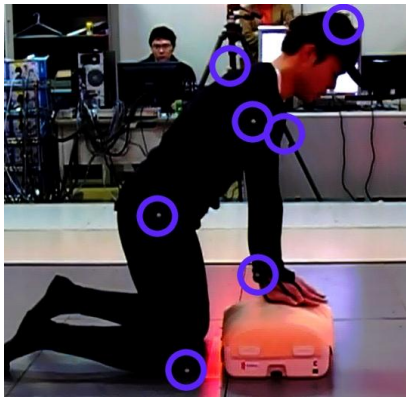


Fig.6 Position of markers for motion capture

を取り入れた設計を行う．熟練者の 3 周期分のデータを用いて軌道アトラクタを設計する．人間の運動は一定周期の正確な運動ではないので軌道にはばらつきが存在する．そこで，熟練者の 3 周期分のデータを用い，これを Fig.7 のグレーで表された領域 A における場と見なすことで，人間の運動情報を取り入れた場を設定する．さらに，この場に基づいて設計したコントローラは安定化を行えないため，領域 A の外に，A に引き込まれるような場を設定して安定化のためを行った．この方法により人間の情報を持つ

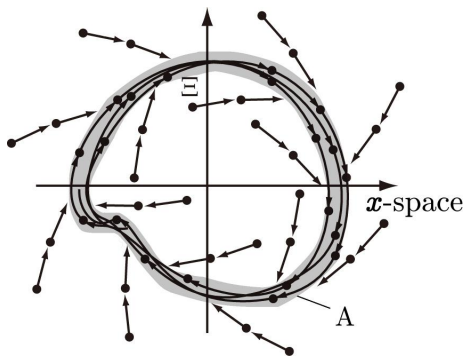


Fig.7 Vector field obtained from human data

た軌道アトラクタを成すようなコントローラを設計することが可能となる．得られたコントローラを使って実際に運動を再現できているか確認するためのシミュレーションを行う．シミュレーションの結果を Fig.8 に示す．赤線がシミュレーションのデータ，青の破線が元の運動データである．この結果からシミュレーションのデータと元の運動データがほぼ一致しており，熟練者の運動情報を持った軌道アトラクタが設計されている．これにより，熟練者の胸骨圧迫運動を自律フィードバック系でモデル化できていると考えられる．

4.3 擬似目標値の設計

得られた自律フィードバック系のコントローラから擬似目標値を設計する．ここで，擬似目標値は

$$\mathbf{x}_{ref} = \begin{bmatrix} \theta_{ref} \\ \dot{\theta}_{ref} \end{bmatrix} \quad (8)$$

のように，角度（長さ）とその速度で構成されていることに注目する．このとき，擬似目標値は動画で表されることから θ_{ref} と $\dot{\theta}_{ref}$ はサンプリングタイム T を用いて

$$\theta_{ref}[k+1] = \theta_{ref}[k] + T\dot{\theta}_{ref}[k] \quad (9)$$

のように力学的な整合性を満たすべきである．そこで，式 (4) の α を式 (9) を満たすように決定する．これは，式 (9) を各時刻 $k =$

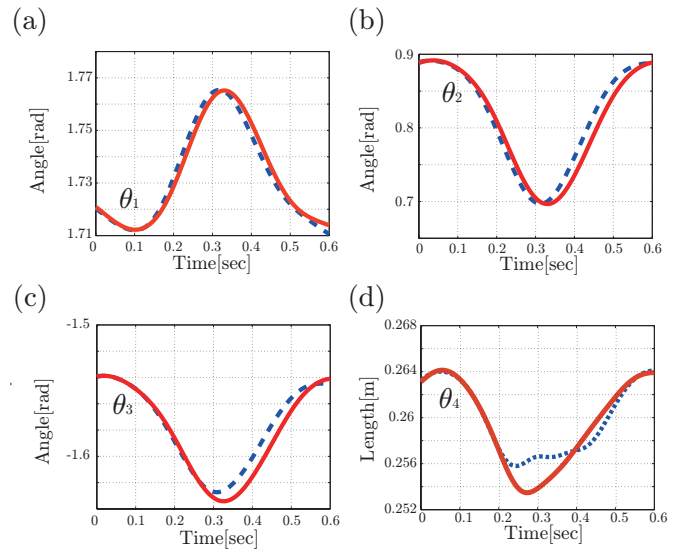


Fig.8 Compression between motion data and simulation result

1, 2, ... に対する連立方程式とし，各時刻 k における $\alpha[k]$ を求めることで満たすことができる．以上より擬似目標値の力学的な整合性をとることができた．これにより得られた擬似目標値を Fig. 9 に示す．(a)~(f) は時間の流れを表している．特に，(c) において手先を激しく下方へ運び，胸骨を力強く押す様子が表されている．しかし，(a), (e), (f) では，手先が対象から離れている．これは身体を強く引き上げ，次に強く押し込む動作の準備であるが，実際の胸骨圧迫運動では対象から手先が離れることはなく，これは訓練者に誤解を生じさせる可能性が極めて高い．そこで，この誤解を防ぐために擬似目標値の手先が対象から離れた場合に対象の高さとなるよう， θ_4 のみを修正した．修正された胸骨圧迫運動の擬似目標値を Fig.10 に示す．これにより， θ_4 に関して式 (9) で求めた力学的な整合性は満たされなくなるが，これよりも誤解を生じることが致命的と判断し，次章でこの擬似目標値を用いて胸骨圧迫運動の運動教示を行う．

5. 擬似目標値を用いた訓練者への教示

5.1 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．比較のために訓練者 3 名（以下訓練者 1, 2, 3）は普通救命講習会と同じ内容の教示を受け胸骨圧迫運動を行う．また，別の訓練者 3 名（以下訓練者 a, b, c）は普通救命講習会の内容に加えて試行毎に擬似目標値を提示された教示を受け胸骨圧迫運動を行う．どちらも胸骨圧迫運動を 4 回行う．また，6 名とも胸骨圧迫運動の経験は無い．

5.2 一般的な教示と擬似目標値を用いた教示の比較

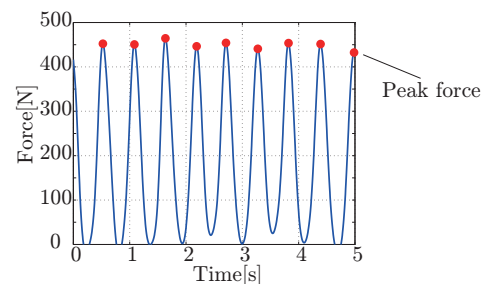


Fig.11 Time sequence data of forces applied to the hand

Fig.11 は胸骨圧迫運動中に手先から発生する力の時系列データを示す．Fig.11 の赤丸で示される一回の圧迫における手先から発生した力の最大値を力のピーク値と呼ぶものとする．胸骨圧迫運

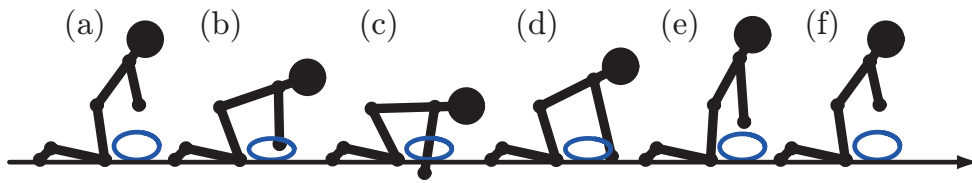


Fig.9 Pseudo-reference of chest compression

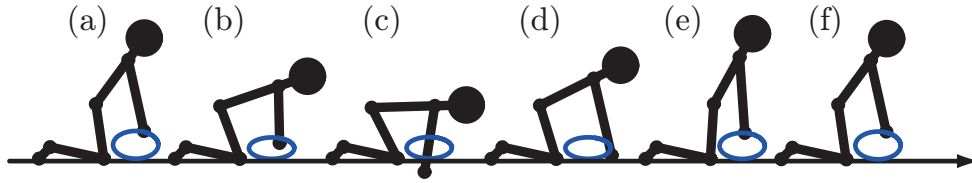


Fig.10 Modified Pseudo-reference of chest compression

動では胸骨を押し込むピーク値が重要であることから教示の成功度合の評価では訓練者が発生している力のピーク値の平均を熟練者のものと比較する．それぞれの訓練者の試行毎の力のピーク値の平均とその標準偏差 σ をエラーバーとしたものを Fig.12 に示す．Fig.12(a) が一般的な教示を受けた 3 名の結果であり，(b) が一般

6. おわりに

本研究では胸骨圧迫運動を対象として，熟練者の運動から姿勢によって手先から発生する力を強調して伝える目標姿勢を設計し，それを初心者に対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. 熟練者の胸骨圧迫運動を軌道アトラクタに基づく自律フィードバック系でモデル化した．このとき，熟練者の運動軌道 3 周期分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．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運動の教示を行った．手先が発生する力に関して一般的な教示を行った場合と擬似目標値を用いて教示を行った場合を比較すると，試行回数を重ねて行くに連れて擬似目標値を用いて教示を行った訓練者の方が熟練者のデータにより近い値を出す結果となった．以上から強調した姿勢で力を表現する擬似目標値を用いて教示を行うと，擬似目標値の効果により教示を受けた訓練者は一般的な教示を受けた人よりも熟練者の手先から発生する力に近づく傾向にあることが分かった．このことから擬似目標値を用いた胸骨圧迫運動の教示は有効であるといえる．

7. 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] 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，pp.31-35，2005
- [3] A. Boyle, A. Wilson, K. Connelly, L. McGuigan, J. Wilson, R. Whitbourn, Improvement in timing and effectiveness of external cardiac compressions with a new non-invasive device: the CPR-Ezy, Resuscitation 54, pp.63-67, 2002
- [4] B. Abellaa, D. Edelsonb, D. Edelsonb, S. Kima, E. Retzerc, H. Myklebustd, A. Barryc, N. Hearne, T. Hoekc, L. Beckera, CPR quality improvement during in-hospital cardiac arrest using a real-time audiovisual feedback system, Resuscitation 73, pp.54-61, 2007
- [5] M. Okada, M. Watanabe, Pseudo-reference for Motion Transfer based on Autonomous Control System with an Orbit Attractor, The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.18-22, 2010
- [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

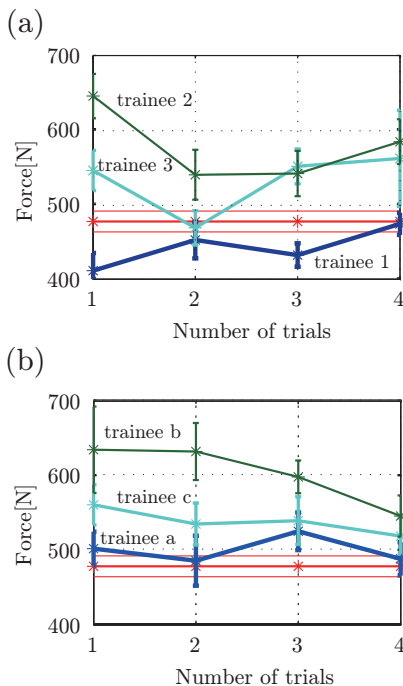


Fig.12 Average peak forces of each trainee

的な教示に加えて擬似目標値を用いた教示を受けた 3 名の結果である．さらに，赤線が擬似目標値を設計するのに用いた熟練者の力のピーク値の平均とその標準偏差である．力のピーク値に関して訓練者 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ているが，試行を重ねる毎に熟練者の値に収束する傾向にあることが読み取れる．また，擬似目標値を提示された訓練者の力のピーク値の標準偏差に関して有意な変化は無く，一般的な教示を受けた訓練者の結果との間にも有意な差は確認されなかった．このことから擬似目標値を提示された訓練者が熟練者のデータに近づいているのは，運動を繰り返すことによる習熟効果ではなく擬似目標値を複数回提示されることで力の出し方を理解しているためだと考えられる．以上の結果から擬似目標値を用いた胸骨圧迫運動の教示は有効であると考えられる．