応用論文

拡張現実型聴診訓練システムにおける カメラ内蔵型聴診器デバイスの開発

関口陽太¹⁾, 中口俊哉²⁾, 村竹虎和³⁾, 三浦慶一郎⁴⁾
川田奈緒子⁵⁾, 吉村裕一郎²⁾, 伊藤彰一^{6, 7)}, 朝比奈真由美^{6, 7)}, 田邊政裕⁸⁾

1. はじめに

医学教育において臨床技術の習得は非常に重要であり、現在の医学教育機関では客観的臨床能力

試験 (Objective Structured Clinical Examination; OSCE) を臨床実習に進む前に実施している^{1, 2)}。この試験はペーパーテストなどで評価し難い「基本的な診察能力」と「患者とのコミュニケーション

Development of Camera built-in Stethoscope Device for AR-Based Auscultation Training Simulator

Yota SEKIGUCHI, Toshiya NAKAGUCHI, Torakazu MURATAKE, Keiichiro MIURA, Naoko KAWADA, Yuichiro YOSHIMURA, Shoichi ITO, Mayumi ASAHINA, Masahiro TANABE

Abstract :

Current auscultatory training is constructed by using simulated patients (SPs) and auscultatory training mannequins. Through this method can perform training with various biological sounds, it has several disadvantages: communication between patients and doctors is inconvenient in the training; lack of reality; movement and installation are difficult. We have proposed the system called EARS (Educational Augmented Reality auscultation System) which can reproduce cardiovascular and pulmonary sounds to SPs by using augmented reality technology. This system makes it possible to train medical interviews and auscultatory techniques to SPs. Conventional EARS has disadvantages that installation is complicated, limited to use of sitting position only, and malfunction may occur due to blocking of infrared light by occlusion. In this research, we produced stethoscope device integrating camera, infrared light source, synchronization circuit, wired voice communication circuit, OLED (Organic Light Emitting Diode) panel. We also propose a method to detect the position of stethoscope in any posture of SPs. That make the new system easier to install and reduces the restriction on the posture. By evaluating the operational stability and positional detection accuracy comparing with the conventional EARS system, it is confirmed that the proposed system has significantly improved performance.

Key words :

VR Surgery Simulator, Modeling of 3D Organ, Anomaly, Cystic Duct and Artery

1) 千葉大学大学院融合理工学府基幹工学専攻, Graduate School of Science and Engineering, Chiba University

2) 千葉大学フロンティア医工学センター, Center for Frontier Medical Engineering, Chiba university

3) ケンツメディコ株式会社, KENZMEDICO Inc.

4) 千葉大学大学院医学研究院循環器内科学, Department of Cardiovascular Medicine, Chiba University Graduate School of Medicine

5) 千葉大学大学院医学研究院呼吸器内科学, Department of Respiriology, Chiba University Graduate School of Medicine

6) 千葉大学大学院医学研究院医学教育研究室, Office of Medical Education, Chiba University Graduate School of Medicine

7) 千葉大学医学部附属病院総合医療教育研修センター, Health Professional Development Center, Chiba University Hospital

8) 千葉県立保健医療大学, Chiba Prefectural University of Health Sciences

ン能力」といった臨床能力の習熟度を評価することを目的としている。また、2020年度からは卒業時の能力を評価する臨床実習後 OSCE (Post-Clinical Clerkship OSCE; Post-CC_OSCE) の全国的な実施が予定されており、実際の臨床研修に必要とされる高度な臨床技術の習得が求められている³⁾。

基本的な臨床手技の1つである聴診は、多くの生体情報を非侵襲的かつ迅速に取得できる⁴⁾。しかし、聴診器を通して聴こえる生体音から異常を判別し、実際の臨床現場で診察に用いるには十分な訓練が必要となる^{5,6)}。

OSCE や Post-CC_OSCE では聴診手技の際に、患者の身体的所見や病態を再現する演技訓練を積んだ模擬患者に対して、医療面接と聴診手技を行う。このとき模擬患者は基本的に健常者であるため、模擬患者が再現できる生体音には限界がある。そのため多くの医学教育機関では、図 1.1 のように模擬患者への医療面接を実施した後に、マネキン型聴診訓練シミュレータに向き直して聴診手技を行うことが一般的となっている^{7,8)}。しかし、この方法は医療面接から聴診手技に移行する際にマネキンに向き直す動作が必要となり、訓練効率が低下する可能性がある。さらに、実際の人体とマネキンには大きな差異があり、リアリティが欠如する。

そこで上野らは、拡張現実型 (Augmented Reality; AR) 技術を用いて模擬患者に対して様々な症例を再現できる聴診訓練システム EARS (Educational Augmented Reality auscultation System) を提案した^{9,10)}。このシステムでは、医療面接と聴診手技を共に模擬患者に対して実施することができ、訓練者は模擬患者に対して模擬聴診器を用いて通常の診察と同じように聴診を行う。模擬聴診器のチェストピースが模擬患者に接触すると聴診位置が取得され、位置に応じて選択された生体音が再生される。生体音は様々な症例の呼吸音と心音が用意されている。そのため、訓練者は様々な症例の生体音を聴きながら聴診訓練を行うことができる。しかし従来システムは、聴診位

置取得に用いるカメラを訓練者の頭上部に設置するため、訓練者の診察動作で聴診位置が遮蔽され動作不良が発生する恐れがあるなどの課題がある。

本研究では、EARS のカメラユニットを模擬聴診器に搭載した新たな聴診器デバイスについて検討を行った。また、チェストピースの接触に関わらず、常に聴診位置を検出する手法を提案した。設置の簡便さ、聴診器検出性能について評価を行い、従来システムと比較を行った。また、医学教

(a) 模擬患者への医療面接

(a) Medical interview to simulated patients

(b) マネキンへの聴診

(b) Auscultation to a mannequin

図 1.1 現在の聴診訓練様子

Fig.1.1 Current auscultatory training

育試験で使用し、医学部生のアンケートによる評価を行った。

2. 関連研究

聴診とは身体が発する心音と肺音の異常から病気を診断する技術であり、患者の循環状態を取得するために一般的に用いられる。しかし、異常生体音が発生する生体位置は症例ごとに異なるため、聴診器を通して聴こえてくる聴診音から生体の異常状態を判別するには、聴診音と聴診位置を関連付けて覚える必要がある¹¹⁾。

現在の代表的な聴診訓練として、CD^{12, 13)}やe-Learning¹⁴⁾を用いた訓練がある。これらの方法は、収録されている様々な症例の生体音を聴き、その知識を習得できる。しかし、聴診位置と聴診音の関係を把握するには不十分となる。

また、聴診訓練専用スピーカ¹⁵⁾やマネキン型聴診訓練シミュレータ⁸⁾などのデバイスも存在する。聴診訓練専用スピーカは、聴診器をスピーカに接触させることで、聴診器を通して様々な症例の生体音を再生することができる。マネキン型聴診訓練シミュレータは、シミュレータの内部に複数のスピーカが内蔵されており、聴診位置に応じた生体音を再生することができる。これらの方法は実際に聴診器を用いた学習ができ、希少症例の訓練や繰り返しの訓練も可能となるため、診察状況を自由に設定したシミュレーション訓練に活用されている。しかし、これらのシミュレータでは患者に対して聴診器を当てて訓練を行うことはできない。加えて、マネキン型デバイスはリアリティや訓練効率が低下する可能性が生じ、非常に高価であることや広い設置スペースが必要であるため導入が困難となる場合がある。

上記に加えて、模擬患者と聴診訓練を行うシステムも提案されている¹⁶⁾。このシステムは、デプスカメラでカラーマーカを貼付した聴診器のチェストピースと模擬患者の位置を検出する。また、

デプスカメラで検出した模擬患者の呼吸運動に合わせて呼吸音を再生できる。これにより模擬患者に対して直接聴診手技を行うことができる。しかし、デプスカメラは位置検出精度が低いため、チェストピースと模擬患者の接触判定の際に接触の誤判定が生じる問題がある。また、デプスカメラで検出できる呼吸運動は時間的な遅延を持つため、呼吸音が再生されるタイミングに違和感が生じる可能性があることも課題となっている。

3. EARS

3.1 従来システムの構成と課題

現在の医学教育のシミュレーション訓練におけるリアリティの欠如などの課題を解決するために、上野らによって模擬患者を用いた拡張現実型聴診訓練システムEARSが提案された。EARSは図3.1に示すように、訓練者の用いる模擬聴診器、赤外カメラと赤外LEDと呼吸タイミングを指示する呼吸表示器が一体となったカメラユニット、反射マーカが設置された模擬患者が着用するベスト、タブレットPCから構成される。

使用時は、タブレットPC上でシステムに内蔵された生体音から学習したい症例を選択し、訓練者は模擬聴診器を用いてベストを着用した模擬患者に対して聴診訓練を実施する。また、呼吸音再生時にはカメラユニット内の呼吸表示器で呼吸リズムを指示し、模擬患者の胸郭の動きと再生される呼吸音のリズムを一致させる。

従来のEARSを設置した様子を図3.2に示す。このシステムはカメラユニットを訓練者の頭上部に設置するため、(i) 広い設置スペースが必要、(ii) 模擬患者の姿勢が座位のみに限定、(iii) 訓練者の体などの遮蔽物で赤外光が遮断され動作不良が発生する恐れがある、といった課題がある。

3.2 聴診位置の検出

模擬患者の体型は様々であり、聴診位置の算出

のために模擬患者の体型をシステム内の標準座標系に変換する必要がある。カメラ座標系からシステム内標準座標系への2次元座標変換は式 (3.1)

(a) 模擬聴診器
(a) Simulated stethoscope device

(b) カメラユニット
(b) Camera unit

(c) 反射マーカ付きベスト
(c) Vest with reflective marker

図 3.1 システム構成 システム構成
Fig.3.1 System configuration

で行う。この式の (X, Y) はシステム内座標系, $P_{11} \sim P_{23}$ は変換行列の各要素, (x, y) はカメラ座標系である。この式から未知数が6個であるとわかる。すなわち, カメラ座標系からシステム内標準座標系への変換行列を求めるには対応点が少なくとも3点必要といえる。

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} & P_{13} \\ P_{21} & P_{22} & P_{23} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

本システムではその3点を, 図 3.1(c) に示すように反射マーカを貼り付けた模擬患者の左右の鎖骨と剣状突起としている。システム内標準座標系での3点の位置は既知であり, カメラ座標系におけるそれらの位置検出が必要である。

検出にはカメラユニットの赤外LEDを用いる。訓練時には, 赤外LEDを赤外カメラの撮影と同期させて点滅させ, LEDがONのときに模擬患者が着用しているベストに張り付けたマーカで赤外光を反射する。この反射光から模擬患者のマーカ位置を取得する。また, 訓練者の用いる模擬聴診器のチェストピースには接触センサと赤外LEDが内蔵されており, 聴診器が模擬患者に触れると点灯する。この光から聴診器の位置を取得する。これ

図 3.2 EARS を設置した様子
Fig.3.2 Installation of EARS

らの赤外光を赤外カメラ画像から取得し、模擬患者と聴診器の位置を検出することで、聴診位置に応じた生体音の再生が可能となる。

このとき、赤外カメラ画像からはマーカの反射光とチェストピースの赤外LED光を区別することができない。そのため、LEDの点滅がONの時に得られるON画像とOFFの時に得られるOFF画像を用いてマーカと聴診器の位置をそれぞれ算出する。処理の流れと、マーカ3点と聴診器を検出した場合の取得画像のイメージ図を図3.3に示す。

(a) 処理の流れ
(a) Process flow

(b) 取得画像のイメージ図
(b) Examples of acquired images

図 3.3 マーカと聴診位置の検出
Fig.3.3 Detection of markers and auscultatory position

OFF画像から聴診位置、差分画像からマーカを算出し、そのマーカ位置から変換行列を求める。仮にマーカ3点が遮蔽物などで検出できなかった場合は、最後に3点が検出できたマーカ位置を用いる。この方法では、赤外LEDの点滅とカメラの撮影タイミングの同期が必要となる。

この赤外LEDの点滅はソフトウェア上で制御しており、「LEDを点灯」「ON画像を取得」「LEDを消灯」「OFF画像を取得し、差分画像を算出」といった4つの処理をそれぞれカメラフレーム毎に行うため、差分画像を取得してマーカと聴診位置を検出するまでに4フレームを要する。

4. システム改良

4.1 システムの拡張

前節で述べた従来システムの一連の問題は、訓練者の頭上部に設置したカメラユニットの位置に原因があると考え、カメラユニットを訓練者が用いる模擬聴診器に組み込んだカメラ内蔵型聴診器デバイスを開発した。これによりシステムが小型化し、設置スペースや赤外光を遮る遮蔽物の減少が図られる。また、カメラが一点に固定されないため、訓練者や模擬患者への姿勢の制限が減少する。

4.2 聴診器デバイス

製作したカメラ内蔵型聴診器デバイスを図4.1に示す。従来のカメラユニットの機能を全て聴診器デバイスに導入するため、赤外カメラ、赤外LED、呼吸表示器を搭載した。呼吸表示器は有機ELパネルに表示したバーを上下させることにより、模擬患者の呼気・吸気のタイミングを指示する。模擬患者がこの表示に合わせて呼吸を行うことで、再生される呼吸音と模擬患者の呼吸リズムを同期させる。また、従来は電池により駆動しており生体音を無線通信（Bluetooth A2DP）により再生していたが、新たな聴診器デバイスは有線ケーブル給電により駆動しており生体音も有線で通信する。

今回搭載したカメラはアサヒ電子研究所の CM418-2A（解像度 640×480 ）であり、フレームレートは 30fps である。レンズは、様々な模擬患者と訓練者の姿勢に対応するため広い画角が必要となる。画角 180° の魚眼レンズでは蛍光灯などのノイズを検出しやすくなるため、今回は画角 159° のレンズを採用し、可視光（780nm 以下の波長）を遮る赤外フィルタを装着した。また、ゴム管の長さが短いと聴診手技によってカメラが上向きに傾き、

図 4.1 カメラ内蔵型聴診器デバイス
Fig.4.1 Camera built-in stethoscope device

図 4.2 カメラのフラッシュ出力と LED 点滅
Fig.4.2 Camera flash output and flashing LED

画角内から模擬患者が外れる恐れがあった。そのためゴム管の長さは、手技によってカメラの傾きが生じず、模擬患者を常にカメラ画像の中心で撮影できる 70cm とした。通信ケーブルを含めた聴診器デバイスの総重量は 238g である。

聴診器デバイスは、従来システムと同様にカメラユニットの赤外 LED 点滅と撮影タイミングの同期が必要となる。従来はソフトウェアで LED 点滅を制御していたが、今回はハードウェア制御によりカメラのフラッシュ制御と同期して点滅をさせる。カメラのフラッシュ出力と LED 点滅の制御方

図 4.3 検出エラー例
Fig.4.3 Example of detection error

図 4.4 回路構成図
Fig.4.4 Circuit configuration diagram

法を図 4.2 に示す。フラッシュ出力はフレームが切り替わるタイミングで電圧が上がり、一定時間が経過しデータ転送時間となると電圧が低下する。カメラ動作中はこの波形を繰り返す。すなわち、電圧が立ち上がるタイミングで LED の ON/OFF を繰り返すように回路を設計すると、フレームごとに LED が点滅した画像を交互に取得できる。なお、今回は赤外 LED を用いたため点滅光は可視でなく、眩しいと感じることはない。

提案システムを訓練に使用すると、図 4.3 に示すように、カメラと手の位置関係によってチェストピースの赤外 LED の遮蔽が生じることがある。そのため、センサの接触に関わらず聴診位置を常時検出し、仮に接触時に赤外 LED が遮蔽されても、その直前まで検出できていたチェストピース位置を参照して生体音再生を行う。従来はチェストピースの赤外 LED は、接触センサが生体に触れると点灯していたが、提案システムは接触の有無に関わらず、カメラユニットの赤外 LED の点滅周期と反転させて常に点滅をさせた。ON/OFF のタイミングが反転するため、マーカの反射とチェストピースの点灯は同時には発生しない。このとき、接触センサが生体に接触するとタブレット PC に信号を送信し、検出した聴診位置を用いて、その位置に応じた生体音を再生する。

前述した制御を行うために聴診器デバイスの回路を作製した。ブロック図を図 4.4 に示す。USB でカメラ、イヤピース部のスピーカ、マイクロコンピュータ（マイコン）と通信を行う。マイコンは呼吸バーの表示や、カメラから送信されたフラッシュ出力と同期して反射用赤外 LED の点滅を制御する。同様にチェストピース部のマイコンも、チェストピース部の LED を反射用赤外 LED と反転させて点滅させる。また、このときチェストピース部に設置されている 3 つの LED のうち、いかなる持ち方でも遮蔽が生じにくい上部の LED のみを点滅させる。そのため、加速度センサで常にチェストピースの傾きを判断し、上部の LED がどれかを識別する。

フォトリフレクタによる接触検出もマイコンで制御し、接触を検知すると PC に信号を送信する。

提案システムを設置した様子を図 4.5 に示す。カメラユニットを聴診器デバイスに内蔵したことで、訓練者の頭上部にカメラユニットを設置する煩雑さが解消され、従来システムと比べて設置スペースが減少した。

4.3 聴診位置検出手法

4.2 節に示した聴診器デバイスでは、チェストピースの赤外 LED が常に点滅するため、新たなマーカと聴診器の判別方法が必要となる。処理の流れと、マーカ 3 点と聴診器を検出した場合の取得画像の例を図 4.6 に示す。提案手法では、2 つの差分画像を算出して差分画像 1 からマーカ、差分画像 2 から聴診器を検出する。差分をとることで、ON 画像・OFF 画像に共通して写る、環境に存在する赤外光の日光や蛍光灯などの外乱は除去できる。EARS 動作中はこの処理を常に行い、新たにカメラ画像を取得する度に、マーカと聴診器の位置を検出する。このとき、接触センサが生体に触れると最新の検出結果を用いて生体音を再生

図 4.5 提案システムを設置した様子
Fig.4.5 Installation of proposed system

する。また、接触時にチェストピースの赤外LEDが隠れていた場合は、最後に検出したチェストピース位置を参照して生体音の再生を行う。

本手法では1つ目の差分画像の算出には2フレームが必要だが、以降はON画像かOFF画像のどちらかを更新してその都度差分画像を算出するた

(a) 処理の流れ
(a) Process flow

(b) 取得画像のイメージ図
(b) Examples of acquired images

図 4.6 新たなマーカと聴診位置の検出
Fig.4.6 New detection method of marker and auscultation position

め、毎フレームでの差分画像の算出が可能となる。すなわち、カメラのフレームレートが最大 30fps であるため、模擬患者と聴診器の位置はそれぞれ 15fps で検出可能となる。聴診手技により聴診器が大きく動くことはなく、位置検出に時間的な遅延を感じることはない。また、差分像算出までの計算時間もカメラの1フレーム当たりの処理時間である 33ms を下回るため、安定して差分像を算出することが可能となる。これにより、従来と比べて検出結果が得られるまでのフレーム数が減少し、効率的な検出が可能となった。

また、この処理では取得した画像が ON 画像か OFF 画像かの判断が必要となる。そのため、図 4.7 に示すような反射板をカメラ撮影画像の左上部に写るように設置した。この反射板は LED が ON の時にだけ撮影されるため、撮影画像に反射板が写っていることで LED の点滅を判断する。

5. 実験・評価

5.1 評価実験

5.1.1 実験概要

提案システムと従来システムを用いて、聴診器のチェストピースの検出性能を比較する実験を

図 4.7 反射板
Fig.4.7 Reflective part

行った。着座した被験者が、ベストを着用し椅子に座ったマネキンに対して聴診を行い、チェストピースの位置を正確に検出できなかった回数を計測した。図 5.1(a) に示す呼吸音診察に用いる 9 つの聴診部位に対して 1 回ずつ、1 セットの聴診を行った¹⁷⁾。マネキンとの位置関係は、図 5.1(b) に示す正面・左・右からの 3 パターンで実施した。聴診開始時の左右の角度はともに 45° と設定したが、聴診手技中に被験者の体が動くため角度は固定されない。一般的に心音は呼吸音より聴診領域が狭いため、呼吸音の聴診部位を用いた¹¹⁾。被験者は 22 ～ 27 歳の男女計 10 名であり、1 人 2 回行った。なお、チェストピースを持つ手は右手で統一した。

全ての測定結果を集計し、向きごとに 1 セット当たりのチェストピースの検出エラー回数を算出し、評価を行った。

5.1.2 実験結果

平均検出エラー回数の算出結果を図 5.2 に示す。結果から、従来システムと比べて、各測定での提案システムの検出エラー回数の減少が確認できた。また、5% 水準で t 検定を行い、左右共に従来システムとの有意差が確認された。これは、カメラ位置の変更により、訓練者の体による遮蔽や環境に

存在する蛍光灯などの外乱の検出が減少したことが考えられる。

しかし実験では、左右共に検出エラーが 1 例ずつ検出された。これは、点滅しているカメラユニットの赤外 LED の反射が、チェストピースを持つ被験者の右腕で生じたことでマーカ位置の誤検出が発生し、マネキンの位置を正確に取得出来ず、聴診位置の識別が失敗したためである。この検出エラーは、腕での反射が発生しないようにカメラの露光量を調整することで解消できると考えられる。

よって以上の結果から、提案システムにより EARS の聴診器検出性能の向上を確認した。

提案システムは循環器内科・呼吸器内科・医学教育分野各医師の意見を統合して、聴診位置に応じた生体音の再生に用いる音量マップの設計分解能を約 20mm にしており、位置検出の要求性能も 20mm 以下となる。聴診器位置はチェストピースの LED の発光位置を使用するため、位置検出精度は訓練者と模擬患者の対面角度に依存して変化する。訓練者と模擬患者が正対する場合の位置検出精度が最も高く、基本的に検出位置がずれることはない。模擬患者の正面から θ 度、訓練者の位置が左右いずれかに移動すると、位置検出は $h \tan \theta$ (mm) だけずれて誤差となる。ここで h はチェストピースに取り付けた LED の高さであり、現在の設計では持った手による干渉を防ぐため 12mm としている。すなわち、提案システムでは θ が約 60° 未満

(a) 聴診位置 (b) マネキンとの位置関係
(a) Auscultatory position (b) Position relationship

図 5.1 実験環境

Fig.5.1 Experiment environment

図 5.2 実験結果

Fig.5.2 Experimental result

のとき、要求性能を満たすことができる。

評価実験では、左右での聴診開始時の対面角度 θ を 45° と設定したため、常に位置検出の要求性能を満たすことができた。

5.2 医学教育への導入

千葉大学医学部の常置委員会である臨床カリキュラム部会での承認を得て、提案システムを医学部附属病院で実施された医学部6年生を対象とする試験に導入した。

本試験で EARS は診察室に各1台ずつ配置され、受験生による模擬患者の胸部聴診手技に用いられた。受験生は計131名である。試験終了時に受験生全員に対して、聴診器デバイスを用いた EARS システムの使いやすさの評価を目的としたアンケートを実施した。回収率は100%である。質問は全7問であり、Q1～Q6は1～5（1：いいえ、5：はい）の5段階の Likert スケールであり、Q7は EARS に関する意見や要望などの自由記述回答とした。

表 5.1 アンケート内容

Tab.5.1 Questionnaire contents

Q1.EARS 聴診器の音は聞き取りやすかったですか
Q2.EARS 聴診器は通常の聴診器と比べてよく聴こえましたか
Q3.EARS 聴診器と PC をつなぐケーブルは手技の妨げになりませんでしたか
Q4.EARS 聴診器のチェストピースは持ちやすかったですか
Q5.EARS 聴診器のゴム管は通常より長いですが、許容できますか
Q6.EARS 聴診器の重さは通常より重いですが、許容できますか

図 5.3 アンケート回答結果

Fig.5.3 Questionnaire response result

Q1～Q6の質問内容を表5.1、各問での回答結果を図5.3に示す。すべての問で好評を示す4・5が占める割合が50%以上であり、提案システムの有用性が確認できた。しかし、Q1～Q4に関してはQ5・Q6と比べて1・2が占める割合が大きく、更なる評価の向上が望ましい。Q1, Q2は再生される生体音をより現実に近いようにするために、音が鳴る範囲や音量に関して再度設定を行う必要がある。Q3はケーブルを用いない、無線でのカメラ画像伝送の可能性を検討する必要がある。Q4は繰り返し使用し慣れるとともに、チェストピースの形状の改良を検討する必要がある。

また、Q7で「模擬患者の胸郭の動きと再生される呼吸音にずれがあり分かりにくい」という回答が多数見られた。提案システムでは呼吸表示器で呼吸リズムを指示しており、表示バーが上下する時間と音源の再生時間を同期させ、バーが上がるときは吸気、下がる時は呼気の生体音を再生している。すなわち、模擬患者が表示バーに従わず呼吸した場合、実際の胸郭の動きと再生される生体音にずれが生じるため、深呼吸や息止めには対応できないという問題点がある。この問題は、呼吸表示器を用いた現システムでは解消できない。そのため、模擬患者の呼吸リズムを自動的に検出

し、検出された呼吸リズムに合わせて呼吸音を再生する必要がある。

検出方法として、模擬患者の胸郭に圧力センサを内蔵したバンドを巻き付ける呼吸検出法が、先行研究にて実施されており、EARS への導入の検討を行う¹⁸⁾。また、ベッドに内蔵されたセンサによって、寝ている人間の呼吸リズムを検出するシステムも考案されている^{19, 20)}。このシステムを模擬患者の座る椅子に応用可能かの検討も行う予定である。

6. 結論

本研究では、拡張現実感技術を用いた聴診訓練システム EARS のデバイス改良を行い、従来システムでは訓練者の頭上部にあったカメラユニットを聴診器に組み込んだカメラ内蔵型聴診器デバイスを開発した。これによりシステムの小型化を実現し、マーカと聴診器位置の検出結果を得るために必要なフレーム数が減少した。さらに、チェストピースの接触に関わらない、聴診器位置の常時検出が可能となった。

評価実験により聴診器の検出性能向上を確認し、医学教育試験にて提案システムを使用した。また、試験の受験者アンケートからシステムの有用性を評価した。

今後は、アンケートを基にしたシステムの改善を行う。具体的には、再生される生体音をより現実に近付けるための音源の編集や、模擬患者の胸郭の動きと再生される呼吸音を同期させる方法を検討する。また、仰臥位などの様々な体位の模擬患者を想定した評価実験の実施を検討している。

参考文献

- 1) 佐藤重紀, 永松有紀, 松村智大: 看護教育における臨地実習前の成人看護学(急性期)客観的臨床能力試験(OSCE)の実際と課題. 産業医科大学雑誌, 40(3):267-274, 2018.
- 2) 舩形尚, 岡田宏基, 余島侑子, 他: 共用試験 OSCE 後の臨床実習における模擬患者による医療面接実習の意義と問題点. 医学教育, 40(3):175-179, 2009.
- 3) 共用試験実施評価機構と共用試験. <https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000181638.pdf>, (Referred Dec.11, 2018.)
- 4) 高階経和: 誕生から 200 年, 聴診器の歩みを見つめる時だ. 日内会誌, 105:861-865, 2016.
- 5) 村田朗: 医学教育における肺聴診と OSCE. 日本胸部臨床, 63:637-643, 2004.
- 6) John Butter, William C. McGaghie, Elaine R. Cohen, et al.: Simulation-based Mastery Learning Improves Cardiac Auscultation Skills in Medical Students. J Gen Intern Med, 25:780-785, 2010.
- 7) 別府正志, 奈良信雄, 鈴木利哉, 他: シミュレータを用いた心臓病診察のスキル訓練セミナーとその評価. 医学教育, 40(6):419-424, 2009.
- 8) 株式会社京都科学 心臓病診察シミュレータ” イチロー II A”. <https://www.kyotokagaku.com/jp/>, (Referred Nov.22, 2018.)
- 9) Toshiya Nakaguchi, Tatsuya Ueno, Torakazu Muratake, et al.: Development of VR-Based Auscultation Training System Using Simulated Patient. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 3(1):89-93, 2013.
- 10) 上野達也, 中口俊哉, 村竹虎和, 他: 模擬患者を用いた聴診訓練シミュレータの構築. VR 医学会学術大会抄録集, 12(1):22-22, 2012.
- 11) 聴診器をベッドサイドで使いこなそう. <http://www.kenzmedico.co.jp/others/bedside/bedside.html>, (Referred Nov.22, 2018.)
- 12) 川城丈夫: CD による聴診トレーニング呼吸音編. 南江堂, 2011
- 13) 沢山俊民: CD による聴診トレーニング心音編. 南江堂, 1994
- 14) 公益社団法人臨床心臓病教育研究会ジェックス e-Learning Auscultation. <https://www.jeccs.org/contents/eLearning/choshin/>, (Referred Nov.22, 2018.)
- 15) 株式会社テレメディカ 聴くゾウ. <https://3sportal.telemedica.co.jp/home/>, (Referred Nov.22, 2018.)

- 16) 村田嘉利, 吉田和広, 三浦奈都子, 他: KINECT& Azure を利用した聴診演習システムの開発. マルチメディア, 分散協調とモバイルシンポジウム 2016 論文集, 308-313, 2016
- 17) 岡三喜男: 読む肺音 視る肺音 病態がわかる肺聴診学. 金原出版, 2014
- 18) 岩崎翔子, 中口俊哉, 村竹虎和, 他: 拡張現実型聴診訓練システムの呼吸リズム追従再生の検討. 第 17 回日本 VR 医学会学術大会抄録集, OP1-3, 2017.
- 19) Sooji Park, Hangsik Shin: Feasibility Study for Unconstrained Respiration Monitoring Based on Multi-Way Approach Using an Acceleration and Force Sensing Module. IEEE Sensor Journal, 17(11):3482-3489, 2017
- 20) 株式会社パラマウントベッド 眠り SCAN. <https://www.paramount.co.jp/learn/reductionworkburden/nemuriscan>, (Referred Nov.22, 2018.)