

胸壁形状変化に着目した胸壁運動の評価方法の考案

仲保 徹

文京学院大学 保健医療技術学部 理学療法学科

要旨

胸壁に対する評価やアプローチは、現在セラピストの経験に基づき行われているものが多く、科学的根拠に乏しいことが否めない。そこで、胸壁に対する評価の客観的指標を作成するため、その前段階として、呼吸に伴う胸壁運動を計測する方法を考案し、その有用性について検討を行った。対象は16名の健康成人男性とし、3次元動作分析装置を用いて呼吸時の胸壁運動を計測した。胸壁運動は、肋骨運動の結果として表出される胸壁形状変化として計測した。その結果、体表で計測した胸壁形状変化は、呼吸量変化と高い相関関係を示した。また考案した方法では、胸壁運動の特徴を把握するために、上下、左右、前後に運動を分けて計測することが可能であり、身体腹側前面の胸壁運動は前後および上下方向の動きが主に示された。

本計測方法は、呼吸量との相関関係や呼吸に伴う胸壁運動において強調される運動方向の特定が可能であり、得られるデータは拡張性が高く、胸壁形状変化の評価に対して有用であると考えられる。

キーワード

胸壁形状, 胸壁運動, 3次元動作分析

1. 緒言

近年における人口の高齢化や喫煙状況、環境の変化により、社会的に呼吸器疾患に対する注目度が高まっている。特に、慢性閉塞性呼吸器疾患（以下、COPD）に関しては、世界銀行とWHOによる試算で、2020年には虚血性心疾患、脳血管障害に次ぐ死亡原因になることが推察されている¹⁾。また日本国内において厚生労働省による2008年度の死亡原因の報告では、肺炎、COPDや喘息など呼吸器系の疾患は、悪性新生物、循環器系の疾患に次ぐ割合となっている²⁾。このような社会的背景により、呼吸器疾患に対する診療ガイドラインの作成や、包括的リハビリテーションの構築などが必要とされている³⁾。そのため、これらは科学的根拠に基づき実施されるべきであるが、現段階では必ずしも十分なものではない。

呼吸器疾患に対する評価は、肺活量計や呼吸流量計といった機器を用いたものが主流となっている。しかし、万能的な評価方法というわけではなく、次にあげられるような問題点も指摘されている⁴⁾。検査に最大努力呼吸が必要であり、ノーズクリップやマウスピースを併用することといった、使用機器が対象者に与える影響が考慮されていない。また、対象者を選ぶ方法であり、乳幼児や非協力的である対象者、言語理解が乏しい高齢者や難聴者などでは使用が困難である。そして、病態により適応しない場合があることなどがあげられる。なぜかと言えばリスクの高い症例では、検査そのものが発作を誘発する危険があるためである。また、呼吸器疾患でも中等度以上の呼吸困難感や気胸や血痰がある場合などは、症状を悪化させる可能性があるため適応しない。

一方、機器を用いない評価方法として、徒手的な評価方

法がある。リハビリテーション治療において呼吸器疾患を扱う際、呼吸運動を行う運動器としての胸壁の観察及び機能評価は、多くの情報が得られるため基本かつ重要な項目である。2003年に発表された『呼吸リハビリテーションマニュアル—運動療法—』の中では、運動療法開始前の必須評価の中で、身体所見のひとつとして胸壁の評価を位置づけている。さらにコンディショニングの方法として胸壁に対する直接的なモビライゼーションをわずかだが紹介している。これらは国内においてのみ報告されているものである。アメリカ胸部専門医会 (American College of Chest Physicians: ACCP)、アメリカ心臓呼吸リハビリテーション学会 (American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation: AACVPR) のガイドラインでは、胸壁に対する評価やアプローチには触れておらず、下肢のトレーニングが包括的呼吸リハビリテーションに必要不可欠の要素であるとしている⁵⁾。この背景には、わが国の呼吸リハビリテーションは運動療法だけが主体ではなく、コンディショニングとして胸壁に対する直接的なアプローチが含まれ、胸郭可動域の改善に重点がおかれていることがあげられる⁶⁾。しかし、胸壁運動の評価に関する科学的根拠となる報告は少ない^{7,8)}。

このような状況の中で、Aliverti と Pedotti は⁹⁾ 光学反射式カメラによる体表計測により呼吸状態を把握する方法、光学式容積変動計測法 (Opto-Electronic Plethysmography: OEP) を紹介している。この方法は Ferrigno ら¹⁰⁾ により報告され、体表に貼付した多数の反射マーカーの3次元座標から胸壁の幾何モデルを構成し、ガウスの定理からその容積を算出するものである。この方法について健康者や症例での検証が行われており、肺活量計や呼吸流量計による計測と、この方法で得られた容積変化との比較でその妥当性が確認されている¹¹⁾。OEPは呼吸時の胸壁の小さい動きを計測でき、また肺活量計や呼吸流量計のようにノーズクリップやマウスピースを使用せず、重症例や人工呼吸器装着者でも身体への負担なく呼吸状態を評価できることを利点としている¹²⁻¹⁴⁾。その利点から従来の呼吸機能検査が適応しない運動中の呼吸状態の計測や背臥位における計測などが行われている^{15, 16)}。以上のように、OEPを用いた研究により胸壁の拡張、収縮のメカニズムは多くの疾患、病態、様々な条件の下で分析され、有用なデータを供給している¹⁷⁻²⁰⁾。

前述の通り近年、OEPを使用した胸壁運動の研究が報告されるようになった。しかしこの方法は胸壁全体の運動パターンを解析しているものであり、部分的な運動の解釈には乏しいといえる。胸壁運動は左右対称や全体が均一に

動くものではない。病態では、一側に気胸や無気肺がある場合や肺結核後遺症では、病側の胸壁運動が小さくなるといわれている。また、姿勢によっても胸壁の運動は変化し、前額面上の側彎や矢状面上の脊柱彎曲により運動が変化するというわれている²¹⁾。これらは、一般的な見解となっているがセラピストの徒手の評価および観察による解釈であり、データとしての科学的根拠には欠けている。

以上のような背景より、根拠の乏しいものとなっている胸壁運動の評価を客観的に行う方法の開発を目的として、本研究では、呼吸に伴う胸壁形状変化を計測する方法を考案し、その有用性の検討を行った。わが国の呼吸リハビリテーションでは、コンディショニングとして胸壁に対する直接的アプローチを行っており、胸壁運動の改善を目的としている。そのため、胸壁運動の客観的評価指標となる基礎情報は非常に有用であるといえる。今回考案した方法はOEPを参考にし、体表に貼付した赤外線反射マーカーの変化量を計測し、胸壁の形状変化を立体的に把握する方法である。この手法をさらに応用することで、姿勢による胸壁運動の変化や、形態異常による胸壁運動の影響などを数値化することができ、臨床における徒手の評価の指標を構築することができると思われる。

2. 対象と計測方法

2.1 対象

対象者は研究に同意を得られた健康成人男性16名とした。計測に先立ち、計測の趣旨および内容について説明を行い、承諾を得た後に計測を行った。また、慢性呼吸器疾患の既往があるもの、開胸開腹術の既往があるもの、脊柱および胸郭に著明な変形があるものは対象者から除外した。各対象者の身体情報および呼吸機能検査結果について表1に示す。

2.2 計測方法

呼吸時の胸壁形状変化の計測方法として、3次元動作分析装置による計測方法を用いた。計測機器は3次元動作分析装置 Vicon MX (Vicon Motion Systems 社)、赤外線カメラ13台とした。

呼吸運動に伴う胸壁の形状変化の特徴を捉えるため、臨床的に呼吸運動の触診が行われる部位にマーカーを貼付した。マーカー貼付位置を図1に示す。マーカー貼付における身体のランドマークは胸骨頸切痕 (頸切痕)、第3肋骨、胸骨剣状突起 (剣状突起)、第8肋骨、第10肋骨とした。頸切痕、剣状突起は身体腹側で触知し、第3肋骨は傍胸骨

表 1 対象者の身体情報および呼吸機能検査結果

Subjects	Age (yr)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI	VC (L)	%VC (%)	FEV1.0 (L/sec)	FEV1.0% (%)
a	20.0	171.0	65.8	22.5	4.9	112.0	4.4	89.7
b	21.0	170.5	56.5	19.4	4.7	109.0	3.8	80.2
c	20.0	171.5	66.0	22.4	4.1	95.0	3.5	84.3
d	20.0	182.6	72.6	21.8	5.1	109.0	4.4	86.7
e	21.0	166.9	58.7	21.1	4.4	104.0	3.7	83.6
f	19.0	160.5	52.5	20.4	4.3	105.0	3.7	85.1
g	19.0	168.6	63.8	22.4	4.6	108.0	4.1	88.6
h	19.0	167.6	62.6	22.3	3.7	86.0	3.4	92.7
i	20.0	174.1	60.8	20.1	4.5	102.0	4.1	90.5
j	19.0	176.7	62.0	19.9	5.2	99.0	4.5	86.8
k	20.0	179.5	78.5	24.4	5.6	104.0	5.0	90.0
l	21.0	167.3	71.5	25.5	5.1	107.0	3.8	73.4
m	20.0	174.3	66.6	21.9	4.8	94.0	3.8	79.6
n	22.0	178.2	71.7	22.6	5.7	108.0	4.9	87.3
o	22.0	161.3	47.3	18.2	3.3	82.0	3.2	96.1
p	21.0	180.6	72.1	22.1	4.7	88.0	4.1	85.7
Mean	20.3	172.0	64.3	21.7	4.7	100.8	4.0	86.3
SD	1.0	6.3	7.9	1.8	0.6	8.9	0.5	5.3

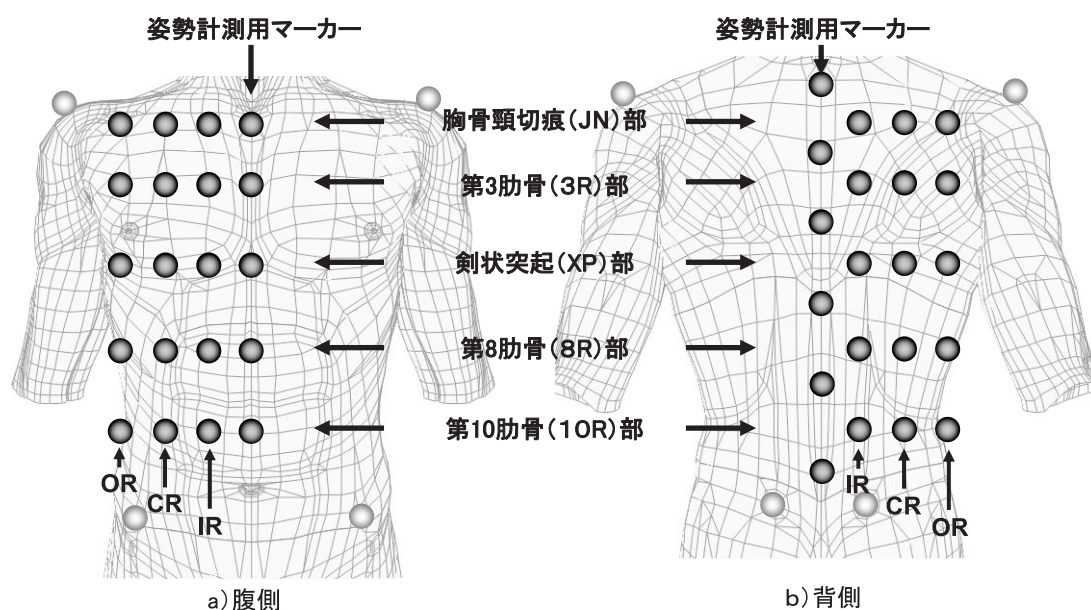


図 1 マーカー貼付位置

IR : inside row, CR : central row, OR : outside row

部で触知した。また第8肋骨、第10肋骨は側腹中央における部位にて触知した。それぞれのランドマークの水平線上で、身体正中線を基準に外側に向かって内側列 (Inside Row : IR)、中央列 (Central Row : CR)、外側列 (Outside Row : OR) の計3列にマーカーを貼付した。背側も同様に腹側に対して表裏をなす位置にマーカーを貼付した。

また、姿勢アライメントを定義するためのマーカーを、身体腹側では各ランドマークの水平ライン上で、身体正中線が交差する点に貼付し、背側では身体正中線上で、各ランドマークを上下に挟む位置に貼付した。その他、身体指標として両側肩峰端、第7頸椎棘突起、両上前腸骨棘 (両 ASIS)、両上後腸骨棘 (両 PSIS) にマーカーを貼付した。

各対象者の姿勢によるマーカーの変化方向を補正するため、各レベルにおける体幹の傾斜角を座標系に反映させ、身体の左右方向をX軸、腹背側方向（前後方向）をY軸、そのレベルにおける体幹の長軸方向（上下方向）をZ軸となるように設定した（図2）。これら座標系の変換はマーカー位置データから Vicon BodyBuilder を用いて計算処理を行った。

呼吸時の胸壁は吸気、呼気に伴い、拡張、縮小する。したがって、吸気相と呼気相を明確に規定することが重要である。そこで、呼気ガス分析装置（AE-300S：ミナト医科学社）により呼吸量を測定し、A/D変換器を介してPCに取り込み相分けを行った。較正器を用いてマーカー位置の波形と呼吸量の波形を較正することで、運動と呼吸の変化を同期させた。本研究の呼気ガス計測は、吸気、呼気の相分けを目的としており、流量センサーに生じる機械的誤差であるドリフト現象¹²⁾は研究目的に影響を及ぼさないものと判断した。

計測は座位姿勢で行い、姿勢の定義は骨盤傾斜角0度とした。骨盤傾斜角は矢状面におけるASISとPSISを結ぶ線分が水平面と成す角度と定義し、ノギスと水準計を用い姿勢設定を行った。一回の計測の流れは、初めに最大吸気

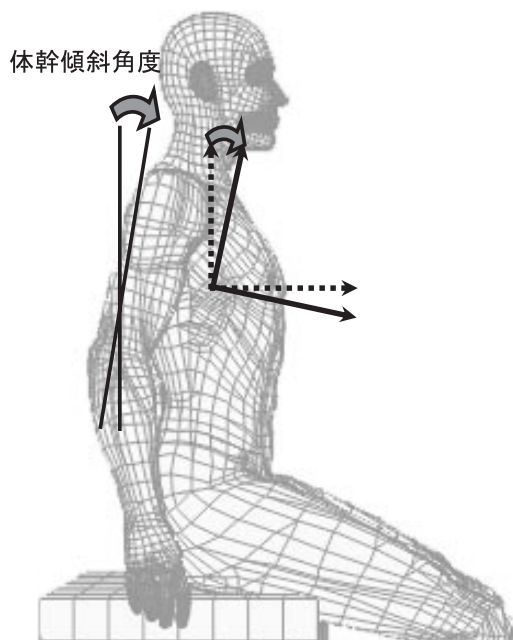


図2 座標系の補正

それぞれの姿勢において各レベルの体幹傾斜角度に応じて座標軸を回転させ前後方向が腹背側方向、上下方向がその部分の体幹長軸方向となるように補正を行った。

図において破線は補正前の座標軸、実線が補正後の座標軸を示す。

位をとらせ、その後安静呼吸を最低5呼吸以上行わせて、呼吸が安定した後、深呼吸を3回繰り返させ、再度安静呼吸を行わせた。計測パラメータは胸壁右側のマーカーの深呼吸3回のデータを使用した。

2.3 統計・解析方法

胸壁形状変化と呼吸量変化の関係を検証するために、身体に貼付した各マーカーの位置変化と呼吸量とで相関分析を行い、各マーカー位置の呼吸運動に対する関係の強さをPearsonの相関係数を用い検討した。また、マーカー位置変化を3座標方向に分け、回帰直線の傾きから呼吸量変化に対するマーカー位置変化量の割合の大きさを求め3方向間で比較した。3方向間の比較は、Kruskal-Wallis検定およびMann-WhitneyのU検定（Bonferroniの不等式による補正）を行った。尚、統計処理にはSPSS ver.17.0を用い、有意水準は危険率5%未満とした。

3. 結果

3.1 各マーカー位置変化量と呼吸量との関係

3.1.1 安静呼吸

安静呼吸時の3呼吸分のマーカー位置変化量と呼吸量の散布図の一例を図3に示す。図に示すように、マーカー位置変化量と呼吸量の間には一定の割合で増加する傾向がみられた。表2は相関係数の部位別の平均値と範囲を示したものである。相関分析の結果は全ての対象者において1%水準で有意であった部位のみ示している。表2に示すとおり、全ての部位で正の相関が認められた（ $p < 0.01$ ）。腹側と背側の比較では腹側の方が背側に比べ相関やや高くなり、背側の内側列では相関がやや低くなった。

図4はマーカー位置変化量を3方向に分解し、それぞれの方向に対する変化量と呼吸量の散布図の一例である。この図より、呼吸量に対して各マーカーの移動方向の量の割合が異なることが分かる。各移動方向に対して回帰直線を引き、その傾きの傾向を図5、図6に示す。腹側では、上位から第3肋骨部までは上方の傾きが大きく、剣状突起部から下位では前後方向の傾きが大きかった（図5a, b, c）。3方向間で比較すると、図5aより内側列では第8肋骨部までは左右方向に対して、前後方向と上下方向の傾きが有意に大きく（ $p < 0.05$ ）、図5b, cより中央列、外側列では剣状突起部までが有意に大きかった（ $p < 0.05$ ）。下位の第8肋骨部、第10肋骨部では、他の方向に対して前後方向の傾きが有意に大きい結果を示した（ $p < 0.05$ ）。図6aより背側の結果では、明確な傾向ではないが脊柱に近い内

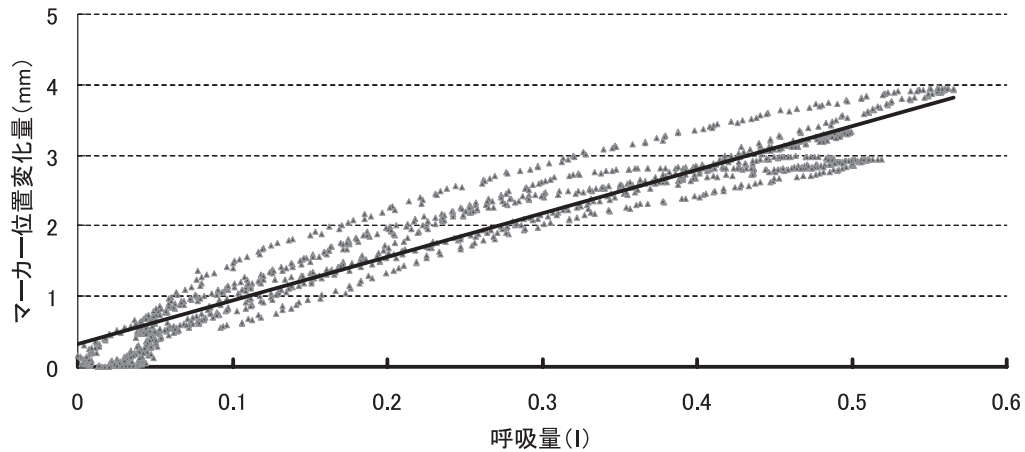


図3 マーカー位置変化量と呼吸量の散布図（安静呼吸）

表2 部位別相関係数範囲（安静呼吸）

		Inside Row			Central Row			Outside Row		
		mean±sd			mean±sd			mean±sd		
Ventral	JN	0.93±0.05	**	(0.79～0.98)	0.93±0.05	**	(0.83～0.98)	0.93±0.04	**	(0.84～0.97)
	3R	0.96±0.04	**	(0.87～0.99)	0.95±0.06	**	(0.79～0.99)	0.96±0.03	**	(0.88～0.99)
	XP	0.95±0.03	**	(0.91～0.99)	0.96±0.02	**	(0.90～0.99)	0.97±0.02	**	(0.92～0.99)
	8R	0.95±0.04	**	(0.84～0.99)	0.96±0.03	**	(0.91～0.99)	0.97±0.02	**	(0.91～0.99)
	10R	0.94±0.04	**	(0.86～0.98)	0.96±0.04	**	(0.86～0.99)	0.94±0.05	**	(0.85～0.99)
Dorsum	JN	0.89±0.09	**	(0.64～0.96)	0.90±0.08	**	(0.70～0.97)	0.91±0.07	**	(0.73～0.98)
	3R	0.88±0.12	**	(0.54～0.97)	0.90±0.12	**	(0.57～0.98)	0.93±0.07	**	(0.73～0.98)
	XP	0.88±0.09	**	(0.64～0.96)	0.95±0.02	**	(0.89～0.97)	0.96±0.03	**	(0.88～0.99)
	8R	0.88±0.11	**	(0.56～0.96)	0.93±0.06	**	(0.82～0.99)	0.95±0.07	**	(0.74～0.99)
	10R	0.77±0.20	**	(0.38～0.95)	0.86±0.13	**	(0.59～0.99)	0.93±0.04	**	(0.87～0.99)

胸骨頸切痕(jugular notch):JN, 第3肋骨(3rd rib):3R, 胸骨剣状突起(xiphoid process):XP, 第8肋骨(8th rib):8R, 第10肋骨(10th rib):10R

Pearsonの相関分析, **:p<0.01 (16名全ての対象者で相関係数が1%水準で有意であった部位に表記)

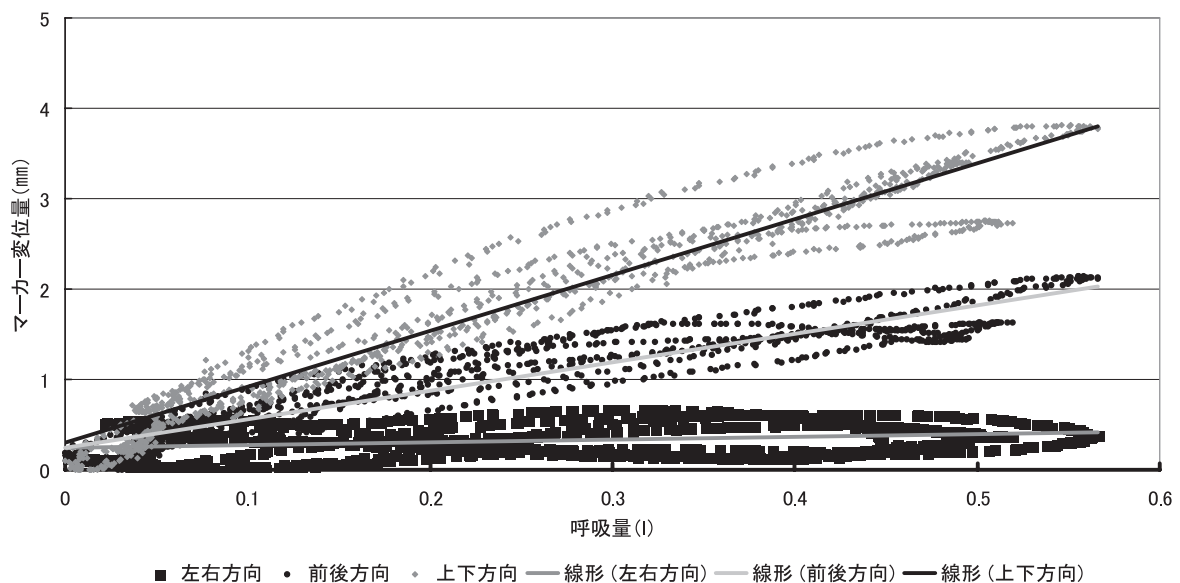


図4 3方向のマーカー位置変化量と呼吸量の関係

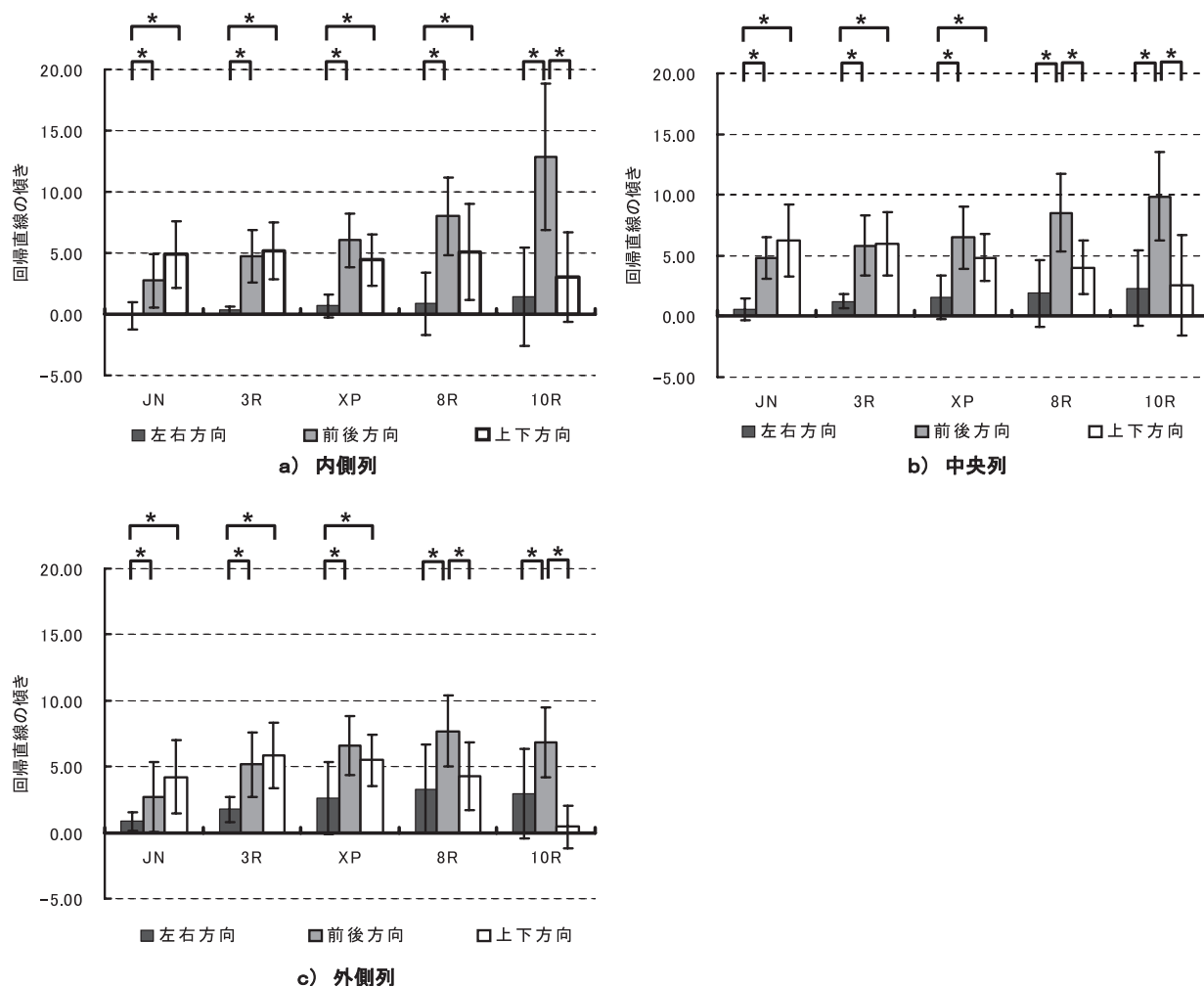


図5 回帰直線の傾き（腹側：安静呼吸） * : $p < 0.05$

側列では左右方向が他の方向に比べ有意に大きい傾向がみられた ($p < 0.05$).

3.1.2 深呼吸

深呼吸3呼吸分のマーカー位置変化量と呼吸量の散布図の一例を図7に示す。図に示すように、マーカー位置変化量と呼吸量と間には安静呼吸と同様に一定の割合で増加する傾向がみられた。表3は相関係数の部位別の平均値と範囲を示したものである。表に示すとおり、全ての部位で正の相関が認められ ($p < 0.01$)、相関関係は背側よりも腹側の方が高く、全体として安静呼吸よりもやや高い傾向が認められた。図8、図9より3方向の回帰直線の傾きの傾向は、腹側において上位では上下方向の傾きが大きく、剣状突起部では前後方向と上下方向が同様の傾きを持ち、下位では前後方向が大きくなる傾向がみられた。また、左右方向に対しては前後方向、上下方向でそれぞれ有意差を認め

た ($p < 0.05$)。背側では、安静呼吸と同様に脊柱に近い内側列では左右方向が他の方向に比べ有意に大きい傾向がみられた ($p < 0.05$)。

4. 考察

本研究で計測した評価指標は、体表に貼付したマーカーの位置座標データである。胸壁形状が変化することによりマーカー位置も同様に変化することが前提になっており、呼吸以外に生じるわずかな身体運動も含まれたものとなっている。前述の通り、体表マーカーを貼付し3次元動作解析装置を用いた計測は Aliverti⁹⁻²⁰⁾ らをはじめ、いくつかの研究が行われている。これらの研究目的は体表マーカーからその胸郭容積を算出することであり、肺活量計で計測した呼吸量と算出した容積変化量との関係は非常に高い相関関係があることを報告している。しかし、算出した

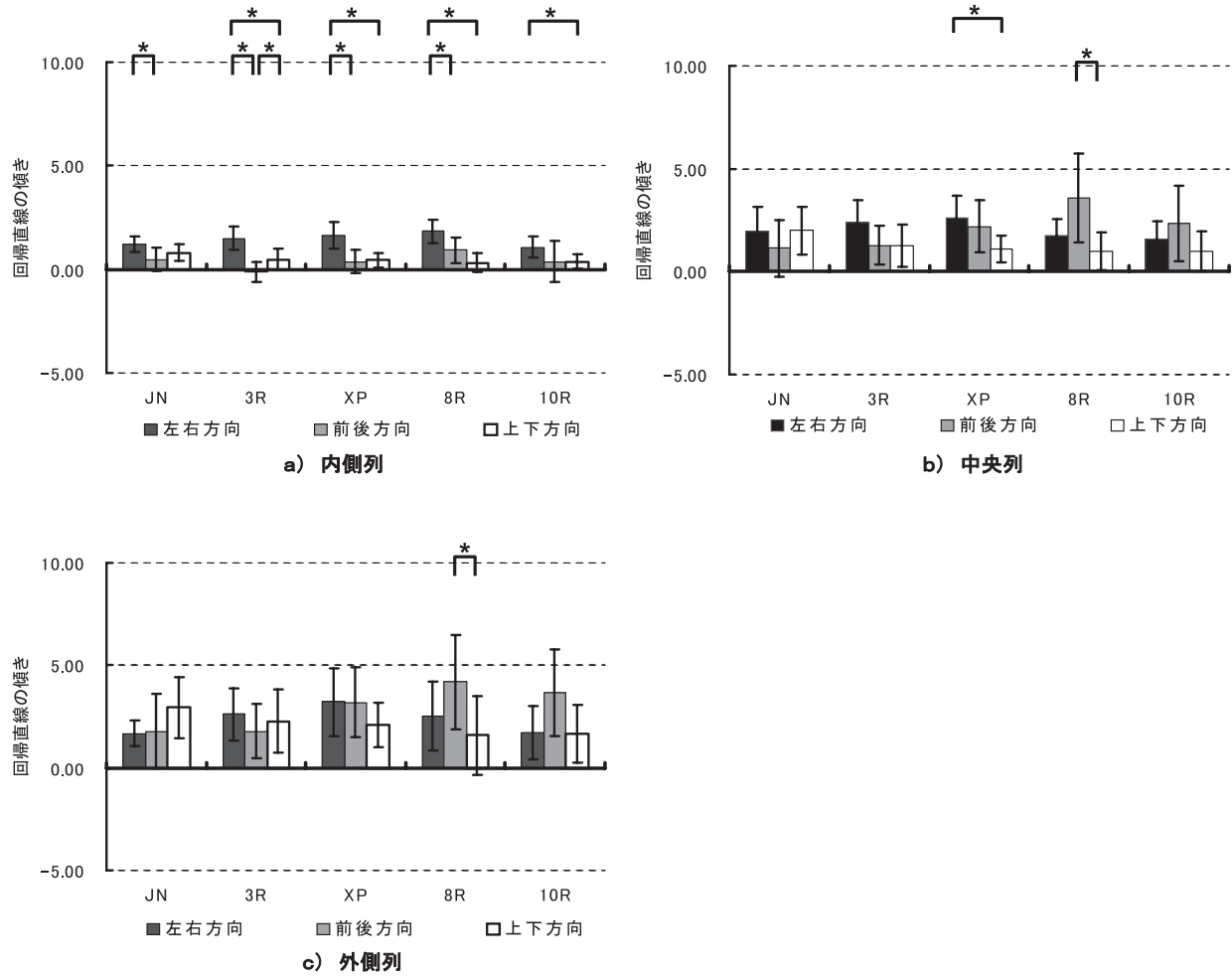


図6 回帰直線の傾き（背側：安静呼吸） * : $p < 0.05$

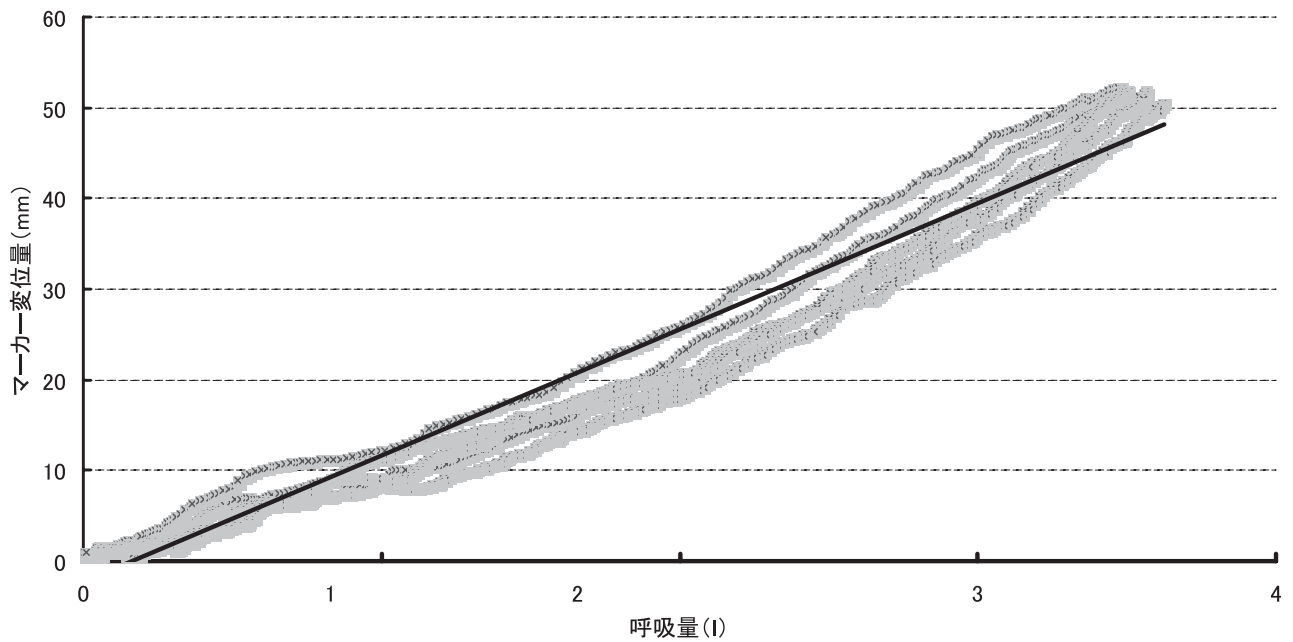


図7 マーカー位置変化量と呼吸量の散布図（深呼吸）

表3 部位別相関係数範囲(深呼吸)

		Inside Row			Central Row			Outside Row		
		mean±sd			mean±sd			mean±sd		
Ventral	JN	0.98±0.01	**	(0.95~0.99)	0.98±0.01	**	(0.97~0.99)	0.97±0.01	**	(0.96~0.99)
	3R	0.98±0.01	**	(0.96~0.99)	0.98±0.02	**	(0.93~0.99)	0.98±0.01	**	(0.96~0.99)
	XP	0.97±0.01	**	(0.95~1.00)	0.98±0.01	**	(0.96~0.99)	0.98±0.01	**	(0.96~0.99)
	8R	0.95±0.03	**	(0.87~0.99)	0.98±0.01	**	(0.97~0.99)	0.98±0.01	**	(0.97~0.99)
	10R	0.93±0.05	**	(0.82~0.97)	0.93±0.07	**	(0.73~0.99)	0.96±0.02	**	(0.92~0.99)
Dorsum	JN	0.92±0.05	**	(0.82~0.99)	0.93±0.04	**	(0.87~0.99)	0.94±0.05	**	(0.83~0.99)
	3R	0.93±0.04	**	(0.86~0.97)	0.93±0.05	**	(0.82~0.99)	0.95±0.05	**	(0.82~0.99)
	XP	0.93±0.06	**	(0.83~0.99)	0.94±0.05	**	(0.82~0.98)	0.96±0.04	**	(0.86~1.00)
	8R	0.93±0.04	**	(0.86~0.98)	0.94±0.04	**	(0.87~0.99)	0.97±0.03	**	(0.87~0.99)
	10R	0.84±0.08	**	(0.70~0.91)	0.90±0.03	**	(0.86~0.94)	0.92±0.09	**	(0.71~0.98)

胸骨頸切痕(jugular notch):JN, 第3肋骨(3rd rib):3R, 胸骨剣状突起(xiphoid process):XP, 第8肋骨(8th rib):8R, 第10肋骨(10th rib):10R

Pearsonの相関分析, **:p<0.01(16名全ての対象者で相関係数が1%水準で有意であった部位に表記)

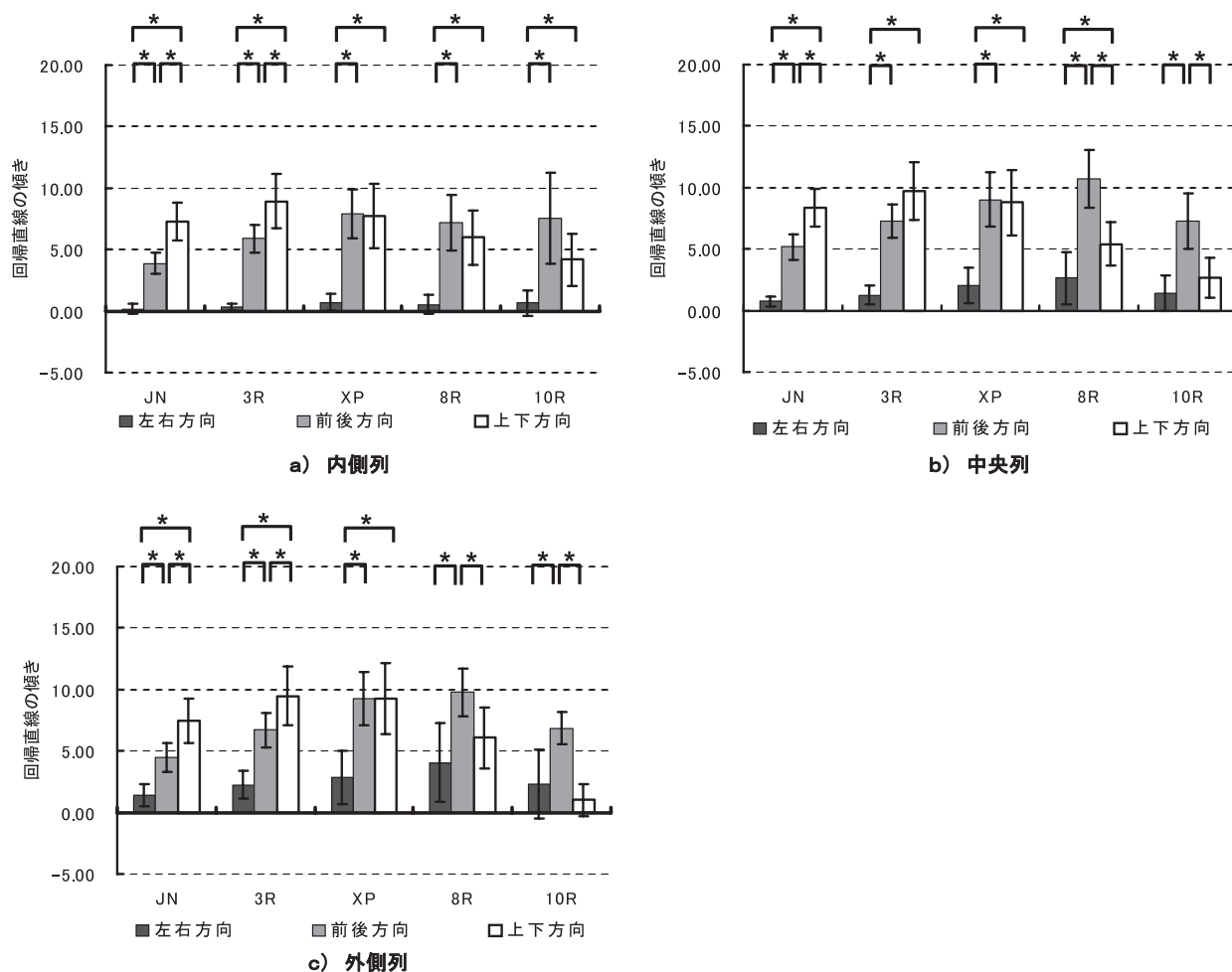
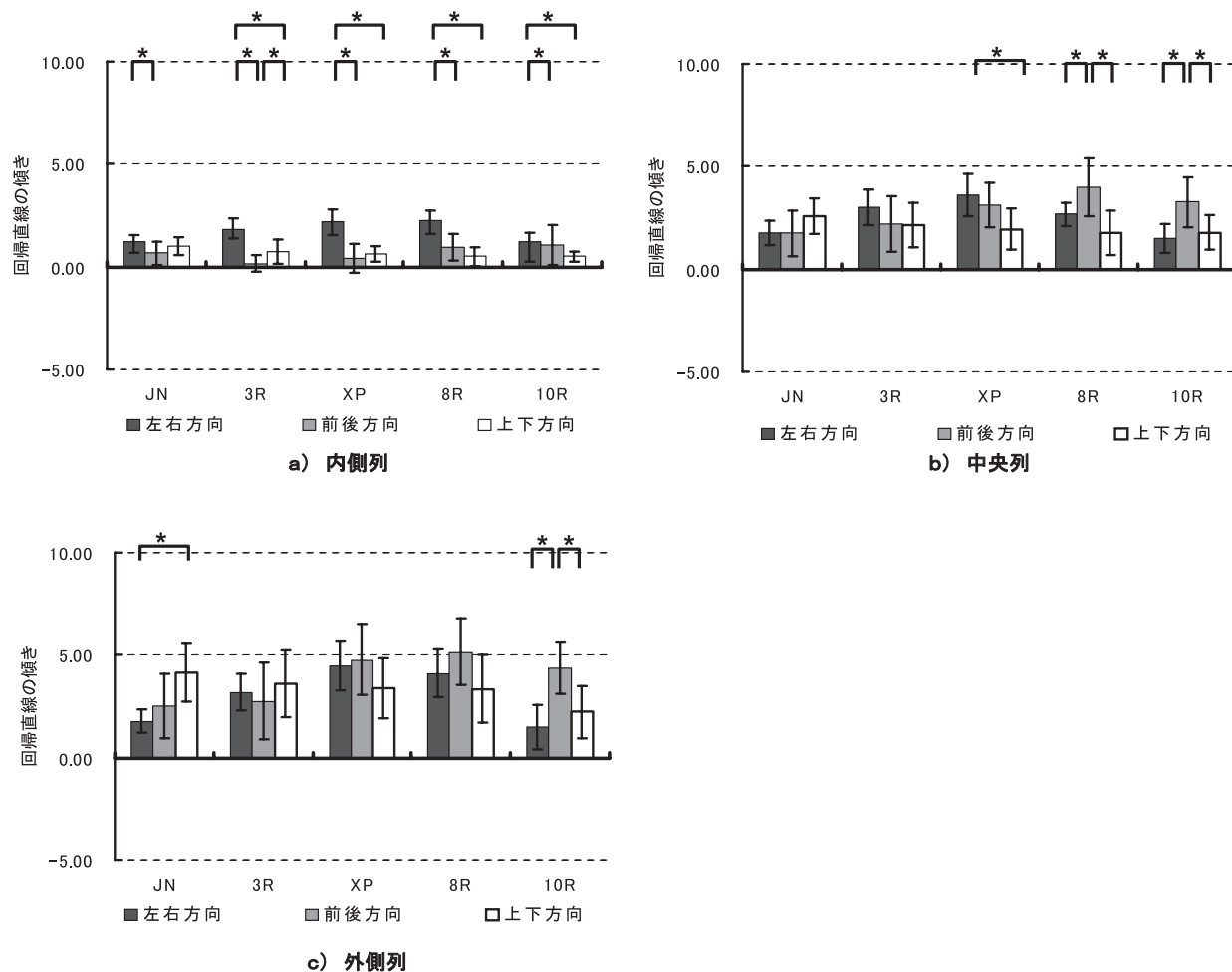


図8 回帰直線の傾き(腹側:深呼吸) *:p<0.05


 図9 回帰直線の傾き（背側：深呼吸） * : $p < 0.05$

容積変化は個々のマーカーの動きとしては把握されておらず、体表において動きの多い部位、小さい部位が容積計算により相殺されている。すなわち、容積変化では体表の動きの量や方向を詳細に知ることはできない。

本研究では、はじめに呼吸量と体表マーカーの位置が互いに関係した中で変化をしているかを検討した。その結果をもとに、呼吸に伴う胸壁運動において強調される運動方向の特定を行った。結果から全てのマーカーの位置変化は呼吸量の変化に対して非常に高い相関を示し、呼吸に伴う胸壁の形状変化を示していることが分かった。相関係数の値をみると、背側よりも腹側の方が高く、下位よりも上位の方が高い傾向がみられた。

胸壁形状変化は、胸郭を形成する肋骨運動の結果であると考えられる。すなわち胸壁形状変化の様相は、肋骨の運動特徴である上位肋骨の Pump-handle motion と下位肋骨の Bucket-handle motion に準ずることが推察される。図の回帰直線の傾きが意味するものは、一定の呼吸量に対す

る胸壁の変化量の割合である。回帰直線の傾きが大きい運動方向ほど呼吸に影響が強いことが示されている。

まず、上位肋骨に位置する胸骨頸切痕部、第3肋骨部の結果をみると、腹側面では Pump-handle motion の動きである上前方への運動が起きており、安静呼吸時に比べ深呼吸時ではより上下方向への運動が強調されている。したがって努力性の呼吸あるいは十分な換気量を得るためには、上位胸壁を上方へ変化させることが重要であることが理解できる。

次に、背側面の左右方向について考察する。背側においては、上位胸壁に位置する部位には肩甲骨が位置し、前述のような形状変化の全てが肋骨運動の結果として生じているとは考えにくい。肋骨関節を軸とした肋骨運動では、形状変化は腹側前面から側面にかけて生じやすいと考えられる。背側では肋骨は骨の長軸方向を軸に回転運動を行っている。その動きに合わせ肋骨角から遠位ほど、上方へ引き上げられる動きをしている。しかし、回転運動は体表面に

表出されにくく、上方への引き上げは側面、すなわち身体の外側ほど動きが大きくなると考えられる。しかし、結果をみるとこれらの骨運動の結果から予測される形状変化とは異なる動きをしている。このことは骨運動の観点よりも皮膚の動きの影響と解釈するほうが理解しやすい。すなわち、深呼吸時の回帰直線の傾きでは、内側列では呼吸量に対して左右方向の動きの関与が大きく、中央列と外側列では各方向ともに一様に関与している。内側列は脊柱に近い位置にあるため構造上、前後方向や上下方向への関与が少なくなる。その結果として中央列や外側列、腹側面の拡張に伴う動きにより内側列の体表面すなわち皮膚が外側方へ引っ張られたと考えられる。

一方、下位胸壁の動きは肋骨運動の動きと異なる傾向となっている。運動方向をみると上位に比べると上下方向が減少し、左右方向が増加する傾向となっている。これは下位肋骨の Bucket-handle motion の動きである上側方の動きとは異なる。つまり下位肋骨ほど皮下における肋骨の動きが大きく観察され、体表との動きのずれが大きいため、上下方向の変化がマーカの位置変化量に反映されなかったと考えられる。しかし、相関係数が示すとおり、呼吸に伴う胸壁の形状変化という観点では、肋骨運動の結果として生じた変化であるため、計測に及ぼす影響はないものと考ええる。

腹側では全ての部位で各運動方向に対して有意差があり、運動方向に特徴が見られることが分かった。それは、一方向への運動が大きくなる場合と、逆に一方向への運動がほとんどみられない場合の二つの特徴である。多くは、左右方向の運動が小さく、それに対して前後方向、上下方向の変化が大きく現れる場合であり、次に前後方向が他の二方向に対して大きく変化をしている場合である。この傾向は、徒手的に胸壁を評価する場合、非常に有用な指標になると推察された。

また、安静呼吸に比べ深呼吸では、呼吸量の違いにより各方向の動きの割合がより明瞭化される傾向にあることが分かった。最も異なる方向が上下方向への変化の割合であり、深呼吸時では安静呼吸に比べて上位胸壁から剣状突起部または第8肋骨部までが上下方向の関与が大きくなっていた。これは努力的な吸気により肋骨の挙上が行われ、それに伴う胸壁の挙上が計測されたことによるものである。安静呼吸では下位胸壁の内側列の動きが前後方向で大きくなっている。下位胸壁の内側列は腹壁に位置するマーカの動きであり、肋骨運動との関係が低い。すなわち、安静呼吸時のこの部位における前後方向の動きはいわゆる腹式呼吸の動きである。同部の標準偏差が他の部位に比べ大き

いことから、腹式呼吸の群と胸式呼吸の群があることが分かる。一方で、深呼吸時のこの部位では前後方向の変化量が少ないことから、安静呼吸では対象者の呼吸様式のコントロールが不十分であり、深呼吸では努力性の呼吸が行われるため呼吸様式は一定の様式となっていると考えられる。胸壁の形状変化は呼吸様式による影響を受けやすいため、呼吸様式のコントロールは重要となる。しかし、過剰な意識は呼吸様式そのものを破綻させることもある。したがって胸壁の形状変化を評価する上で、妥当性のあるデータを得るためには、呼吸様式をコントロールする必要があり、最大吸気、最大呼気を行うことが適切であると判断できる。

5. 結語

胸壁形状変化を安静時呼吸、深呼吸においてそれぞれ計測を行った。体表に貼付したマーカは全て呼吸運動に伴う位置変化を行っており、身体動揺などの影響はごく少ないものと判断できる。また、安静呼吸時の呼吸様式は対象者により一定ではないため、計測は最大吸気、最大呼気で行うことが望ましいことが分かった。加えて、変化量の大きさや部位による変化量の割合から、胸壁の柔軟性の評価や呼吸パターンの評価も可能であることが推察された。以上のことから、本計測方法の有用性が確認できたと考える。臨床評価との関連性を高めるために、今後は実際の徒手の評価との関係を検討する必要がある。

引用文献

- 1) Murray CLJ., Lopez AD., Evidence Based Health Policy-Lessons from the Global Burden of Disease Study, Science, 1996, 274, 740-743
- 2) 厚生労働省, 平成20年人口動態統計月報年計(概数)の概況, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai08/index.html>, 2009, June 10 2009
- 3) 日本呼吸管理学会呼吸リハビリテーションガイドライン作成委員会, 日本呼吸器学会ガイドライン施行管理委員会, 日本理学療法士協会呼吸リハビリテーションガイドライン作成委員会 編集, 呼吸リハビリテーションマニュアル—運動療法—, 東京, 照林社, 2003,
- 4) 鍋木孝之, 川越康博, 金野公郎, スパイロのやれない病態, やらない病態, 呼吸と循環, 1991, 39, 1197-1199
- 5) ACCP/AACVPR, Pulmonary Rehabilitation Guidelines panel, Pulmonary Rehabilitation; Joint ACCP/

- AACVPR Evidence-Based Guidelines, *Chest*, 1997, 112, 1363-1396
- 6) 高橋仁美, 塩谷隆信, 宮川哲夫, わが国における呼吸理学療法の科学性—メタアナリシスを用いて—, *日本呼吸管理学会誌*, 2002, 11, 399-403
- 7) 田平一行, 鋤崎利貴, 千住秀明, 山田奈美, 川俣幹雄, 土屋弦子, 中高年者における胸郭拡張差の標準値の検索および肺機能との関連, 第28回日本理学療法士学会大会, 1993, 5月, 横浜. (*理学療法学*, 1993; 20: 84)
- 8) 田平一行, 関川則子, 神津玲, 柳瀬賢次, 中村美加栄, 真鍋靖博, 千住秀明, 慢性呼吸不全患者における胸郭拡張差が肺機能および呼吸困難感に及ぼす影響, *理学療法学*, 1998, 25, 376-380
- 9) Aliverti A., Pedotti A., Opto-Electronic Plethysmography, *Monaldi Arch Chest Dis.*, 2003, 59, 12-16
- 10) Ferrigno G., Carnevali A., Aliverti A., Molteni F., Beulcke G., Pedotti A., Three-dimensional optical analysis of chest wall motion, *J. Appl. Physiol.*, 1994, 77, 1224-1231
- 11) Cala SJ., Kenyon CM., Ferrigno G., Carnevali P., Aliverti A., Pedotti A., Macklem PT., Rochester DF., Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis, *J. Appl. Physiol.*, 1996, 81, 2680-2689
- 12) Aliverti A., Dellaca R., Pelosi P., Chiumello D., Pedotti A., Opto-electronic plethysmography in intensive care patients, *Am J Respir Crit Care Med.*, 2000, 161, 1546-1552
- 13) Aliverti A., Kayser B., Macklem PT., A human model of pathophysiology of chronic obstructive pulmonary disease, *Respirology*, 2007, 12, 478-485
- 14) Aliverti A., Quaranta M., Chakrabarti B., Paradoxical movement of the lower ribcage at rest and during exercise in COPD patients, *Eur Respir J.*, 2009, 33, 49-60
- 15) Kenyon CM., Cala SJ., Yan S., Aliverti A., Rib cage mechanics during quiet breathing and exercise in humans, *J. Appl. Physiol.*, 1997, 83, 1242-1255
- 16) Aliverti A., Dellaca R., Pelosi P., Chiumello D., Gattinoni L., Pedotti A., Compartmental analysis of breathing in the supine and prone positions by Opto-Electronic Plethysmography, *Ann Biomed Eng.*, 2001, 29, 60-70
- 17) Aliverti A. 1997., Cala SJ., Duranti R., Ferrigno G., Kenyon CM., Pedotti A., Scano G., Sliwinski P., Macklem PT., Yan S., Human respiratory muscle actions and control during exercise, *J. Appl. Physiol.*, 1997, 83, 1256-1269
- 18) Filippelli M., Pellegrino R., Iandelli I., Misuri G., Rodarte JR., Duranti R., Brusasco V., Scano G., Respiratory dynamics during laughter, *J. Appl. Physiol.*, 2000, 90, 1441-1446
- 19) Vogiatzis I., Aliverti A., Golemati S., Georgiadou O., LoMauro A., Kosmas E., Kastanakis E., Roussos C., Respiratory kinematics by optoelectronic plethysmography during exercise in men and women, *Eur J Appl Physiol.*, 2005, 93, 581-587
- 20) Bianchi R., Gigliotti F., Romagnoli I., Lanini B., Castellani C., Binazzi B., Stendardi L., Grazzini M., Scano G., Patterns of chest wall kinematics during volitional pursed-lip breathing in COPD at rest, *Respiratory Medicine*, 2007, 101, 1412-1418
- 21) 柿崎藤泰, 福井勉, 呼吸運動療法, 呼吸運動療法の理論と技術, 東京: メジカルビュー社, 2003, p114-139,

Method for Evaluation of Chest Wall Motion by 3-D Measurement of Wall Movement

Tohru Nakabo

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science Technology,
Bunkyo Gakuin University

Abstract

Assessment and intervention on the chest wall motion have been performed by empirical skills in many instances of physical therapy. To obtain indices of subjective assessment, using 3-D motion analyzer we firstly investigated the methods for measurements of chest wall motion with respiration and evaluated its applicability. The chest wall motion is dependent on the rib movement resulting in the change in the chest wall shape. Thus, changes in the chest wall shape of 16 healthy subjects (male) upon respiration were measured as the index of chest wall motion. Results revealed the high correlation of changes in wall shape to amounts of respiratory volume. Further, the chest wall motion was capable of being characterized by direction-directed measurements of wall shape change. In the chest wall motion at the frontal surface of abdominal side, changes in the wall shape were measured mainly in anterior-posterior and vertical directions. Measurements at normal breathing and deep breathing also showed the extensive applicability of the present methods. We here conclude that the measurement of changes in the chest wall shape with 3-D device provides the basis for scientific assessment of chest wall motion.

Key words —— chest wall shape, chest wall motion, 3-D motion analysis

Bunkyo Journal of Health Science Technology vol.2: 11-22