

MRI を用いた安静時呼吸運動の 3 次元解析 — 健常ボランティアによる検討 —

北村 茂三^{1,2}, 二宮 石雄³, 笛吹 修治⁴, 秋山 實利⁴

¹広島国際大学大学院総合人間科学研究科医療工学専攻 ²国家公務員共済組合連合会吉島病院放射線科

³広島国際大学保健医療学部臨床工学科 ⁴同診療放射線学科

はじめに

臨床において、特に呼吸器疾患をもつ患者の肺機能（肺活量など）の検査時、しばしば呼吸状態の悪化等の諸問題により、計測機器を用いて肺機能を正確に測定することが困難となる。このような場合には、被曝のない MRI を使用して得た 2 次元あるいは 3 次元画像を用いて、間接的に肺容積を推定する必要があった。MRI 画像から推定した肺容積が、直接スパイログラムで測定した肺活量等と有意な相関がある場合には、呼吸器疾患患者の肺機能を反映できると考えられている^{1)~4)}。

肺容積の求め方としては、スライスごとにマニュアル操作で肺を囲むことにより肺の面積を求め、これらを加算することで肺の容積を算出する方法^{1),2)}や、適当な閾値を設定して画像処理を行い、コンピュータで肺野を半自動で求める方法などが提案されている³⁾。しかし、いずれの方法も、肺容積全体の評価であり、呼吸運動にかかわる胸郭の運動や横隔膜の上下運動による容積変化を分離して評価している訳ではない。呼吸器疾患患者の呼吸運動を解析するにあたっては、その胸郭内腔調節因子を胸式呼吸と腹式呼吸に由来する胸郭因子と横隔膜因子とに分けて評価することは重要と考えられる。

そこで本研究においては、仰臥位安静呼吸時の MRI 画像を利用し、胸郭内腔容積を、主に胸椎と横隔膜の位置を基準に用いて求める方法を提案する。この手法を用いて、吸息に伴う胸郭内腔容積増加量を、胸郭因子と横隔膜因子に分けて算定した。また、スパイログラムの 1 回換気量 (tidal volume, 以下 TV) との比較を行い、さらに、機能予備胸郭内腔容積 (functional residual capacity, 以下 FRC) を求め、本法の有用性について検討したので報告する。

方 法

対象：健康な成人男女に、あらかじめ本研究の目的と、安全性を十分に説明し、同意を得た男性 3 人 (平均体重 68.0 kg, 平均身長 171.7 cm, 平均年齢 32.0 歳), 女性 5 人 (平均体重 47.8 kg, 平均身長 163.8 cm, 平均年齢 27.6 歳), 計 8 人 (年齢 22~42 歳, 平均 28.5 歳) を被験者とした。

使用機器と撮像条件：使用機器は、GE 社製 SIGNA EXCITE HD 1.5T, 8ch body array coil, スパイロメーターとして MINATO 社製 AutospiroAS-303 を用いた。胸部の矢状断画像は、安静呼吸による 50 dynamic/1 スライスとして、胸骨正中線の左右を 10 mm 間隔で、

キーワード MRI, respiratory movement, three-dimensional analysis, tidal volume

30 スライス撮像した。撮像条件は、2D fast imaging employing steady-state acquisition (以下、FIESTA) 法を使用し、TR=2.9 ms, TE=0.9 ms, FA=45°, NEX=1, matrix=224×224, FOV=40 cm, TH=10 mm, spacing=0 mm, BW=125 kHz, scan-time=16 min, 0.66 s/1 dynamic である。次いで、胸部の冠状断画像は、胸椎椎弓中心を基準線として前方の胸骨まで、10 mm 間隔で計 20 スライス撮像した。その他の撮像条件は、矢状断画像と同様であり、scan-time は 10 min である。したがって、分析に用いた画像は、矢状断が 1500 (30×50) 画像、冠状断が 1000 (20×50) 画像、計 2500 画像に及んだ。

計測方法：安静呼吸下で撮像した上記の 2500 枚の画像の中から、最大呼気および最大吸気の画像を、著者らが先に報告した Realignment 処理により取り出した⁵⁾。得られた最大呼気、吸気画像を用いて、胸郭内腔の前後径、左右横断径、長軸径を以下に示す 1)~4) の方法でそれぞれ実測した。次いで、これらの実測

値より、胸郭内腔容積を 5) の二つのモデルで推定した。さらに、6) スパイログラムによる肺機能測定、並びに 7) 機能予備胸郭内腔容積を求めた。

1) 胸郭内腔前後径：矢状断画像から、胸郭で最も安定した形をしている脊椎（第 3~12 胸椎）を選び、“胸椎椎体椎弓中心静脈溝レベル”を計測の基準点とした。また、胸骨の長さも一定と考え、各胸椎の基準点から胸骨内面および剣状突起内面までの垂線の距離を計測し、胸郭内腔前後径とした (Fig. 1a)。第 3~12 胸椎の計 10 セグメントで、呼息相の最大呼気での最短の距離 (eY) と吸気相の最大吸気での最長の距離 (iY) を計り、次いで、その差分 (dY) を求めた。径の変化率 dY/eY を求め、100 倍して前後径の相対増加率 (%) とした。この% 増加は、胸椎椎体椎弓中心 (後胸壁) に対する胸骨内面 (前胸壁) の相対移動量を示しており、前後方向の前壁移動による胸郭ポンプの能力を反映している。

2) 胸郭内腔左右横断径：冠状断画像の胸椎椎

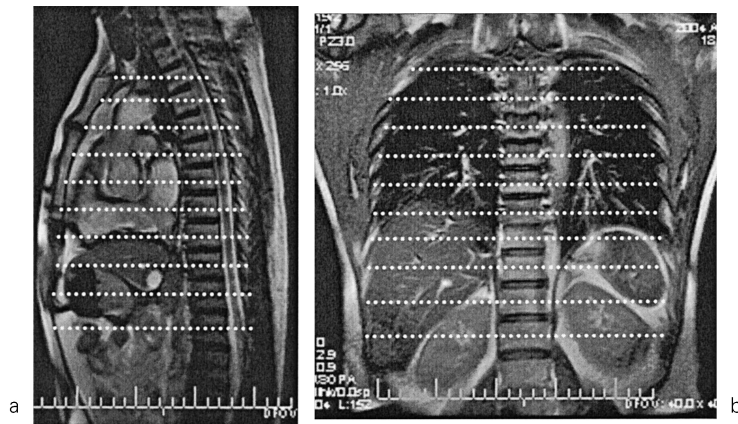


Fig. 1. (a) Anteroposterior diameters (Y axis) and (b) bilateral transverse diameters (X axis) were measured at 10 segments as indicated by dotted lines.

体中心静脈溝レベルを基準点として、左右側胸壁間の距離を計測し、胸郭内腔左右横断径とした (Fig. 1b). 呼息相の最大呼気時の最小径 (eX), 吸息相の最大吸気時の最大径 (iX), 次いでその差分 (dX) を、第3~12 胸椎セグメントまで順次計測した. 径の変化率 dX/eX を求め、100 倍して左右横断径の相対増加率 (%) とした. この%増加は、左右側胸壁間の相対移動量を示しており、左右方向の側胸壁移動による胸郭ポンプの能力を反映している.

3) 胸郭内腔長軸径 (第1肋骨から横隔膜間距離): 胸郭内腔の長軸径は、冠状断画像の左右第1肋骨を基準として、左右横隔膜角、横隔膜頭頂、心尖角までの距離、および正中部は、左右第1肋骨を結んだ線と、左右心尖角を結んだ線の中央を基準として測定した (Fig. 2 において7本の点線で示す). 呼息相の最短の距離 (eZ) と吸息相の最長の距離 (iZ) を計り、その差分 (dZ) を求めた. 次いで、径の変化率 dZ/eZ を求め、その値を100倍して相対増加率 (%) とした. この%増加は、横隔膜が胸郭内腔において、頭足方向への収縮に伴う相対

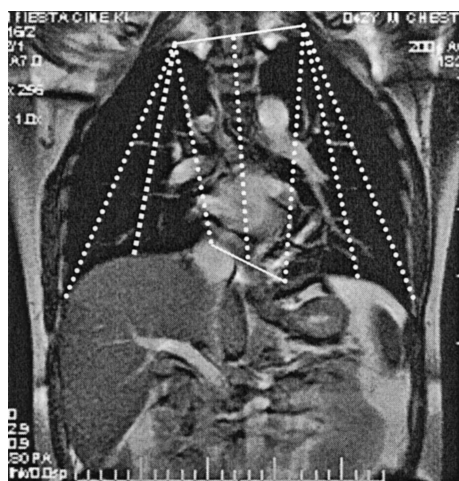


Fig. 2. Cephalocaudal (Z axis) lengths were measured at 7 segments as indicated by dotted lines.

移動量を示しており、横隔膜の胸郭ポンプとしての能力を反映している.

4) 胸郭内腔横断面積: 胸郭内腔横断図は、極めて複雑な形をしている. そこで、単純化して、先に求めた胸郭内腔の左右横断径 (eX および iX) を長径、前後径 (eY および iY) を短径とした楕円形と仮定して、呼息相の最小の面積 (eA) と吸息相の最大の面積 (iA) を計算し、その差分 (dA) を求めた. 次いで、面積の変化率 dA/eA を求め、その値を100倍して相対増加率 (%) とした.

5) 胸郭内腔容積の算定:

a) 胸郭壁運動による胸郭内腔容積変化

まず、胸郭内腔容積を求めるために、横隔膜の位置を確認した. 矢状断、冠状断によるMR画像より、吸息相と呼息相の横隔膜の位置を求めたところ、ほぼ第9胸椎セグメントに位置していたため、第3~9胸椎セグメントまでを胸郭内腔と判定した.

次に、胸郭壁運動による胸郭内腔容積変化を、以下の二つのモデルを用いて求めた.

①簡易円柱・台形円錐モデル法: 矢状断画像より、胸郭の形状を分析した結果、第6胸椎セグメントを境として、下部の胸郭内腔を簡易円柱、上部の胸郭内腔を台形円錐モデルと仮定した (Fig. 3). 簡易円柱モデルにおける円柱の底面半径 (r) は、第9胸椎中央の左右および前後径 (X_9 および Y_9) の平均値とし、円柱の高さ (H_1) は、第6~9胸椎セグメント間の長さとして、その容積 ($\pi \times r^2 \times H_1$) を求めた. 次いで、台形円錐モデルにおける底面半径 (a) は第6胸椎中央の左右および前後径 (X_6, Y_6) の平均値、上面半径 (b) は第3胸椎中央の左右および前後径 (X_3, Y_3) の平均値とし、台形円錐の高さ (H_2) は第3~5胸椎セグメント間の長さとして、その容積 $[1/3 \times \pi \times H_2 \times (a^2 + ab + b^2)]$ を求めた. 呼息相と吸息相のそれぞれについて、その容積 (eV_1, iV_1) を求め、その差から

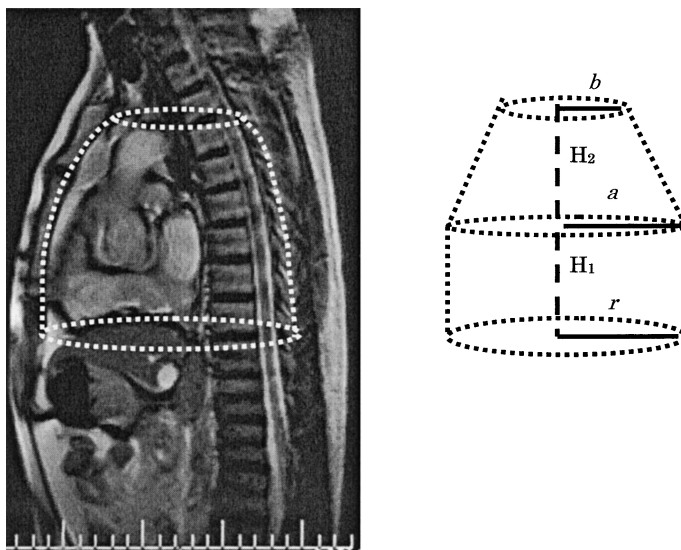


Fig. 3. Simple column and trapezoid conic model method.
 Assuming that the lower part (from Th6 to 9) is a column and the upper part (from Th3 to 5) is a trapezoid conic, each volume was calculated by using the radius.
 Volume (column part) = $\pi \times r^2 \times H_1$
 Volume (cone part) = $1/3 \times \pi \times H_2 \times (a^2 + ab + b^2)$

1 回胸郭内腔容積変化量 (dV₁) を求めた。

②積分法：第3～9胸椎の各胸椎セグメントの体積を加算して胸郭内腔容積を求めた。呼息相および吸息相における、各セグメントの容積 (eV_{3~9} および iV_{3~9}) は、4)で求めたそれぞれの横断面積 (eA_{3~9} および iA_{3~9}) に、長軸方向の高さをかけることで求め、その総和の差から1回胸郭内腔容積増加量 (dV₂) を求めた。

b) 横隔膜運動による胸郭内腔容積変化

横隔膜運動による増加量は、3)で求めた7点における吸息相と呼息相の差分 (dz) を平均して求めた。次に、この値と第9胸椎セグメントの面積を掛けることで、横隔膜由来の容積増加量 (dV₃) を算出し、その値から8人の平均を求めた。

6) 肺機能測定：同被験者が安静座位で、スパイログラムを用い、一回換気量 (TV₁) を5回

測定し、その平均値とMR画像から求めた胸郭因子 (dV₁ 又は dV₂) と横隔膜因子 (dV₃) に基づく全胸郭内腔容積増加量 (TV₂) とを比較した。

7) 機能予備胸郭内腔容積 (FRC)：肺機能の基準値となる機能予備量に関する、呼気時のFRCを求めた。鈴木らによれば、一般に、心臓・縦隔の容積は、胸郭全体の25%を占めるといわれていることから⁶⁾、簡易円柱・台形円錐モデル法、積分法ともに、FRCは各胸郭内腔容積 (eV₁, eV₂) の75%と仮定して求めた。

結 果

1. 胸郭内腔前後径とその呼吸変化

矢状断画像において、第3～12胸椎の計10セグメントの各息時の前後径を測定し、8人のその平均値と差分を Table 1 に示す。Fig. 4a

は、前後径の増加分を呼息相の前後径で割ることにより得られた相対増加率 (%) と、その標準誤差 (SE) を示している。相対増加率は、第 5 胸椎セグメントで最大値 4.7%、第 10 胸椎セグメントで 0.2% と最低値を示し、第 12 胸椎セグメントでは再度 2.2% 増加した。吸息に伴い 10 セグメントすべてにおいて、相対増加率は上昇したが、その大きさは、箇所により不均等であった。

2. 胸郭内腔左右横断径とその呼吸変化

冠状断面像において、第 3~12 胸椎の計 10 セグメントの各息時の左右横断径を測定し、8 人のその平均値と差分を Table 1 に示す。Fig. 4b は、左右横断径の増加分を、呼息相の左右横断径で割ることにより得られた相対増加率 (%) と、その標準誤差 (SE) を示している。第 3 胸椎セグメントの 4.2% が最大、第 6 胸椎セグメントまで徐々に減少し、第 7~12 胸椎セグメントでは 1.0% 以下とほとんど変動しなかった。吸息により、10 セグメントすべての部位で相対増加率は増加したが、その増加の大きさは、箇所により不均等であった。

3. 胸郭内腔長軸径とその呼吸変化

各息時の冠状断面像において、Fig. 2 に示し

た 7 箇所の前軸径を測定し、8 人のその平均値と差分を Table 2 に示す。Fig. 5 は、増加分を呼息相の各計測点で割ることによって得られた相対増加率 (%) と、その標準誤差 (SE) を示している。7 つの計測点での相対増加率は、おおよそ等しいことから、安静時呼吸運動では、ピストンとしての横隔膜ドームの形状に大きな変化がないことを示した。

4. 胸郭内腔横断面積とその呼吸変化

第 3~12 胸椎の計 10 セグメントの前後径と左右横断径から、各息時の横断面積を算出し、8 人のその平均値と差分を Table 1 に示す。相対増加率 (dA/eA) は、第 3~5 胸椎セグメントが最大で約 6% であり、第 7~10 胸椎セグメントではほとんど増加が見られなかった。

5. 胸郭内腔容積とその呼吸変化

a) 胸郭壁運動 (胸郭因子) による胸郭内腔容積変化

簡易円柱 (第 6~9 胸椎セグメント)・台形円錐 (第 3~5 胸椎セグメント) モデル法を用いて、各息時の胸郭内腔容積を算出し、8 人のその平均値と差分を Table 3 に示す。差分である dV_1 は、1 回の吸息における胸郭因子 (胸式呼吸) に起因した胸郭内腔容積増加量に相当し、

Table 1. Average anteroposterior (Y) and bilateral transverse (X) diameters of thoracic cage were measured in 10 segments (Th3-12), and Average of area were requested from Y, X axis by eight healthy volunteers.

Thoracic vertebra	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
iY (mm)	71.4	88.6	102.9	111.6	118.5	122.8	125.4	127.6	130.9	133.4
eY (mm)	70.4	86.0	98.3	109.8	117.5	122.0	124.6	127.4	128.8	130.5
dY (mm)	1.0	2.6	4.6	1.8	1.0	0.8	0.8	0.2	2.1	2.9
iX (mm)	171.4	199.3	217.5	227.1	232.4	233.0	234.6	236.4	238.8	242.0
eX (mm)	164.5	194.4	214.0	225.1	231.3	232.4	233.6	235.0	236.6	240.9
dX (mm)	6.9	4.9	3.5	2.0	1.1	0.6	1.0	1.4	2.2	1.1
iA (cm ²)	96	139	176	199	217	225	232	238	247	255
eA (cm ²)	91	131	165	194	214	223	231	236	241	249
dA (cm ²)	5	8	11	5	3	2	1	2	6	6

iY = the diameter in inspiration, eY = the diameter in expiration, dY = iY - eY.

iX = the diameter in inspiration, eX = the diameter in expiration, dX = iX - eX.

iA = transverse areas of inspiration, eA = transverse areas of and expiration, dA = iA - eA

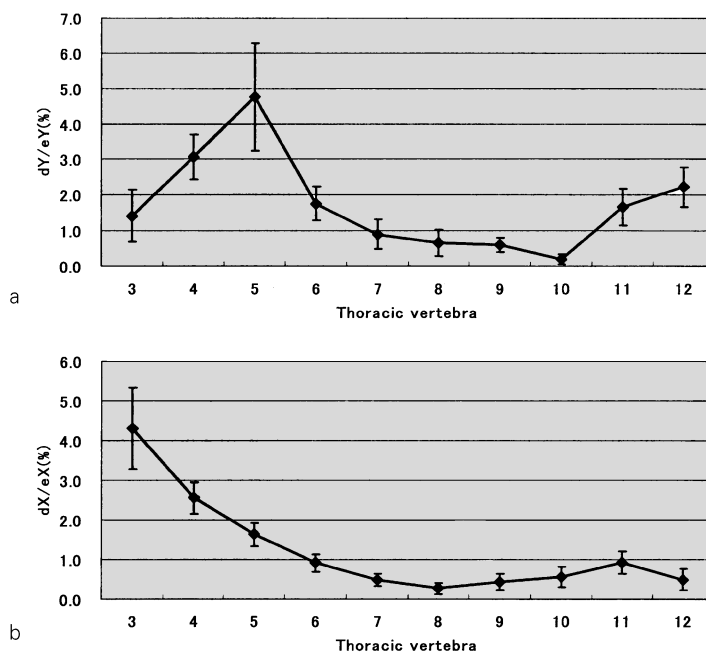


Fig. 4. Relative change (%) with standard error of (a) anteroposterior and (b) transverse diameters in 10 segments (Th3-12).

Table 2. Average cephalocaudal (Z) lengths were measured in 7 segments by eight healthy volunteers.

The Rib-Position	Right lung			Thoracic vertebra	Left lung		
	apposition zone	Top of diaphragm	Apex cordis	basic cordis	Apex cordis	Top of diaphragm	apposition zone
iZ (mm)	216.8	174.1	189.1	208.5	207.3	187.5	225.4
eZ (mm)	199.8	156.9	170.0	190.4	185.8	170.1	205.0
dZ (mm)	17.0	17.2	19.1	18.1	21.5	17.4	20.4

iZ = the diameter in inspiration, eZ = the diameter in expiration, dZ = iZ - eZ.

61 cm³ となった。

第3～9胸椎セグメントの積分法を用いて、各息時の胸郭内腔容積を算出し、8人のその平均値と差分をTable 4に示す。積分法による胸郭内腔容積増加量は、74 cm³ となった。

b) 横隔膜運動(横隔膜因子)による容積変化

Table 2は、胸郭内腔長軸径の各息による増加量(dz)を示している。右肺横隔膜が約17

～19 mm、左肺横隔膜が約17～21 mmの移動量となっており、左右に若干の違いがあるものの、ほぼ同等にバランスよく動き、ピストンとしての横隔膜ドームの形状に大きな変化がないことを示している。7箇所を平均すると約19 mmであった。呼息相に横隔膜各部が接する胸郭の横断面積(eA)が、ピストンの働きをしているシリンダー面積と、おおよそ等しいと仮

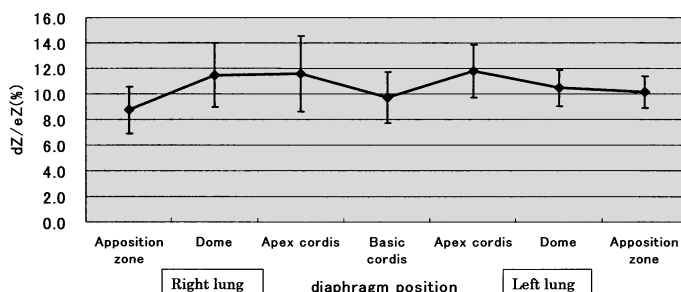


Fig. 5. Relative change(%) and standard error of cepharocaudal lengths in 7 segments.

Table 3. Capacity in thoracic cage by simple column and trapezoid conic model method.

	Th3~5	Th6~9	Total
iV ₁ (cm ³)	1020	2278	3298
eV ₁ (cm ³)	981	2256	3237
dV ₁ (cm ³)	39	22	61

iV₁=the capacity in inspiration, eV₁=the capacity in expiration, dV₁=iV₁-eV₁

Table 4. Capacity in thoracic cage by integration method.

	3	4	5	6	7	8	9	Total
iV ₂ (cm ³)	190	279	363	421	474	508	543	2778
eV ₂ (cm ³)	180	264	340	410	468	504	538	2704
dV ₂ (cm ³)	10	15	23	11	6	4	5	74

iV₂=the capacity in inspiration, eV₂=the capacity in expiration, dV₂=iV₂-eV₂

定した場合、シリンダー容積は、各ボランティアの第9胸椎セグメント面積(eA₉)×各息による増加量(dz)で求められる。8人の横隔膜因子による容積増加量(dV₃)の平均は、531 cm³となった。そしてこの値は、簡易円柱・台形円錐モデル法、積分法ともに同様と考えた。

6. 胸郭内腔容積とTV₁との関係

第3~9胸椎セグメント間の、胸郭内腔容積増加量の総和(総差分容積:dV=TV₂)と、

スパイログラムで実測したTV₁との関係をFig. 6に示す。呼吸運動は、呼吸筋による胸郭壁変形(胸式呼吸)に起因した胸郭因子と、横隔膜の収縮運動(腹式呼吸)による横隔膜因子に分けられる。呼吸運動は、これらの相互作用により成り立っているわけであるが、胸郭因子については、胸郭の前後、左右方向増加量と考えられ、それ以外の増加量は、横隔膜由来と考えることができる。今回は、TV₁は612 mlとなり、簡易円柱・台形円錐モデル法でのTV₂は592 ml、積分法では605 mlとなった。

7. 機能予備胸郭内腔容積(FRC)

肺機能の基準値となる機能予備量に関する、呼気時のFRCを求めた。①簡易円柱・台形円錐モデルでは、Table 3で示すように、8人の平均値でeV₁が約3240 cm³であった。この値から、心臓、椎骨、その他、縦隔洞の器官の占める体積(約25%)⁶⁾を除くと、FRCは約2430 cm³となった。②積分法では、Table 4で示すように、8人の平均値でeV₂は約2700 cm³であり、同様にFRCは約2030 cm³となった。

考 察

安静呼吸時の正常人のMRI画像から吸息相と呼息相の画像を取り出し、その解析を行った結果、胸郭内腔前後径は、吸息相では胸骨柄の

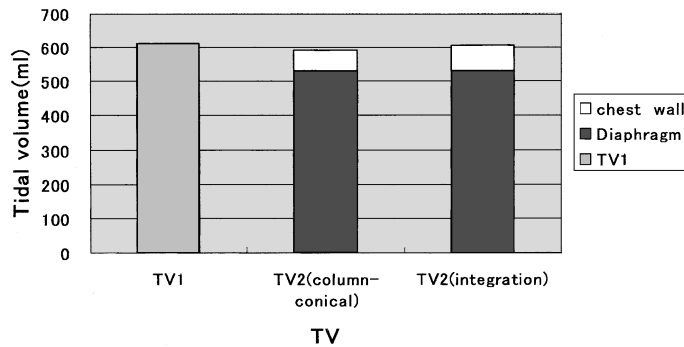


Fig. 6. Comparison between spirometer and capacity by simple column and trapezoid conic model method, and integration method in thoracic cage.

ところで変形し、第5胸椎セグメントが最もよく動き、胸郭変動の中心を担っていることがわかった。一方、変動しないところは、第9、10胸椎セグメントであった (Fig. 4a)。胸郭内腔左右横断径においては、最もよく動くのは、第3胸椎セグメントであり、この部位は、前後径の拡張よりも、左右横断径の拡張が著明であることが判明した。この傾向は、特に胸式呼吸をしている正常人に顕著に表れていた。変動が小さなところは、前後径と同様に第9、10胸椎セグメントであった (Fig. 4b)。以上のように、胸郭壁は呼吸運動に伴い各椎体レベルで不均等な動きをしていることがわかった。

胸郭内腔前後径と左右横断径を比較してみると、前後径の方が、相対増加率が高く、より大きい横断面積と容積の変動を引き起こすことがわかった。

胸郭内腔長軸径においては、Table 2で示すように、ほぼ全例において心臓、肝臓を中心として、横隔膜と心臓全体が動いており、呼吸ポンプとして胸腹腔容積が呼吸によって変化し、胸腔と腹腔でピストン運動していることがわかった。相対増加率は、Fig. 5で示したように、右肺が約12%、左肺が約11%となり、左右ともほぼ同様に変動した。なお、胸郭内腔では、右長軸径の長さが左長軸径の長さよりも短

いので、右側胸郭の横隔膜頭頂、心尖の相対増加率は、左側胸郭の相対増加率よりも若干大きい値を示した。これは吸息時、右下肺野領域の体積膨張率が、左下肺野領域の体積膨張率よりも大きくなることを示唆している。

鈴木、瀬尾、菅、Gieradaらによれば、横隔膜ドームの移動範囲は、呼吸の深さに応じて約1.5~10 cmに達し^{2),6)~8)}、左右の横隔膜は、左右横隔神経によって支配されているため、全く独立して収縮していると報告されているが⁹⁾、本研究では、正常人での有意差は認められなかった。

次に、胸郭内腔横断面積を前後径と左右横断径より求めた。前後径、左右横断径ともに、第8~10胸椎セグメントレベルで変動が小さいことは、シリンダーとしての胸部横断面積が、ほぼ一定であることを示しており、心臓および肝臓のピストン運動にとっては、極めて好都合な構造である。横隔膜の上下運動による容積変化を横隔膜面積から求めることは容易ではないが、単純なシリンダーのピストン運動と仮定することにより、胸郭内腔横断面積から近似的に評価できると考えた。

次に、胸郭内腔容積を簡易円柱・台形円錐モデル法と積分法で求めたところ、簡易円柱・台形円錐モデル法の方が積分モデル法に比べて約

500 cm³ 程度容積を大きく評価していた。これは前者が楕円に近い胸郭の断面を、円に近似して計算したためと考えられる。しかし、呼吸と吸息間の変化量を比べると、その差は 13 cm³ とわずかであり、測定点のより少ない簡易円柱・台形円錐モデル法でも十分適用可能と思われた。

さらに、MR 画像から求めた全胸郭内腔容積の変化量 (TV₂) を胸郭因子と横隔膜因子に分け、スパイログラムによる TV₁ との比較を行った (Fig. 6)。スパイログラムで測定した TV₁ は、立位もしくは座位で測定した場合、一般的に数百 ml¹⁰⁾ といわれており、瀬尾らは 485 ± 60 ml²⁾、戸上らは 337 ± 233 ml¹⁾ と報告している。今回の TV₁ の測定は、座位で行い、8 人の平均で 612 ml であった。簡易円柱・台形円錐モデル法での TV₂ は 592 ml であり、約 3% の過小評価となった。また、その TV₂ の 90% が横隔膜因子に基づき、残りの 10% が胸郭因子に依存していることがわかった。一方、積分法から求めた TV₂ は 605 cm³ となり、TV₁ とほぼ同等であり、その横隔膜因子と胸郭因子はそれぞれ 88% と 12% であることがわかった。鈴木らによれば、安静呼吸をするときには、胸腔内腔容積変化の 75% は横隔膜呼吸によって行われる⁶⁾ と報告しているが、本実験では、1 回換気量の 90% 近くが、腹式 (横隔膜) 呼吸に依存しており、安静仰臥位の一般の正常人の胸郭内腔調節因子は、明らかに横隔膜因子が重要であることがわかった。

以上のように TV₁ との比較において、積分法はより正確ではあるが、簡易法である簡易円柱・台形円錐モデル法でも十分評価可能と考えられた。

機能予備胸郭内腔容積 (FRC) は、簡易円柱・台形円錐モデル法では約 2430 cm³ となり、積分法では約 2030 cm³ となった。一般的に FRC は、身長にかなり左右されるが、日本胸部疾患学会の肺気量予測式から算出すると、約 2000~3500 ml といわれている。今回得ら

れた結果は、ほぼその範囲内に収まっているが、若干低めに算出されていた。この原因としては、仰臥位における胸郭運動形式が、必ずしも立位での胸郭の動きと同様とはいえないこと、今回の検討では女性が多かったことなどが、その原因と考えられる。

以上、本研究で提案したモデルと解析方法により、安静仰臥位の呼吸相の胸郭内腔容積を計算できた。しかし、積分法では測定点が多く煩雑であるが、簡易円柱・台形円錐モデル法では第 3, 6, 9 胸椎セグメントの位置のみを測定することで、比較的簡便に計算することが可能である。また 2 次元データから 3 次元データを見積もっているため、若干誤差が含まれているが、現状では 3D 撮像で胸郭の動きをみることは、ハード的にもソフト的にも不可能であり、さらなる高速撮像技術開発が望まれる。

このように、MR 画像の 3 次元解析法は、マルチスライス CT 画像によるポリウムデータの解析^{3),11)~13)} と比べて、撮像に際して息を止める必要がなく、かつ被曝もない点、上下に移動する横隔膜の評価が容易な点で優れている。さらに、胸郭内腔容積と TV を、胸郭内の胸椎を基準として測定することによって、胸郭因子と横隔膜因子とに分けて推定することを可能とした点においても優れており、従来のスパイログラムによる検査に替わる有効な方法である。

結 語

MRI 画像を用いた胸郭内腔容積変動の計測方法は、スパイログラムによる TV, FRC の計測に代替可能であり、さらなる利点は、肺局所動態解析が可能で、胸郭運動と横隔膜運動に基づく、1 回換気量を分離することが可能となったことである。

今後、臨床において、呼吸器疾患をもつ患者の肺機能検査への応用が期待される。

文 献

- 1) 戸上 泉, 津野田雅敏, 奥野恵子, 他: 肺気腫患者の呼吸運動のMRIによる評価. 臨床放射線 1998; 43: 121-128
- 2) 瀬尾裕之, 森 泰胤, 小林琢哉, 加藤 勤, 佐藤 功, 高島 均, 大川元臣, 田邊正忠: MRIを用いた安静時呼吸動態の評価. 日磁医誌 1997; 17: 94-98
- 3) Gierada DS, Hakimian S, Slone RM, Yusen RD: MR analysis of lung volume and thoracic dimensions in patients with emphysema before and after lung volume reduction surgery. AJR Am J Roentgenol 1998; 170: 707-714
- 4) Cluzel P, Similowski T, Chartrand-Lefebvre C, Zelter M, Derenne JP, Grenier PA: Diaphragm and chest wall: assessment of the inspiratory pump with MRI imaging-preliminary observations. Radiology 2000; 215: 574-583
- 5) 北村茂三, 笛吹修治, 堀口隆良, 秋山實利: 安静時呼吸運動の動態解析—SPMのRealignmentを使用した胸部MR画像の動態解析—. 日放技学誌 2007; 63: 570-576
- 6) 鈴木俊介: 横隔膜麻痺. 医学のあゆみ(別冊) 2003; 3: 730-733
- 7) Suga K, Tsukuda T, Awaya H, Takano K, Koike S, Matsunaga M, Sugi K, Esato K: Impaired respiratory mechanics in pulmonary emphysema: evaluation with dynamic breathing MRI. J Magn Reson Imaging 1999; 10: 510-520
- 8) Gierada DS, Curtin JJ, Erickson SJ, Prost RW, Strandt JA, Goodman LR: Diaphragmatic motion: fast gradient-recalled-echo MR imaging in healthy subjects. Radiology 1995; 194: 879-884
- 9) Whitelaw WA: Shape and size of human diaphragm *in vivo*. J Appl Physiol 1987; 62: 180-186
- 10) Hammond MD, Bauer KA, Sharp JT, Rocha RD: Respiratory muscle strength in congestive heart failure. Chest 1990; 98: 1091-1094
- 11) Cassart M, Pettiaux N, Gevenois PA, Paiva M, Estenne M: Effect of chronic hyperinflation on diaphragm length and surface area. Am J Respir Crit Care Med 1997; 156: 504-508
- 12) Gauthier AP, Verbanck S, Estenne M, Segebarth C, Macklem PT, Paiva M: Three-dimensional reconstruction of the *in vivo* human diaphragm shape at different lung volumes. J Appl Physiol 1994; 76: 495-506
- 13) Qanadli SD, Orvoen-Frija E, Lacombe P, Di Paola R, Bittoun J, Frija G: Estimation of gas and tissue lung volumes by MRI: functional approach of lung imaging. J Comput Assist Tomogr 1999; 23: 743-748

Three-dimensional Analysis of Resting Respiratory Movement by MR Imaging

Shigemi KITAMURA^{1,2}, Iwao NINOMIYA³, Shuji USUI⁴,
Mitoshi AKIYAMA⁴

¹Major in Medical Engineering and Technology, Graduate Course in Integrated Human Sciences Studies,
Departments of ³Clinical Engineering and ⁴Clinical Radiology,
Hiroshima International University
555-36 Kurose-Gakuendai, Higashi-Hiroshima 739-2695
²Department of Radiology, Yoshijima Hospital

We propose a new method to evaluate lung volume that uses magnetic resonance (MR) images to examine pulmonary function of patients with respiratory disease in whom use of measuring tools such as a spirometer is difficult. In 8 healthy volunteers, we acquired MR images of their lungs during rest breathing and selected inspiratory and expiratory images from these to estimate lung volume. We measured the anteroposterior and bilateral diameters and the cephalocaudal distances of the thoracic lumen on the basis of the positions of the thoracic vertebrae and diaphragm and used these data to calculate the increments of thoracic lumen capacity in inspiratory images with a simple column and trapezoid conic model or an integration method and found that both methods gave similar results. We then compared the calculated values with the measured Tidal volume data and found good agreement. Those methods compared with Tidal Volume. The total increment of the capacity consists of the diaphragm (~90%) and the thorax factor (~10%). We estimated that the increment of the capacity during inspiratory is /ca./90% from the diaphragm and /ca./ 10% from the thorax motions. In conclusion, our proposed method using MR images is very useful for separately evaluating diaphragm and thorax factors.