

体位の違いが肺音の強さおよび左右差に及ぼす影響

天野ちひろ・瀬川凌介

本研究では、体位の違いによる肺音の変化、加えて左右の肺への影響の相違を明らかにする目的で、健常者の後肺底区における肺音を評価した。若年健常者 20 名を対象に、座位、立位、腹臥位、背臥位、両側側臥位の体位にて両側の後肺底区の肺音の強度 (lung sound intensity, 以下 LSI) をそれぞれ評価した。測定には電子マイクロフォンを内蔵した聴診器, audio capture を使用し、専用ソフトウェアにて肺音データをハードディスクドライブに保存した。各体位別とその左右肺別に LSI を比較検討した結果、座位と比較し腹臥位が有意に強く、座位と立位および背臥位には差を認めなかった。左右差では、座位、背臥位、腹臥位で左肺が有意に強かった。理学療法臨床ではこれらの結果を考慮しつつ、対象者の換気状態や病態、さらに肺音に関連する因子の影響度を把握し、肺音の解釈を行う必要があると結論した。

目的

肺音とは、聴診器を使用して聴取する事が可能な聴診音¹⁾である。臨床現場では肺の異常所見の情報を得ること²⁾を目的に、診断の補助や呼吸状態評価の一環として利用されている。肺音は理学療法の評価や治療においても日常的に用いられており、その利点は、簡便であること、患者への侵襲がないこと、リアルタイムに呼吸状態を把握できることである。しかし、その一方で客観性に乏しく³⁾、聴診を行う医療従事者の経験や主観に左右されるという欠点もあり、肺音の解釈において苦慮することも少なくない。

肺音は音の強さに (lung sound intensity, 以下 LSI) によって判断されるが、その影響要因には様々なものがある。例えば、対象者の呼吸状態あるいは努力、胸水や各種肺内外病変、肥満³⁾、気道狭窄の有無⁴⁾などが指摘されている。中でも体位は肺音の強さに大きく影響するとされ、臨床現場においても日常的に経験する。その原因として、肺内の換気および血流分布、胸郭運動の変化、腹部臓器による肺への圧迫、肺の自重による末梢気道の閉塞などの影響が考えられている。これらは障害肺を対象とする理学療法の実施、特に体位管理を行う状況では複雑に変化あ

るいは影響し合うことが考えられ、その解釈を困難にしている。

体位の相違による肺音への影響については、代表的な2つの研究報告がある^{5,6)}。これらによると側臥位で両側の LSI を比較すると、下側の肺の方が強いということ⁵⁾が示されている。また、座位では右肺より左肺の LSI が強く、座位と比較して、背臥位、腹臥位いずれも LSI に有意な変化はなかったと報告されており⁶⁾、体位による肺音の変化は大きくないことが伺える。しかし、これらの報告では聴取部位が特定されてない、体位を変えた際の十分な測定間隔、異なる体位で測定する際の順序が不明といった問題点があり、肺音に対して体位の影響が厳密に反映された条件で評価されているか明らかではない。

私たちは、体位による LSI には相違があり、特に臥位と座位では座位が、座位と立位では立位が強いのではないかと仮説した。その根拠は、LSI は肺の局所換気に関連するということ⁷⁾、肺の局所換気は体位に大きく影響される肺容量に依存することによるものである。実際、健常者を対象に肺容量の指標となる機能的残気量を測定すると、立位、座位、背臥位の順で減少することが判明している^{8,9)}。このことから、特に肺底区領域の LSI が体位によって有意に変化すると推測

した。臨床上、同領域の肺音は肺全体の換気状態の指標にもなる重要な部位であり、背臥位より座位で同領域の肺音が大きくなるという見解が示されている¹⁰⁾。

本研究では、呼吸器疾患のない健常者において、後肺底区の LSI が体位によって変化するのか、また、同一体位の右肺と左肺の差に影響するのかを明らかにすることを目的とした。

これが明らかになることで、体位管理をはじめとする理学療法診療場面における聴診所見の解釈や治療による変化の理解に寄与するものと期待できる。

対象

若年健常者(長崎大学医学部保健学科学生) 20 名を対象とした。除外基準は先行研究⁷⁾に従って、気管支喘息をはじめとする呼吸器疾患、上気道炎(症状発現から 6 週間以内)、側弯症および胸郭変形、喫煙者(過去喫煙も含む)、測定日 1 週間以内に何らかの服薬をしている状況、測定日当日に聴診上、異常呼吸音を認める、肥満者(body mass index, [以下 BMI] 25 以上)、体幹コルセット装着者とした。対象者には、本研究の目的および手順、内容、リスクについて十分に説明し、書面にて同意を得た上で、測定を行った。本研究は、長崎大学大学院医歯薬学総合研究科倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号 17041354)。

方法

1. 測定項目と方法

1) 身体計測

対象者には、年齢、身長、体重を自己申告にて個人票に記入させ、BMI を算出した。

2) 肺機能検査

スパイロメータ(ミナト医科学社製、AUTOSPIRO AS-507)を用いて、標準的手法によって比肺活量、努力性肺活量および 1 秒率を測定した。これらはそれぞれ 2 回ずつ測定し、最良値を解析に使用した。

3) LSI

①測定場所と使用機器

測定は肺音測定に影響しない静寂な部屋で実施し、被験者の食後 2 時間以上が経過したことを確認して開始した。

肺音の測定には、チェストピースに電子マイクロフォンを内蔵した聴診器、audio capture を使用し、これらをノート型コンピュータ(personal computer, 以下 PC)に接続、専用ソフトウェアを介して肺音データをハードディスクドライブに保存した。本測定装置は複数部位の同時測定が不可能なため、測定部位は両側後肺底区(ランドマークとして背側の第 10 肋骨直上)とし、左右別々に測定した。測定前に肺音を聴取できるか確認した後、当該体表面にマーキングした。同部位にサージカルテープで聴診器のチェストピースを胸壁上に密着固定するとともに、配線を触れると雑音が生じるため、同様にサージカルテープで固定した(図 1)。なお、チェストピースの圧迫の強さに変化が生じないようにするため、全被験者の聴診器の固定および測定は同一検者が行った。なお、女性の被験者の測定にあたってはプライバシーの保護に務めた。



図 1 チェストピースの固定

②測定中の呼吸条件

肺音測定の前に、被験者に呼気ガス分析装置(ミナト医科学社製、エアロモニタ AE-300S)に接続されたマスクを装着し、測定中の呼吸方

法の練習を行った。その際、先行研究⁷⁾に従って吸気流速を 400-600ml/sec となるよう被験者に指示した。その理由は、LSI が吸気流速に影響されて大きく変化するためである。検者が呼気ガス分析装置のモニタを観察しながら口頭で被験者にフィードバックした。また、吸気および呼気時間がそれぞれ 1.8 秒毎に設定された呼吸のタイミングで PC のモニタに表示されるシグナルに従って被験者に呼吸させた。肺音測定中も吸気流速のモニタを行い、この範囲を超えた場合は再度測定を実施した。肺音データとして、練習 2 呼吸を含む合計 10 呼吸を保存した(図 2)。

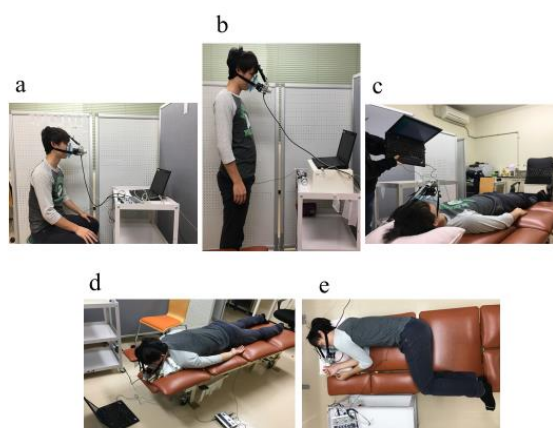


図 2 測定状況

a: 座位, b: 立位, c: 背臥位, d: 腹臥位, e: 側臥位

③体位

測定体位は座位、立位、腹臥位、背臥位、両側側臥位の 6 つとし、封筒法を用いてランダムな順序とした(図 2)。尾崎ら¹¹⁾によると、肺音の聴取においては体位を変換して約 1 分半から 2 分は前の体位の影響が残存するとされているため、各体位の測定には 3 分の間隔をおいた。また、体位を変更した後は吸気流速が一定になるように再度、呼吸方法の練習を行った。座位、立位は体幹を垂直位とし、座位では背もたれのない椅子を使用した。背臥位では聴診器のチェストピースが圧迫されないようにベッドの一部に空間を確保した。腹臥位では上肢の位置は体幹と平行とした。両側側臥位については、膝関節と股関節を 90° 屈曲位とし、体幹が床面に対して垂直に

なるようにした。全ての体位において、頭部は正中位に保持、頸部・体幹の屈曲・回旋が過度に出現しないように、被験者に提示する PC のモニタの位置を調節した。

2. LSI の解析方法

専用の解析ソフトウェア Easy LSA を用いて、フィルタリングし、8 吸気分の加算平均による LSI (dB) を求めた(図 3)。本ソフトウェアは 100-200Hz, 200-400Hz, 400-800Hz, 800-1600Hz, 100-2000Hz の 5 つの周波数帯域別で LSI の平均値が算出される。本研究で解析対象とする肺音は肺胞呼吸音であり、その周波数は 100-300Hz であるため、今回は 100-200Hz と 200-400Hz の 2 つの周波数帯域で解析を行った。周波数帯域が 100Hz 以下とされる心音やノイズを除外するとともに、スペクトログラム上で同定し、当該箇所を除外して解析した。LSI は体位による相違とともに、同一体位の右および左肺の差についても同様に比較した。

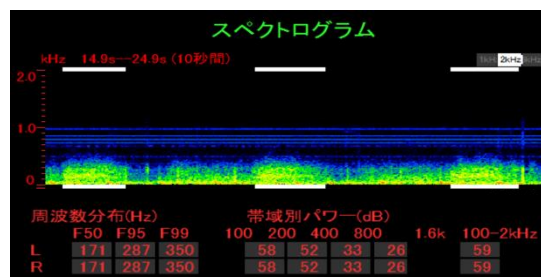


図 3 Easy LSA での解析

図に示されたスペクトログラムは横軸が時間(秒)、縦軸が周波数(Hz)を示している。赤に近い色ほど音が強く、黒に近い色ほど音が弱いことを表す。

3. 統計学的解析方法

LSI は対数であるため、リニア値に変換した後、同一周波数帯域ならびに同側(右または左側)内で解析を行った。正規性には Shapiro-Wilk 検定を用い、正規性がある場合にはパラメトリック検定(反復測定一元配置分散分析、対応のある t 検定)、ない場合にはノンパラメトリック検定(Friedman 検定、Wilcoxon の符号順位検定)を用いた。Friedman 検定の場合、多重比較では有意水準を Bonferroni の補正によって修正した。

データの表示は平均値±標準偏差または中央値[四分位]で示し、有意水準 5%を持って統計学的に有意とした。これらの解析には統計解析ソフトウェア IBM SPSS Statistics Ver.21 を使用し、解析が完了後に dB の値に変換して表記した。

結果

1. 対象者背景と測定中吸気流速

対象者背景を表 1 に示す。肺音の測定前に実施した肺機能検査では、異常を認めなかった。また肺音の測定では全被験者を測定することができ、測定中および後に呼吸困難や身体の不調を訴える被験者はいなかった。また有害事象も生じなかった。

測定中の吸気流速の結果を図 4 に示す。左肺においては座位と左側臥位に有意な差 ($p=0.014$) を認めたが、右肺では差はなく、呼吸条件としては概ね一定の呼吸条件の下で測定できた。

表 1 対象者背景

若年健常者 (n=20)	
年齢(歳)	21.6±1.0
性別(男/女)	10/10
身長(cm)	166.7±10.2
体重(kg)	57.5±7.1
BMI	20.7±1.7
VC (L)	4.1±1.0
%VC (%)	94.9±12.3
FVC (L)	4.1±1.0
%FVC (%)	97.0±11.9
FEV ₁ (L)	3.5±0.9
%FEV ₁ (%)	93.2±12.5
FEV ₁ /FVC (%)	85.5±4.5

VC (vital capacity): 肺活量, FVC (forced vital capacity): 努力性肺活量, FEV₁ (forced expiratory volume in one second): 1 秒量, FEV₁/FVC: 1 秒率

2. 体位別の LSI の結果

周波数帯域別、右および左肺のすべての体位における LSI は正規性を有していなかったため、ノンパラメトリック検定で解析を行った。

体位別の LSI の結果を表 2 に示す。右肺では、いずれの周波数帯域でも全ての体位の間で有意な相違 ($p<0.001$) を認めた。また座位と比較して立位、背臥位、腹臥位では差はなかった。

左肺では、右肺と同様に全体の有意差 (100-200Hz: $p<0.001$, 200-400Hz: $p=0.001$) が認められ、200-400Hz の周波数帯域において、LSI は腹臥位が座位と比べて有意に強かった ($p=0.030$)。他の体位では有意差が認められなかった。また、100-200Hz において腹臥位が側臥位の上側の肺と比べて有意に強かった (左側臥位: $p=0.045$, 右側臥位: $p=0.030$)。

3. 同一体位の LSI の左右差の結果

同一体位での左右差を比較した結果、LSI は座位($p=0.019$)、背臥位($p=0.017$)、腹臥位 (100-200Hz: $p=0.023$, 200-400Hz: $p=0.035$) で左側が有意に強い結果となった。側臥位での左右を比較した結果は、どちらの周波数帯域でも左側臥位においてのみ下側(左)が有意に強かった (100-200Hz: $p=0.001$, 200-400Hz: $p=0.002$)。

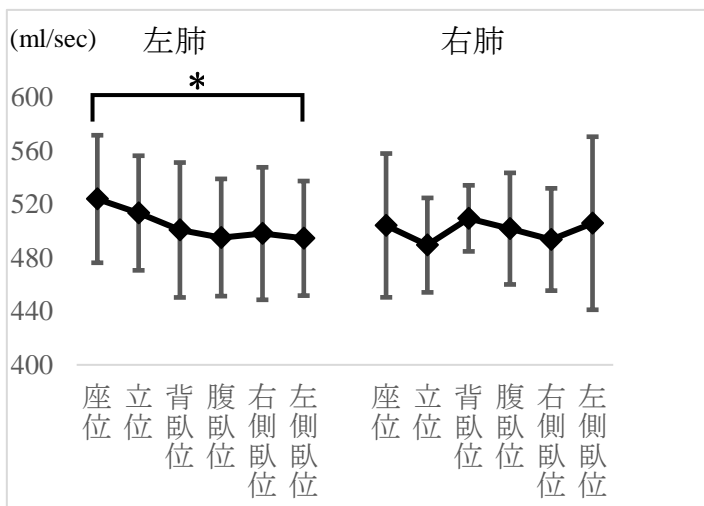


図 4 吸気流速モニタリング

表 2 体位別の LSI

	座位	立位	背臥位	腹臥位	右側臥位	左側臥位	p 値	多重比較	
左	100-200 Hz	55.1 [53.0-59.0]*	55.0 [49.0-57.3]	56.5 [51.8-56.2]*	57.0 [54.8-59.3] ^{a*}	54.5 [49.6-57.3] ^a	55.5 [54.0-59.0]*	p<0.001	a: p=0.030
	200-400 Hz	50.5 [48.8-56.0] ^b	53.1 [44.0-57.3]	53.0 [48.4-59.0]	55.0 [52.4-59.4] ^{b*}	52.5 [47.3-58.0]	53.5 [51.0-57.0]*	p=0.001	b: p=0.030
右	100-200 Hz	54.0 [49.0-55.6]*	53.0 [50.8-55.3]	52.0 [49.8-55.0]*	55.0 [52.0-57.3] ^{c*}	55.0 [52.8-57.0]	51.5 [46.8-55.6] ^{c*}	p<0.001	c: p=0.045
	200-400 Hz	51.0 [44.8-55.0]	50.5 [45.0-55.3] ^d	53.0 [46.0-55.6]	54.0 [49.8-58.3] ^{d*}	53.0 [50.0-57.3] ^e	49.0 [43.6-54.0] ^{e*}	P<0.001	d: p<0.001 e: p=0.045

p<0.05: 体位間の有意差

a 腹臥位－右側臥位 (p=0.030)

b 座位－腹臥位 (p=0.030)

c 腹臥位－左側臥位 (p=0.045)

d 立位－腹臥位 (p<0.001)

e 右側臥位－左側臥位 (p=0.045)

*p<0.05: 同一体位の左右差

100-200Hz 座位 (p=0.019), 背臥位 (p=0.017),
腹臥位 (p=0.023), 左側臥位 (p=0.001)

200-400Hz 腹臥位 (p=0.035), 左側臥位 (p=0.002)

考察

本研究では、両側後肺底区を対象に体位の相違、ならびにその左右差による LSI の変化を検討した。先行研究^{5,6)}では、被験者が 6 名、11 名と少ない、測定部位が特定されていない、体位を変えた際の測定間隔や測定順序が不明という問題点があったため、本研究では、被験者を 20 名に増やし、測定部位を後肺底区とし、体位を変えた際に 3 分の間隔をおき、体位の測定順序をランダム化することで厳密な体位の影響の条件に努めて評価を行った。

その結果、まず、体位による変化では、座位と腹臥位では腹臥位が有意に強い結果となり、座位と立位、座位と背臥位では差が認められなかった。座位と背臥位に差がなかった結果は先行研究と一致していた。体位による LSI 変化の機序としては、肺音測定領域(今回は後肺底区)への腹部臓器による圧迫、横隔膜可動性が影響していることが考えられる。背臥位では背側肺領域が腹部臓器によって圧迫されるが、横隔膜の背側の可動性は確保される。座位では、腹部臓器に

よる同領域への圧迫は軽減する反面、横隔膜は下方に移動し可動性は低下する。立位では、股関節伸展に伴う腹腔内圧低下によって腹部臓器がさらに下方に移動することで同領域の拡張は改善する反面、横隔膜の可動性はより低下する可能性がある。これらの要因の影響が体位による LSI 変化が有意でなかった根拠と推察した。一方、腹臥位では腹部臓器は腹側へシフトするとともに腹壁がベッドに圧迫固定されること(反作用)で背側肺領域がより拡張しやすくなること、また腹臥位では横隔膜の背側の可動性は増大する¹²⁾ことで換気が増大したことが影響したのではないかと考えた。

次に同一体位の左右差における LSI では、座位、背臥位、腹臥位でいずれも左側が、また、左側臥位でも下側(左)が有意に強いという結果であった。このように左肺の LSI が強かった理由として、肺の大きさは心臓の影響で右肺より左肺が小さく¹³⁾、気管分岐角も右より左のほうが大きい^{6,13)}ため左肺に乱流が引き起こされ^{6,13)}、肺音が伝搬(乱流による気管支壁への振動、伝播)しやすくなったことが考えられた。先行研究で有意差を認

めなかつた背臥位と腹臥位において左右差が有意であったことは、同様の要因が影響した可能性が大きく、かつ本研究の測定条件に起因したものと推察された。つまり、今回は先行研究と同様に LSI に影響する吸気流速を一定にする事に加えて、体位変換後に十分な測定間隔を設け、測定順序をランダムに行うなど、体位以外の要因を標準化した条件設定が、先行研究とは異なった結果に影響したのではないかと考えた。

本研究の制限として、1 つ目は左肺の座位と左側臥位の吸気流速に有意差が生じたことである。両者の体位の LSI に差はなかつたが、吸気流速を一定に保つための測定条件の工夫が求められた。2 つ目は複数の部位を同時に測定することができなかつた点である。今回の測定部位は体位の相違によって影響を受けやすい後肺底区に限定したため、他の領域の LSI の変化については不明である。今後は、測定部位を増やしてどの部位がどの体位に影響を受けやすいか、その相違は何かといった点も検討することで、より体位の相違が肺音に及ぼす影響について明らかになる可能性があることが考えられる。

本研究結果は、臨床現場での経験や報告に基づいた仮説と異なつたものであつた。体位の影響を厳密に設定した場合の LSI は、6 つの体位の中で腹臥位が一番強いという結果になつた。体位以外に肺音に影響する因子としては、音源

⁶⁾、伝搬特性¹⁴⁾、減衰¹⁵⁾、換気⁷⁾、気流速度⁶⁾、解剖学的特性¹⁶⁾、胸郭の容積および体格¹⁴⁾、肺の病態¹⁷⁾が指摘されている。前述の通り、今回の研究では LSI が音源、伝搬特性、減衰(測定部位を限定)、換気、気流速度(一定範囲の吸気流速)といった調整可能な因子に影響されないように測定条件を設定した。この結果は、仮説の体位(座位、立位)における後肺底区の LSI では、体位そのものよりもその他の因子の影響を受けやすい可能性を示唆しているかもしれない。

本研究の結果より、理学療法臨床での聴診、特に後肺底区では、体位そのものの影響として「腹臥位で肺音が強い」ことと、「右と比較して左肺で強い」ことを考慮しつつ、加えて被験者の換気状態や病態にこれらの肺音に影響する因子がどのように影響し合っているのかを考え、解釈をする必要があると結論した。

謝辞

本研究においてご指導をいただきました国立病院機構長崎医療センターの福満俊和先生、ならびに長崎大学大学院医歯薬学総合研究科内部障害リハビリテーション学研究室の諸先生方に心から感謝申し上げますとともに、測定に快く協力してくださいました被験者の皆様に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) 岡 三喜男:読む肺音 視る肺音, 金原出版, 2014; pp 15.
- 2) 千住秀明:呼吸リハビリテーション入門, 第4版, 神陵文庫, 福岡, 2004; pp 32.
- 3) 喜舎場朝雄:病態を意識した呼吸器疾患の身体診察. レジデントノート 2010; 12: 43-51.
- 4) 毛利昌史:臨床に役立つ肺音検査. 医学のあゆみ 1993; 166: 521-524.
- 5) Jones A, Jones RD, et al.: Effect of positioning on recorded lung sound intensities in subjects without pulmonary dysfunction. Phys Ther 1999; 137: 682-690.
- 6) Fiz JA, Gnitecki J, et al.: Effect of body position on lung sounds in healthy young men. Chest 2008; 133: 729-736.
- 7) Ploy-Song-Sang Y, Martin RR, et al.: Breath sounds and regional ventilation. Am Rev Respir Dis 1977; 116: 187-199.
- 8) Lumb AB: Nunn's Applied Respiratory Physiology, 8th ed., Elsevier, 2016; pp: 27-29.
- 9) 伊橋光二, 齋藤昭彦, 他:呼吸介助手技が肺気量分画に与える影響. 理学療法学 1989; 16:

267-272.

- 10) 眞渕 敏: 早わかり呼吸理学療法, メディカ出版, 大阪, 2004; 27: pp 27.
- 11) 尾崎孝平, 婦木亜紀子, 他: 体位変化による呼吸音の左右差は, 体位回復後も一定時間は継続する! 一健常者呼吸音の動的変化の検討一. 薬理と臨床 2009; 19: 371-372.
- 12) Dean E: Effect of body position on pulmonary function. Phys Ther 1985; 65: 613-618.
- 13) Tsai JZ, Chang ML, et al.: Left-Right Asymmetry in Spectral Characteristics of Lung Sounds Detected Using a Dual-Channel Auscultation System in Healthy Young adults. Sensors 2017; 17: 1323.
- 14) Pasterkamp H, Powell RE, et al.: Lung sound spectra at standardized air flow in normal infants, children, and adults. Am J Respir Crit Care Med 1996; 154(2 Pt 1): 424-430.
- 15) O'Donnell DM, Kraman SS: Vesicular lung sound amplitude mapping by automated flow-gated phonopneumography. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 1982; 53: 603-609.
- 16) Sanchez I, Pasterkamp H: Tracheal sound spectra depend on body height. Am Rev Respir Dis 1993; 148(4 Pt 1): 1083-1087.
- 17) Yonemaru M, Kikuchi K, et al.: Detection of tracheal stenosis by frequency analysis of tracheal sounds. J Appl Physiol 1993; 75: 605-612.

(指導教員:神津 玲)