

CPR 訓練システムの開発と評価

Development and evaluation of CPR training system using Azure Kinect DK

栗谷川 知紀[†]皆月 昭則[†]

Tomoki KURIYAGAWA Akinori MINADUKI

1. はじめに

毎年、7 万人以上が日常生活で心停止の危機に見舞われている。危機を目撃した時、「救命の連鎖」の開始点は、第一に心停止の早期認識と通報する市民の意思決定と行動であり、心肺蘇生法（以下 CPR）の姿勢については、ガイドラインに定められている。しかし、訓練時にリアルタイムで客観的な姿勢評価をすることは、指導資格を有した者でも困難であった。この課題解決へのアプローチとして、最新デバイスの Azure Kinect DK を用いて、被験者の正面と側面の 2 方向から CPR の上肢・下肢の姿勢を捉え、評価が可能なシステムを開発した。

2. CPR 訓練システムの被験者

開発した CPR 訓練システムの被験者は、CPR の指導を受ける機会が少ない事業者（市民）を対象とした。それに対して、CPR の指導を受けた機会が市民に比較すると多い看護学生にシステムを使用させて、実験時の評価結果について市民との比較・検討をした。看護学生を被験者とした実験結果の詳細は、登壇時に報告する。



図 1 システムを用いた実験の様子

3. CPR 訓練の NUI アプリケーション開発

CPR 訓練時の身体の姿勢変化の入力検知センサーデバイスとして用いた Azure Kinect DK（以下、Kinect）は、Windows PC に接続する NUI（Natural User Interface）用入力センサーデバイスである。CPR の訓練時の姿勢の動作（形；カタ）の抽出、そして判定アルゴリズムの開発には、CPR を行う際の身体全体の入力検知のユーザーインターフェース化が必要不可欠であり、キーボードやマウスによる入力デバイスによる CPR 訓練のシステム構成の要件に適さない。本研究では、Kinect を使用して、CPR 訓練時の身体全体を捉えて、いわば身体全体を入力検知することで、全体

から部分（肘、肩など）の変動を抽出して、CPR の姿勢の形（カタ）の正誤判定を行うための Kinect を用いた NUI アプリケーションを実装した訓練システムを開発した。

4. システムのインターフェース概要

インターフェースでは、AR（拡張現実）表示で被験者の訓練姿勢を可視化し、分析可能なシステムを開発した。また、Kinect の Body Tracking 検知に解剖学的知見を依拠した処理をした。よって、システムはモーションキャプチャーなど身体に身につけるウェアラブルデバイスが必要でなく、CPR の正しい（あるいは誤った）姿勢判定が導出可能である。図 2 のように正面の Kinect 表示インターフェースは、リアルタイムで左右の肘・肩の検知・評価を導出し、訓練者に認識しやすいように点数変換（100 点法）表示した。コメント表示は各関節の状態に応じて返し、矢印のインターフェースは誤った姿勢を指摘し修正すべき箇所に対して表示した。



図 2 正面の Kinect 表示インターフェース

図 3 のように側面の Kinect 表示インターフェースでは、胸（胸部）、へそ（腹部）、お尻（臀部）の検知・評価をリアルタイムで処理して、正面インターフェースと同様に点数やコメント、矢印のインターフェースを表示した。



図 3 側面の Kinect 表示インターフェース

[†] 釧路公立大学, Kushiro Public University

4.1 関節角度の検知・取得

システムの処理は、ゲームエンジンの Unity を用いて実装した。肘や肩などの各関節の角度は、Kinect の Body Tracking 検知によって取得した骨格情報をもとに、Unity で定義されている Vector3 関数を用いて計算処理した。

4.2 関節角度の導出処理法

導出処理計算の条件は、例として図 4 に対応すると、ワールド座標系において、点 a, b, c の座標をそれぞれ

$$a = (x_1, y_1, z_1), b = (x_2, y_2, z_2), c = (x_3, y_3, z_3)$$

としたとき、

$$\vec{a} = a - b$$

$$= (x_1, y_1, z_1) - (x_2, y_2, z_2) \tag{1}$$

$$\vec{b} = c - b$$

$$= (x_3, y_3, z_3) - (x_2, y_2, z_2) \tag{2}$$

が求められる。

ここで、求められた \vec{a}, \vec{b} を

$$\vec{a} = (a_x, a_y, a_z) \tag{3}$$

$$\vec{b} = (b_x, b_y, b_z) \tag{4}$$

と表すとする。

このとき、2 つのベクトル \vec{a}, \vec{b} がなす角を θ (ラジアン) とすると、なす角を求める式より

$$\theta = \arccos \frac{\vec{a} * \vec{b}}{|\vec{a}| |\vec{b}|} \tag{5}$$

ただし、 $|\vec{a}| \neq 0, |\vec{b}| \neq 0$
ここで、(3), (4) より

$$\theta = \arccos \frac{a_x b_x + a_y b_y + a_z b_z}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \sqrt{b_x^2 + b_y^2 + b_z^2}} \tag{6}$$

以上より、(6) で θ (ラジアン) を求め、これを CPR 訓練者にも判読しやすいように角度に変換してインターフェースに表示した。

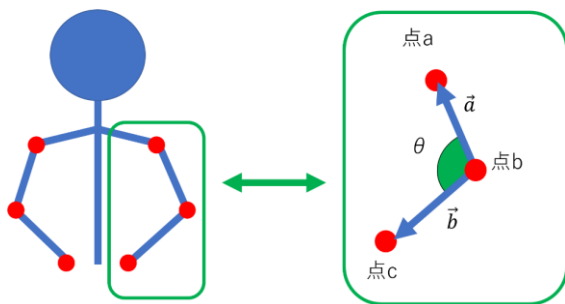


図 4 関節角度の導出例 (左肘の場合)

4.3 胸骨圧迫時の圧迫回数と圧迫の深さ

胸骨圧迫時の圧迫回数は、1 分間に約 100 回~120 回とガイドラインで定められている。正面の Kinect 表示インターフェースの圧迫回数の計数処理機能では、CPR 訓練用人体のミニアンを正しい姿勢で圧迫したとき、ガイドラインで定められた 5cm の深さに達するとクリッカー音が鳴る。システムではクリッカー音をマイクで取得処理することによっ

てリアルタイムで圧迫回数を計数処理するように実装した。タイマー機能では、訓練時間を 1 分間で実装し、圧迫回数の計数処理機能と組み合わせることによって、訓練者の圧迫回数が、ガイドラインの基準を満たしているかどうかを確認する。

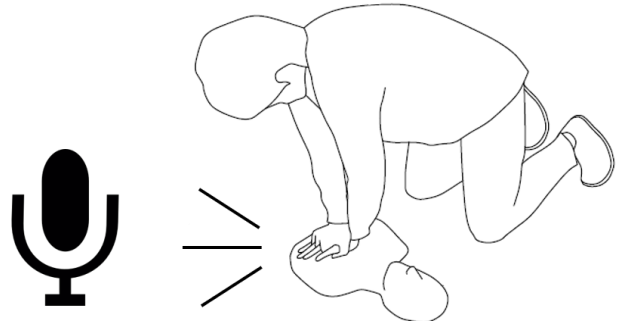


図 5 圧迫回数の計数処理イメージ

4.4 メトロノーム機能によるリズム学習

正面の Kinect 表示インターフェースでは、メトロノーム機能を実装した。この機能は、正面の Kinect 表示インターフェースが起動している間ワイヤレスイヤホン (骨伝導タイプ) からメトロノームの音が 1 分間に 110 回 (110bpm) 鳴るように実装しており、訓練者にワイヤレスイヤホンを装着させることで、圧迫ペースのリズム学習を可能にした。



図 6 ワイヤレスイヤホン (骨伝導タイプ) の装着例

4.5 インターフェースの遷移

AR を含む Kinect 表示の一連のインターフェース画面表示は、図 6 の①~④のように遷移する。遷移は、音声認識技術によって Kinect 表示インターフェースのタッチボタンの表示テキストを発声すること (音声コマンドの入力) によってシステムの NUI アプリケーションの開始から終了まで行うことが可能である。

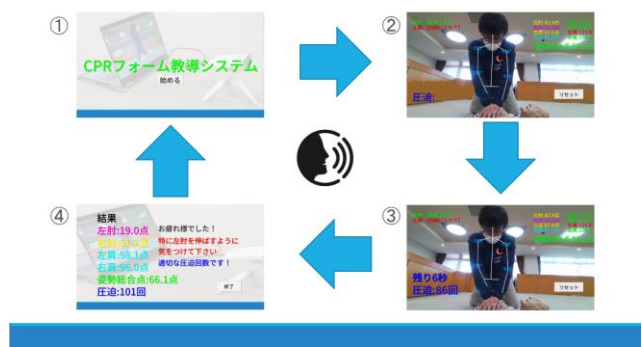


図 7 Kinect 表示のインターフェースの遷移

5. 圧迫姿勢と圧迫回数との関係性

圧迫姿勢と圧迫回数との関係性は未解明な部分が多い。これを解明するため、圧迫姿勢と圧迫回数には関係性があるという仮説を証明するために、開発した CPR 訓練システムを用いた実験をおこない、得られた結果を比較した。



図8 B 事業所での訓練の様子

5.1 姿勢総合点と圧迫回数の散布図比較

非看護学生のシステムを用いた実験では、26 人の被験者から実験データを取った。図 9 の散布図は、正面の Kinect 表示インターフェースと側面の Kinect 表示インターフェースで検知・評価した各部位の点数を平均化した「姿勢総合点」を横軸とし、4.3 節で述べたように胸骨圧迫が正しい深さに達したときのみ計数処理する「圧迫回数」を縦軸としてこれらを比較実験した。結果として、相関係数が 0.422 というやや強い正の相関を示した。

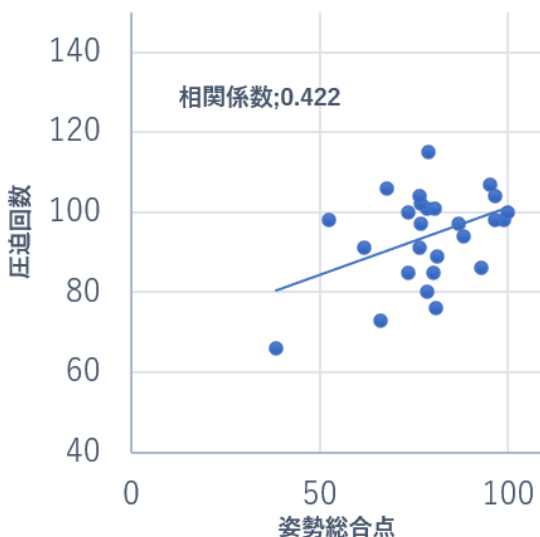


図9 非看護学生の実験データの散布図

A 事業所でのシステムを用いた実験では、44 人の被験者から実験データを取った。図 10 の散布図は、非看護学生の散布図と同様に、姿勢総合点を横軸、圧迫回数を縦軸として、これらを比較実験した。結果として、相関係数が 0.446 というやや強い正の相関を示した。

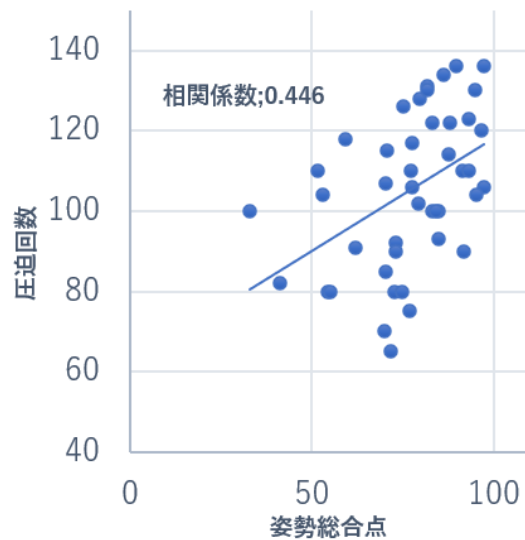


図10 A 事業所での実験データの散布図

B 事業所でのシステムを用いた実験では、44 人の被験者から実験データを取った。図 11 の散布図は、非看護学生と A 事業所の散布図と同様に、姿勢総合点を横軸、圧迫回数を縦軸として、これらを比較実験した。結果として、相関係数が 0.662 というやや強い正の相関を示した。

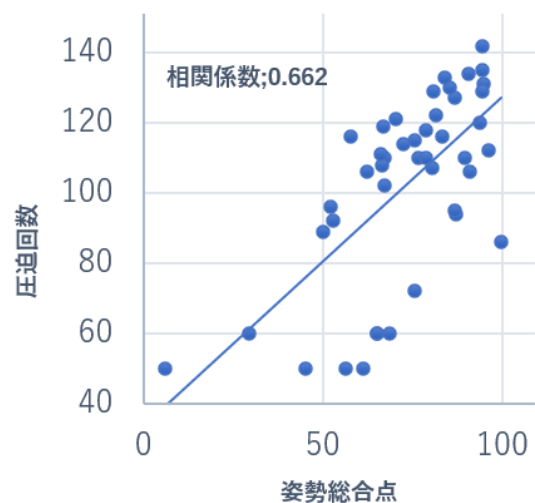


図11 B 事業所での実験データの散布図

5.2 姿勢総合点と圧迫回数の単回帰分析比較

非看護学生の単回帰分析では、姿勢総合点を説明変数、圧迫回数を目的変数とし、有意水準を 0.01 としたとき $P > 0.01$ で帰無仮説は棄却されなかった。

表1 非看護学生の単回帰分析

変数	係数	標準誤差	95%信頼区間	P 値
姿勢総合点	0.338	0.149	0.032-0.645	0.032

A 事業所の単回帰分析では、姿勢総合点を説明変数、圧迫回数を目的変数とし、有意水準を 0.01 としたとき $P < 0.01$ で帰無仮説は棄却された。

表2 A事業所の単回帰分析

変数	係数	標準誤差	95%信頼区間	P値
姿勢総合点	0.094	0.029	0.035-0.152	0.002

B事業所の単回帰分析では、姿勢総合点を説明変数、圧迫回数を目的変数とし、有意水準を0.01としたとき $P < 0.01$ で帰無仮説は棄却された。

表3 B事業所の単回帰分析

変数	係数	標準誤差	95%信頼区間	P値
姿勢総合点	0.938	0.164	0.607-1.268	$P < 0.01$

5.3 姿勢に寄与する部位と圧迫回数の重回帰分析比較

CPRの姿勢に寄与する部位は、肘や肩などをはじめ複数存在することが実験によって明らかになった。非看護学生の重回帰分析では、姿勢に寄与する部位を説明変数、圧迫回数を目的変数とし、有意水準を0.01としたとき、すべての部位のP値が $P > 0.01$ で帰無仮説は棄却されなかった。

表4 非看護学生の重回帰分析

変数	偏回帰係数	標準誤差	95%信頼区間	P値
左肘	0.003	0.082	-0.170-0.175	0.974
右肘	0.111	0.088	-0.073-0.295	0.221
左肩	0.036	0.191	-0.365-0.436	0.854
右肩	-0.424	0.512	-1.497-0.648	0.418
上肢	0.144	0.105	-0.075-0.363	0.185
下肢	0.059	0.073	-0.093-0.211	0.426

A事業所の重回帰分析では、姿勢に寄与する部位を説明変数、圧迫回数を目的変数とし、有意水準を0.01としたとき、右肘が $P < 0.01$ で帰無仮説は棄却された。

表5 A事業所の重回帰分析

変数	偏回帰係数	標準誤差	95%信頼区間	P値
左肘	-0.010	0.148	-0.311-0.291	0.948
右肘	0.333	0.117	0.096-0.569	0.007
左肩	0.064	0.160	-0.259-0.388	0.689
右肩	0.320	0.171	-0.025-0.666	0.068
上肢	0.085	0.075	-0.067-0.237	0.267
下肢	-0.048	0.068	-0.186-0.090	0.483

B事業所の重回帰分析では、姿勢に寄与する部位を説明変数、圧迫回数を目的変数とし、有意水準を0.01としたとき、右肘と左肩が $P < 0.01$ で帰無仮説は棄却された。

表6 B事業所の重回帰分析

変数	偏回帰係数	標準誤差	95%信頼区間	P値
左肘	0.048	0.121	-0.197-0.294	0.692
右肘	0.445	0.143	0.155-0.736	0.004
左肩	0.426	0.147	0.127-0.724	0.006
右肩	0.288	0.174	-0.065-0.641	0.107
上肢	-0.184	0.115	-0.417-0.050	0.119
下肢	-0.025	0.101	-0.229-0.180	0.807

5.4 全体の姿勢を捉える意義

従来のCPR指導方法では、指導者による主観的な評価で

あり、正しい圧迫姿勢の客観的な評価が不可能である。全体の姿勢を捉える意義は、所定の圧迫回数の獲得には正しい圧迫姿勢が必要不可欠であることを明らかにした。正しい圧迫姿勢の訓練には、客観的な評価を行うシステムが必要である。開発したシステムでは正面と側面の2方向からのKinect表示インターフェースの検知・評価によって正しい圧迫姿勢が可能である。

6. CPR時の男女差

CPR時の男女差は、未解明な部分が多い。CPR訓練用人間のミニアンを圧迫する際にクリッカー音を鳴らせない人は、男性に比べて女性のほうが多いことが実験によって明らかになった。この理由を解明するため、姿勢総合点と圧迫回数の男女差の比較やCPRの姿勢における男女の重心の差を比較する実験を行い、得られた結果を比較した。

6.1 姿勢平均点と圧迫回数の男女差の比較

表7~表9は、非看護学生とA事業所、B事業所での実験から得られた姿勢平均点と正しい深さに達した圧迫回数を比較した表である。表7~表9の「姿勢平均点」とは、5.1節で述べた姿勢総合点を被験者数によって平均化した値である。

姿勢平均点の男女差は、表7~9で示したように、すべての実験で男性の方が高かった。圧迫回数の男女差は、非看護学生を被験者とした実験のみ女性の方が高かったが僅差であり、残りの2回の実験では男性の方が高かった。

表7 非看護学生の男女差の比較

非看護学生	姿勢平均点	圧迫回数
女性	74.1	83.0
男性	82.3	82.3

表8 A事業所の男女差の比較

A事業所	姿勢平均点	圧迫回数
女性	74.0	107.9
男性	92.9	118.0

表9 B事業所の男女差の比較

B事業所	姿勢平均点	圧迫回数
女性	71.5	98.6
男性	81.1	117.3

6.2 CPRの姿勢における男女の重心の比較

男女の重心は、一般的に男性の重心がへそ（腹部）にあるとされ、女性の重心は腰（骨盤）にあるとされる。CPRの姿勢では、人体のうちで重量比の46%を占める体幹を心停止者の上に乗せるようにする。CPR時の体幹の乗せ方は、男女の重心の違いによって差が生じると仮説を立て、実験により比較した。

CPR時の女性の重心では、図12のように圧迫姿勢から腕を外して体の後ろに回してもそのまま姿勢を保つことが出来た。それに対して、CPR時の男性の重心では、図13のように圧迫姿勢から腕を外して体の後ろに回すと姿勢を保持することが困難であった。男性は重心がへそ（腹部）にあるため、CPRの姿勢の場合、両肩~両肘で体幹を支えている（均衡状態）と考えられる。



図12 CPR時の女性の重心



図13 CPR時の男性の重心

7. 圧迫姿勢と圧迫回数に寄与する要因

前述したように、CPRの圧迫姿勢と圧迫回数には関係性があることを明らかにした。しかし、圧迫姿勢と圧迫回数に寄与する要因は、未解明な部分が多い。これを解明するため、圧迫姿勢と圧迫回数に寄与する要因として、体重や身長、BMI、体幹筋肉量、筋肉量があると仮説を立て、比較した。結果として、身長や体重、BMI、体幹筋肉量、筋肉量はいずれも圧

迫姿勢と圧迫回数との相関係数が低く、圧迫姿勢と圧迫回数に寄与する要因とは言えなかった。

表10 姿勢総合点と圧迫回数に寄与する要因の相関係数

非看護学生	身長	体重	BMI	体幹筋肉量	筋肉量
姿勢総合点	-0.150	-0.048	0.015	0.264	0.236
圧迫回数	-0.134	0.151	0.243	-0.083	-0.056

8. 比較した実験結果の考察

姿勢総合点と圧迫回数の比較は、A事業所とB事業所の実験では帰無仮説の棄却により有意差があった。姿勢に寄与する部位と圧迫回数の比較は、A事業所の実験では右肘が、B事業所の実験では右肘と左肩が帰無仮説の棄却により有意差があった。A事業所とB事業所の実験から、5.4節でも述べたように、対立仮説の圧迫姿勢と圧迫回数の関係性が明らかになった。

姿勢平均点と圧迫回数の男女差の比較は、全体的に男性の方が高い値を取得した。男女差が生じた考えられる理由のひとつとしては、男女の重心の差によるものがある。CPR時の男女の重心には、6.2節の実験から明らかになったように差異がある。6.2節でも述べたように、一般的に、男性の重心はへそ（腹部）にあるとされ、女性の重心は腰（骨盤）にあるとされる。男性の場合、重心が体幹周囲（体外）にあり、肩部支持により力が作用し続けるため、CPRの圧迫姿勢の準備動作に有利に寄与していると考えられる。女性の場合、重心が下半身（体内）にあり、力が作用し続けないため、CPRの圧迫姿勢の準備動作に不利に寄与していると考えられる。

圧迫姿勢と圧迫回数に寄与する要因の比較では、7節で示したように、身長や体重、筋肉量などが圧迫姿勢と圧迫回数と無関係であることが明らかになった。今後は、CPRの姿勢の形（カタ）に男女差があるのかについて検討していく。

9. おわりに

2020年4月に発売されたAzure Kinect DKを用いたCPR訓練システムのNUIアプリケーションの開発に取り組んだ。開発過程を振り返ると、Azure Kinect DKが発売まもなくということもあり、技術資料が十分ではなく、PCへの負荷軽減方策を探し出す時間で困難を極めた。

現在のシステム展開方法は、正面と側面の2台のKinectに対して、Kinectの要件を満たしているPC（以下、ホストPC）を2台使用している。これは、Kinectが非常に高性能であり、ホストPCにかかる処理の負荷が大きいため、実験に使用しているホストPCでは処理の負荷に耐えきれないからである。



図14 現在のシステム展開モデル

今後の訓練システムの開発では、システムの発展的な展開方法として、2つの展開モデルを提案する。1つ目は、正面と側面の2台のKinectを1台のホストPCに接続する。Kinect表示インターフェースを1つのディスプレイに表示することで、圧迫時の全体の姿勢評価を導出可能な展開モデルである。

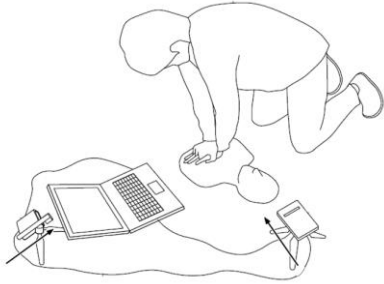


図 15 発展的なシステム展開モデル 1

2つ目は、正面と側面の2台のKinectを2台のホストPCに接続する。Kinect表示インターフェースをマルチディスプレイに表示することで、圧迫時の全体の姿勢評価を導出可能な展開モデルである。



図 16 発展的なシステム展開モデル 2

2つの発展的なシステム展開モデルでは、いずれも訓練者自身が正面と側面からの姿勢を確認することが可能である。2つの発展的なシステム展開モデルは、圧迫時の全体の姿勢評価の導出が訓練者にとって認識しやすい新たなシステム展開方法として提案する。

また、第7節で述べた身長や体重、筋肉量は、TANITA製の体組成計であるインナースキャン;RD-800を用いて測定した。第7節での実験では、身長や体重、BMI、体幹筋肉量、筋肉量はいずれも圧迫姿勢と圧迫回数に寄与する要因とは言えなかったと述べたが、最新の実験データの分析では、姿勢総合点と体幹筋肉量の相関係数が0.549というやや強い正の相関を示した。よって、圧迫姿勢と体幹筋肉量との関係性を解明するため、今後の実験でも引き続き比較・検討を行う。

謝辞

本研究は、日本学術振興会の科学研究費助成事業において2020年度 基盤研究(B)に採択されたテーマ「救命の連鎖

の開始点を担う市民が自ら考え実行できる CPR 実技の構成要素の抽出研究；研究課題番号 20H04291」の関連研究で、国民のみなさまはじめ関係各位に深謝いたします。

参考文献

- [1] Azure Kinect DK のドキュメント, マイクロソフト, <https://docs.microsoft.com/ja-jp/azure/Kinect-dk/>, 2021年6月リンク確認.
- [2] Unity Learn Premium, <https://unity.com/ja/products/learn-premium>, 2021年6月リンク確認.
- [3] 土屋真人, “スポーツ・健康づくりの指導に役立つ姿勢と動きの「なぜ」がわかる本肩の筋編”, (2018).
- [4] 勝平純司, 山本敬三, “姿勢と運動の力学がやさしくわかる本”, (2020).
- [5] 深代千之, “オールカラー骨・関節・筋肉の構造と動作のしくみ”, (2014).
- [6] 森皆ねじ子, “ねじ子のヒミツ手技 2nd Lesson 改訂版”, (2013).