

平成三十年代 博士論文

競技特性を念頭に置いた

呼吸と競泳パフォーマンスの関連性

Relationship between respiration and swimming performance

鹿屋体育大学大学院 体育学研究科

体育学専攻

鷺野 壮平

競技特性を念頭に置いた

呼吸と競泳パフォーマンスの関連性

Relationship between respiration and swimming performance

鹿屋体育大学大学院 体育学研究科

体育学専攻

学籍番号 167006

鷺野 壮平

平成31年1月

# 目次

## 目次

本論文で用いる用語の定義	6
本論文で用いる略語	7
第1章 序論	
第1節：序	9
第2節：研究小史	
1.2.1. 吸気筋の筋疲労と運動パフォーマンスの関係	10
1.2.2. 吸気筋活動の定量化	12
1.2.3. 運動中の呼吸特性	14
1.2.4. 水泳中の抵抗	15
1.2.5. 運動の規定因子の解明：陸上の運動解析	18
1.2.6. 運動の規定因子の解明：水中の運動解析	19
第3節：本研究の目的と構成	22
第2章 吸気補助筋の筋活動特性	
第1節：Flow rate および肺気量が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響【研究1】	
2.1.1. 緒言	27
2.1.2. 方法	27
2.1.2.1. 対象者	27
2.1.2.2. 試技内容	28
2.1.2.3. データ取得	29
2.1.2.4. データ処理	29
2.1.2.5. 統計処理	30
2.1.3. 結果	30
2.1.3.1. Flow rate–EMG 関係	30
2.1.3.2. 異なる肺気量が Flow rate–EMG 関係に及ぼす影響	31
2.1.3.3. 肺気量–EMG 関係	31
2.1.3.4. 異なる Flow rate が肺気量–EMG 関係に及ぼす影響	31
2.1.4. 考察	32
2.1.5. 小括	34
第2節：吸気抵抗の追加が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響【研究2】	

## 目次

2.2.1. 緒言	46
2.2.2. 方法	46
2.2.2.1. 対象者	46
2.2.2.2. 試技内容	47
2.2.2.3. データ取得	47
2.2.2.4. データ処理	48
2.2.2.5. 統計処理	48
2.2.3. 結果	49
2.2.3.1. 吸気抵抗の追加が最高 Flow rate に及ぼす影響	49
2.2.3.2. 吸気抵抗の追加が Flow rate-EMG 関係に及ぼす影響	49
2.2.3.3. 吸気抵抗の追加が吸気補助筋の活動開始位置に及ぼす影響	50
2.2.3.4. 吸気筋力と吸気補助筋の活動開始位置の関係	50
2.2.4. 考察	50
2.2.5. 小括	52

## 第3章 呼吸と競泳パフォーマンス

### 第1節：マーカーの貼付が競泳パフォーマンスに及ぼす影響【研究3】

3.1.1. 緒言	64
3.1.2. 方法	64
3.1.2.1. 対象者	64
3.1.2.2. 試技内容	64
3.1.2.3. データ取得	65
3.1.2.4. データ処理	65
3.1.2.5. 統計処理	67
3.1.3. 結果	67
3.1.3.1. 泳パフォーマンス・ストローク指標	67
3.1.3.2. 血中乳酸濃度	68
3.1.3.3. 推定泳速度	68
3.1.4. 考察	68
3.1.5. 小括	69

### 第2節：肺気量の違いが水泳中のボディポジションに及ぼす影響およびボディポジションの簡便な

## 目次

評価法【研究4】	
3.2.1. 緒言	74
3.2.2. 方法	74
3.2.2.1. 対象者	74
3.2.2.2. 試技内容	75
3.2.2.3. データ取得	75
3.2.2.4. データ処理	75
3.2.2.5. 統計処理	76
3.2.3. 結果	76
3.2.3.1. 泳速度	76
3.2.3.2. 体幹の傾き	76
3.2.3.3. ボディポジション	77
3.2.3.4. 信頼性分析	77
3.2.4. 考察	78
3.2.5. 小括	80
第3節：全力200mクロール泳中のボディポジションの低下と吸気筋疲労の関係【研究5】	
3.3.1. 緒言	88
3.3.2. 方法	88
3.3.2.1. 対象者	88
3.3.2.2. 試技内容	88
3.3.2.3. データ取得	89
3.3.2.4. データ処理	89
3.3.2.5. 統計処理	89
3.3.3. 結果	90
3.3.3.1. 最大吸気圧	90
3.3.3.2. 泳速度	90
3.3.3.3. 体幹の傾き	90
3.3.3.4. ボディポジション	91
3.3.3.5. 吸気筋の筋疲労とボディポジション低下の関係	91
3.3.4. 考察	91

## 目次

3.3.5. 小括	92
第4節：体型の個人差および肺気量の影響を考慮した水泳中の前方投影面積の算出【研究6】	
3.4.1. 緒言	99
3.4.2. 方法	100
3.4.2.1. 対象者	100
3.4.2.2. 試技内容	100
3.4.2.3. データ取得	100
3.4.2.4. データ処理	101
3.4.3. 結果	102
3.4.3.1. 個人モデル	102
3.4.3.2. 前方投影面積	102
3.4.3.3. 抵抗力	103
3.4.4. 考察	103
3.4.5. 小括	104
第5節：肺気量の違いが水泳中のボディポジションおよび前方投影面積に及ぼす影響【研究7】	
3.5.1. 緒言	112
3.5.2. 方法	112
3.5.2.1. 対象者	112
3.5.2.2. 試技内容	112
3.5.2.3. データ取得	113
3.5.2.4. データ処理	113
3.5.2.5. 統計処理	114
3.5.3. 結果	114
3.5.3.1. 泳速度	114
3.5.3.2. 身体重心高	115
3.5.3.3. 体幹の傾き	115
3.5.3.4. 前方投影面積	115
3.5.3.5. 抵抗力	115
3.5.3.6. 身体重心高と前方投影面積，体幹の傾きと前方投影面積の関係	115
3.5.4. 考察	116

## 目次

3.5.5. 小括	117
第4章 総括	123
4.1. 本研究の主知見	124
4.2. 本研究の限界および今後の展望	124
4.3. 結論	126
文献	129
謝辞	
	143

## 第1章

### 本論文で用いる用語の定義

#### Flow rate

単位時間あたりの吸気流量 ( $Ls^{-1}$ ) を指す。吸気の意味する。

#### 吸気量

1 吸気における Flow rate の時間積分値を指す。

#### 肺気量

肺内の空気量または肺気量レベルであり、Flow rate の累積積分値を指す。本論文では、息を吐き切った（残気量位）を 0 として表す。

#### 身体形状データ

ボディラインスキャナより取得した点群データに三角メッシュを貼ったポリゴンデータを指す。

#### 身体重心高

ヒトの身体の重心（質量中心）位置の鉛直軸成分を指す。本論文では、0 cm とした水面からの距離で表す。

#### ボディポジション

身体重心高よりも広義な意味として用い、水泳中の泳者の身体の水面からの距離を指す。本論文では、0 cm とした水面からの距離で表す。

#### 前方投影面積

泳者の進行方向からみた平行投影画像における水中部分に沈む面積を指す。

#### リンクセグメントモデル

ヒトの各体節セグメントを剛体とみなし、それらが関節点により連結されたモデルを指す

#### 1 ストロークサイクル

クロール泳中の手の入水から次に同じ手が入水するまで区間を指す。

#### デジタルヒューマンモデル

ヒトの詳細な幾何学的情報を表現したモデルであり、身体形状データにリンクセグメントモデルを内蔵したモデルを指す。

## 第1章

### 本論文で用いる略語

略語	正式名称	意味
AEMG	Amplitude of electromyography	筋電図振幅値
COPD	Chronic obstructive pulmonary disease	慢性閉塞性肺疾患
CoG	Center of gravity	身体重心高
EELV	End-expiratory lung volume	呼気終末残気量位
EILV	End-inspiratory lung volume	吸気終末残気量位
EMG	Electromyography	筋電図
FINA	Federation Internationale Natartion	国際水泳連盟
FIV	Forced inspiratory volume	努力性吸気 1 秒量
FRC	Functional residual capacity	機能的残気量位
FVC	Forced vital capacity	努力性肺活量
GTc	Center between left and right greater trochanters	左右大転子の中点位置
MIP	Maximal inspiratory pressure	最大吸気圧
MVC	Maximal voluntary contraction	等尺性随意筋力
RMS	Root mean square	二乗平均平方根
RMSE	Root mean square error	二乗平均平方根誤差
RV	Residual volume	残気量位
SSD	Skeleton subspace deformation	表面形状変形モデル
TLC	Total lung capacity	全肺気量
XP	Xiphid process	剣状突起
XP-GTc	Center between XP and GTc	剣状突起と左右大転子の中点位置

# 第1章

## 序論

# 第1章

## 1.1. 序

競泳は、水中環境にて、泳者の身体をいかに速くゴールまで移動させるかを競う競技である。水の密度は空気より約 800 倍も高いことから、移動時に発生する抵抗が大きという特性がある。高木 (2001) の「抵抗を制する者、勝負を制す」で知られるように、抵抗力を小さくすることは高いパフォーマンスを発揮する上で肝となることから、水泳中の抵抗に関わる知見は、研究者のみならず、選手・コーチにとっても大きな関心事となる。実際に、試合の前には、抵抗を小さくするために体毛を剃る選手も多いことから、抵抗への意識の高さが伺える。また、抵抗力の影響を示すように、摩擦係数の小さい高速水着 (レーザー・レーサー等) が使用された 2008・2009 年には、世界記録が集中的に更新された。しかし、高速水着の使用が禁止された 2010 年以降は、抵抗力を減少させる新たな方策が必要とされている。

泳者に作用する抵抗には、「造波抵抗」、「摩擦抵抗」、「圧力抵抗」がある (Toussaint et al., 2000; 高木, 2001)。中でも圧力抵抗は、高い泳速度時に大きく影響する (高木, 2001)。その圧力抵抗は、前方投影面積と比例関係にあることから (Toussaint et al., 2000; Gatta et al., 2015)、前方投影面積を小さくすることが高いパフォーマンス発揮の実現に有効な方策であるといえる。前方投影面積を小さくするには、より水面に近い位置で泳ぐこと (高いボディポジション) で実現できる。高いボディポジションを維持するには、大きな浮力の保持が必要である。アルキメデスの原理より、体積を大きくすることで浮力を増大させることができるため、ヒトにおいては、肺の空気量 (肺気量) を大きくすることが、一過性に浮力を増大させる手段の一つに挙げられる。水泳運動中 (背泳ぎは除く) においては、肺気量を変化させる呼吸動作 (息継ぎ) は、ストローク中に限定されている (Rodríguez, 2000) ため、1 回の息継ぎでより多くの空気を吸うには、素早い吸気が求められる。さらに、水圧という外因的な負荷が吸気筋にかかる条件下で行わなければならない。実際に、200 m 泳後には吸気筋の最大筋力は低下する (Lomax and McConnell, 2003; Jakovljevic and McConnell, 2009; Brown and Kilding, 2011; Lomax et al., 2012) ことを踏まえると、競泳レース後半には息継ぎ 1 回で得られる吸気量が減少 (= 肺気量減少) し、それに伴い、浮力が低下することで、ボディポジションの低下ならびに前方投影面積の増大が引き起こされ、結果的に、抵抗の増大を招くという仮説が立てられる (図 1-1)。以上のことは言い換えれば、肺気量、ボディポジション、前方投影面積の観点から抵抗力を減少させ、競泳パフォーマンスの向上を実現させ得ることを示すものである。一方で、水泳運動中の抵抗に大きく関係する前方投影面積および浮力に関する学術的研究は進んでおらず、その背景に、方法論的限界がある。この問題点は、近年開発された光学式水中モーションキャプチャシステムおよび人間工学分野の技術を活用することで解決できると考えた。

そこで、本学位論文では、「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少→C ボディポジション低下→D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」という一連の現象の関連性を検証することを目的とした。

# 第1章

## 1.2. 研究小史

本学位論文は、競泳競技に関する一連の現象の関連性（図 1-1）を検証することが目的である。そこで、競泳の競技特性を念頭に、吸気筋の筋機能特性、筋活動様相、および筋疲労様相、そしてそれらと運動パフォーマンスの関係についてまとめた後、実際に競泳パフォーマンスの規定因子である抵抗に関する研究に焦点を当てる。最後に、運動の規定因子の解明を行う運動解析に関する研究についてまとめる。その際、水中よりも発展している陸上での運動解析について先に述べ、その後、水中での運動解析に関する研究についてまとめることとする。これらを踏まえ、以下の内容に関する先行研究をまとめる。

### 1.2.1. 吸気筋の筋疲労と運動パフォーマンスの関係

### 1.2.2. 吸気筋活動の定量化

### 1.2.3. 運動中の呼吸特性

### 1.2.4. 水泳中の抵抗

### 1.2.5. 運動の規定因子の解明（陸上の運動解析）

### 1.2.6. 運動の規定因子の解明（水中の運動解析）

### 1.2.1. 吸気筋の筋疲労と運動パフォーマンスの関係

運動を持続させるには、その運動を実施する四肢の活動筋へ酸素を供給し続けなければならない。運動強度の増加に伴い、酸素摂取量や心拍出量は増加し、やがてレベリングオフを迎えるが、ガス交換を行う換気量は、疲労困憊に至るまでさらに増加を続ける。そのため、高強度運動時には、呼吸動作自体に、より多くのエネルギーが必要とされる。実際に、高い酸素摂取量レベルまで運動を行えるヒト（ $\sim 60 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ）の方が、一般的なヒト（ $\sim 50 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ ）よりも、分時換気量が大きいため呼吸筋の酸素摂取量の絶対値が大きい（Aaron et al., 1992; Dominelli et al., 2015）。さらには、呼吸筋の酸素摂取量は、分時換気量の増加に対して指数関数的に増加することから、活動筋を含む全酸素摂取量に対する呼吸筋の酸素摂取量の比率も高い（15% vs. 10%, Aaron et al., 1992; Dominelli et al., 2015）。すなわち、高い酸素摂取量が必要とされる持久的運動パフォーマンスの発揮には、活動筋の筋持久力のみならず、吸気筋の筋持久力も重要となる。

筋疲労とは、最大筋出力の低下と定義され（Enoka and Duchateau, 2008; Taylor and Gandevia, 2008）、四肢の活動筋の筋疲労の評価は、最大等尺性随意収縮（MVC）が用いられていることが多い（Decorte et al., 2012; Thomas et al., 2015, 2016）。吸気筋においては、MVCに相当するものとして吸気筋力の指標である最大吸気圧（Lomax and McConnell, 2003; Lomax et al., 2012; Smith et al., 2014）が筋疲労の評価に用いられている。運動後の最大吸気圧の低下は、自転車、ランニング、マラソンなどの10分以上の持久的運動

## 第1章

(Loke et al., 1982; Ross et al., 2008) だけではなく、短時間の 400 m および 800 m 走 (Ohya et al., 2016b) や 200m 泳後 (Lomax and McConnell, 2003; Jakovljevic and McConnell, 2009; Brown and Kilding, 2011; Lomax et al., 2012) に見受けられる。MVC や最大吸気圧には、中枢性疲労と末梢性疲労の要因が影響するため、中枢性疲労の影響を除いた末梢性疲労を評価する方法として、四肢筋においてはその筋を支配する神経に対する電気刺激や磁気刺激による誘発トルクが用いられている (Decorte et al., 2012; Thomas et al., 2015, 2016)。吸気筋においては、第7頸椎 (C7) 付近から横隔神経に対して電気刺激 (Aubier et al., 1981; Bellemare and Bigland-Ritchie, 1987) や磁気刺激 (Similowski et al., 1989) による横隔膜の誘発圧力 ( $P_{diw}$ ) が用いられている。しかし、電気刺激は痛みを伴い、また横隔膜は心臓に近いことから、現在では磁気刺激が使われることがほとんどである。横隔膜の圧力は、食道・胃バルーン法によって取得されており (1.2.2 参照)、多くの研究において、 $P_{diw}$  の 15% の低下を横隔膜疲労の判定基準としている (Mador et al., 2000; Kufel et al., 2002; Guenette et al., 2010)。高強度運動によって発現する吸気筋の筋疲労は、運動誘発性吸気筋 (横隔膜) 疲労と呼ばれている。

吸気筋に筋疲労が生じた状態で運動を継続すると、代謝受容器の groupIV 神経が活性し (Hill, 2000)、血管収縮が起こること (St Croix et al., 2000; Katayama et al., 2012) で活動筋の血流量が減少する (Sheel et al., 2001; Romer and Polkey, 2008)。さらには、運動に関与しない筋 (e.g., 脚運動中の腕) の血流量は減少する (Smith et al. 2014)。最大運動時 ( $100\% \dot{V}O_2\max$ ) に、呼吸に外因的な抵抗をかけると、通常呼吸条件時よりも脚の血管抵抗の増加 (Harms et al., 1997)、脚の血流量の低下 (Harms et al., 1998)、吸気筋の血流量の増加 (Dominelli et al., 2017)、および運動持続時間の低下 (Harms et al., 2000) が起こる。また、逆に呼吸抵抗を減少させるようにサポートすると、それぞれ逆の振る舞いを呈する。さらに、呼吸の仕事量の変化と吸気筋および活動筋の血流量の変化にはそれぞれ関連がある (Dominelli et al., 2017)。この吸気筋と活動筋の血流の競合は、盗血現象 (Blood steal phenomenon) と呼ばれている (Dempsey et al., 2006; Romer and Polkey, 2008; 山地, 2017; Sheel et al., 2018)。この現象は、吸気筋疲労を伴わない中負荷運動 ( $70\% \dot{V}O_2\max$ ) では見られない (Wetter et al., 1999)。一方、運動中ではなく安静時に吸気筋にのみ外因的に負荷をかけた状態でも、脚の血流量が減少する (Sheel et al., 2001) ことから、血流の再分配には、吸気筋の筋疲労や筋活動量が関与していることが示唆される。これらのことから、持久的アスリートにとっては、吸気筋の筋機能が持久的運動パフォーマンスの制限因子になると提唱されている (Dempsey et al., 2002, 2006, 2008, 2012; Romer and Polkey, 2008; Katayama and Amann, 2012)。そのため、吸気筋トレーニングが持久的運動パフォーマンスに与える効果について数多く検証されてきた。

吸気筋トレーニングによって、陸上走運動、自転車、ボート、競泳のパフォーマンスを向上させたことが認められている (Chatham et al., 1999; Volianitis et al., 2001b; Romer et al., 2002; Holm et al., 2004; Verges

## 第1章

et al., 2008; Edwards and Walker, 2009; Kilding et al., 2010). 呼吸筋トレーニング後には、横隔膜の筋厚の増加 (Ramírez-Sarmiento et al., 2002; Enright et al., 2006; Hawkes et al., 2007), 同一運動強度時の酸素摂取量の低下 (Leddy et al., 2007; Mickleborough et al., 2010) ならびに活動筋の主観的運動強度 (RPE) や息苦しさ (dyspnea) の低下 (Volianitis et al., 2001b; Romer et al., 2002), 同一換気量時の呼吸の仕事量 (Ray et al., 2010), 呼吸筋の酸素摂取量の減少 (Turner et al., 2012), 運動後の横隔膜疲労の軽減 (Witt et al., 2007),  $\dot{V}O_2$  slow component の低下 (Bailey et al., 2010), 血中乳酸濃度の減少 (Brown et al., 2008; Mickleborough et al., 2010), 一回換気量の増加の抑制 (Romer et al., 2002) などが報告されている. これらの要因が影響し、最大酸素摂取量が増加せずとも、運動持続時間の延長したことが示唆される (Romer et al., 2002; Edwards and Walker, 2009). さらに、吸気筋に対して特異的にウォーミングアップを行うことで、パフォーマンスの向上が認められた報告もある (Volianitis et al., 2001a; Tong and Fu, 2006; Lomax et al., 2011; Wilson et al., 2014). このように、吸気筋の筋機能と運動パフォーマンスは、深く関連している.

### 1.2.2. 吸気筋活動の定量化

呼吸は、心臓の拍動と同様、生命を維持するために絶えず行われている. 呼吸動作は、横隔膜の上下動または胸郭の拡張・収縮によって生じる胸腔内と大気との圧力差により受動的に空気が流動することで実現される. その動作を実行するのが呼吸筋である. 呼吸筋は、呼吸動作に関与する筋の総称であり、吸気に関与する吸気筋と呼気に関与する呼気筋に大別される. 吸気筋には、横隔膜、外肋間筋、胸鎖乳突筋、斜角筋、僧帽筋が存在し、呼気筋には、内肋間筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋が存在する (Ratnovsky et al., 2008). 安静時における呼気は、横隔膜の筋弛緩によって受動的に行われるため、呼気筋に筋活動は発生しないものの (De Troyer et al., 1990), 吸気筋である横隔膜は、安静時・睡眠時から絶えず筋収縮を繰り返している (De Troyer and Estenne, 1984). さらに、慢性閉塞性肺疾患 (COPD) 患者などの呼吸器疾患患者においては、いわゆる吸気補助筋 (Accessory inspiratory muscle) である胸鎖乳突筋や斜角筋においても安静呼吸時に筋活動が発生する (De Troyer et al., 1994). これらのことから、呼吸筋の筋活動様相に関する研究の多くは、吸気筋の活動様相に着目している.

吸気筋の主働筋は、横隔膜であり (Ratnovsky et al., 2008), 全吸気圧に対する横隔膜の貢献度は、80–90%程度である (Babcock et al., 1995; Guenette et al., 2010). 横隔膜の活動の定量化は、解剖的位置より、侵襲的な方法が主となる. 横隔膜が発揮した圧力 (横隔膜圧) は、食道・胃バルーン法によって測定される (Luo et al., 2008; Guenette et al., 2010). この手法は、鼻腔付近に局所麻酔をした後、二本のバルーンカテーテルを鼻腔から挿入し、一本は食道レベルに、もう一本は胃レベルに配置することで、胸腔内圧と腹腔内圧がそれぞれ測定される. この胸腔内圧と腹腔内圧の差分が横隔膜圧を反映する.

## 第1章

非侵襲的に横隔膜の活動を定量化する方法として、超音波法がある。これにより、横隔膜肋間部を撮像することができ、吸気圧の増加に伴う横隔膜の筋厚の増加 (Ueki et al., 1995; De Bruin et al., 1997) や超音波剪断波エラストグラフィによる剪断弾性率の増加 (Chino et al., 2018) が確認されている。しかし、超音波法は、時間分解能が低さに加え、最大でも 7 mm (Ueki et al., 1995) という筋厚で、かつ絶え間なく動的収縮している横隔膜の画像測定評価には非常に困難を伴う。これら問題があるため、詳細な筋の活動特性を検証する際には、時間分解能に優れ、横隔膜の動的収縮が測定制限因子とならない筋電図 (EMG) 法が用いられることが多い。

横隔膜の EMG 測定は、解剖的位置より、侵襲的な方法が主となる。具体的には、局所麻酔をした後、食道電極を口から挿入する。この手法により、横隔膜の筋活動が測定される (Luo et al., 2008, Jolley et al., 2009)。別の方法としては、針電極が用いられる (Butler et al., 1999)。いずれの方法においても、侵襲的な方法であるため、対象者への負担が大きい。一部の研究において表面筋電図を用いて横隔膜肋間部の EMG が取得可能であることが報告されているが (Maarsingh et al., 2002; Duiverman et al., 2004)、外肋間筋の筋活動信号が含まれることや横隔膜の筋電図信号よりも約 100 倍も大きい心電図が混入する問題があるため (Pang et al., 1995; Hutten et al., 2007; Yacoub and Raouf, 2008)、現在はほとんど使われていない。

一方、頸部側面に存在する胸鎖乳突筋や斜角筋は、非侵襲的手法である表面 EMG から測定可能である。胸鎖乳突筋や斜角筋は、頭部の回旋、側屈動作に関わるだけでなく、胸郭の挙上動作に関わるため、吸気補助筋 (Accessory inspiratory muscle) と呼ばれる。さらに、これらの筋は横隔膜と異なり、心電図の影響を受けないことに加えて、EMG 測定の再現性が高いことが示されている (Falla et al., 2002)。

1 吸気は、吸気速度 (Flow rate) と吸気時間の積で決定される。さらに、その吸気を行う肺気量区間も呼吸筋の筋活動に影響する。肺気量分画に関する用語を図 1-2 に示す。四肢の動作に置き換えれば、吸気圧が筋力 (Force)、Flow rate が力の立ち上がり勾配 (Rate of force development)、肺気量が関節角度 (筋長) に相当する。このような多くの要因が関与する吸気動作中において、吸気筋群の活動特性は検証されてきた。主な研究結果として、

- 1) 健康なヒトにおいては、吸気補助筋は安静呼吸時に活動しないが、動的な呼吸条件下において肺気量を漸進的に増加させていくことで、筋活動を開始する (Campbell, 1955; Raper et al., 1966; 増淵ほか, 2001; Hudson et al., 2007)
- 2) 同様に、静的な呼吸条件下において、吸気圧を漸進的に増加させていくと、吸気補助筋は筋活動を開始する (Yokoba et al., 2003)
- 3) 外因的に吸気抵抗を加えることで、吸気補助筋の筋活動量が増加する (De Andrade et al., 2005; Shadgan et al., 2011)

## 第1章

4) 逆に、吸気をアシストすることによって、胸鎖乳突筋の筋活動量は低下する (Dominelli et al., 2017) ことが明らかにされている。一方、速さの因子である Flow rate と吸気補助筋の筋活動の関係については、驚くべきことにこれまで検討されていない。また、肺気量と吸気補助筋の筋活動の関係を検討した研究では、確認できる限りでは、安静呼吸のように低い Flow rate 条件下 ( $0.5\text{--}1.0\text{ L s}^{-1}$ , Hudson et al., 2007) でしか検討されていなかった。最大自転車運動時の吸気 Flow rate は、最大酸素摂取量が高いヒト ( $60\text{ ml kg}^{-1}\text{ min}^{-1}$  程度) で  $7.1\text{ L s}^{-1}$  に達し (Tanner et al., 2014), また、健康的なヒト ( $47\text{ ml kg}^{-1}\text{ min}^{-1}$  程度) でさえ、 $5.0\text{ L s}^{-1}$  に達し (Quon et al., 2015), 少なくとも運動時の吸気 Flow rate は、安静呼吸 ( $0.5\text{ L s}^{-1}$  程度, Quon et al., 2015) の 10 倍程度に達する。以上をまとめると、これまでの吸気補助筋の筋活動特性に関する研究は、Flow rate, 肺気量, 吸気抵抗の因子が混在し、コントロールされていない条件下で検証されたに過ぎず、さらに、運動時にみられる高い Flow rate 時における吸気補助筋の活動特性は、未だ検証されていない。

### 1.2.3. 運動中の呼吸特性

運動強度の増加に伴い、その換気需要量に応じて分時換気量は増加する (Romer et al., 2002)。固定負荷運動においても、長時間運動を続けることで、運動後半には、分時換気量は増加していく (Guenette et al., 2010)。漸増負荷運動、固定負荷運動ともに、分時換気量は、運動継続困難になるまで増加を続ける (Guenette et al., 2010)。このように、絶対的および相対的運動強度の増加に伴い、分時換気量は増加することは広く知られているが、呼吸が行われる肺気量区間についてはあまり知られていない。漸増負荷自転車運動中には、吸気終末肺気量位 (EILV) は増加していき、85–90%肺活量まで達する (Tanner et al., 2014; Quon et al., 2015; Ramsook et al., 2017)。一方、呼気終末肺気量位 (EELV) は、負荷の漸増に伴い減少していく (Ramsook et al., 2017)。しかし、呼気流量制限が生じるヒトにおいては、疲労困憊直前の高い換気量時には、呼気終末肺気量位 (EELV) も増加する (Taylor et al., 2013)。この現象は、動的肺の過膨張 (Dynamic hyperinflation) と呼ばれ、COPD 患者 (O'Donnell, 2001) や換気量の大きいアスリート (Taylor et al., 2013), さらに女性 (Guenette et al., 2007; Sheel and Guenette, 2008) において多くみられる。機能的残気量よりも肺気量が大きな区間での呼吸は、胸壁や肺の弾性に抗するため、呼吸の仕事量は大きくなる (Johnson et al., 1999; Hudson et al., 2016)。

呼吸の仕事量には、呼吸抵抗も関与する。女性は男性よりも身長および体重が同等でも気道が狭いため、気道抵抗が大きい (Martin et al., 1987; Sheel et al., 2009)。そのため、同一分時換気量時の呼吸の仕事量 (Guenette et al., 2007; Foster et al., 2014; Dominelli et al., 2015), 呼吸筋の酸素摂取量 (Dominelli et al., 2015), および最大酸素摂取量に対する呼吸筋の酸素摂取量の割合は女性の方が大きい (Dominelli et al.,

## 第1章

2015). さらには、全吸気圧に対する横隔膜の貢献度は、男性よりも女性の方が低いこと (Guenette et al., 2010) を踏まえると、呼吸の仕事量が大きい際には、吸気補助筋の貢献度が高まることが示唆される。また、COPDなどの呼吸器疾患患者は、肺気腫や狭い気道が原因となり、呼吸抵抗が大きい (Loring et al., 2009)。そのため、健康的なヒトより、安静呼吸時の横隔膜の筋活動量が大きい (Sinderby et al., 1998)。さらに、吸気補助筋が安静呼吸時から活動することがある (De Troyer et al., 1994)。呼吸抵抗は、内在しているものだけでなく、水泳中には、陸上環境と異なり、水圧が外因的な抵抗として作用することから、呼吸の仕事量が大きいと考えられる。Ohya et al. (2016a) は、様々な種目の日本人アスリートの最大吸気圧を報告した。それによると、競泳選手は、ウェイトリフティングやレスリングといった筋力要素が重要な運動種目を含む比較の中で2番目に高い。これには、競泳選手の吸気筋は特異的にトレーニングされていることを考えると、普段の競泳トレーニングにおいて、常に水圧に抗しながら呼吸を行っていることが影響していることが考えられる。それにも関わらず、200 m 泳後には吸気筋に筋疲労が生じる (Lomax and McConnell, 2003; Jakovljevic and McConnell, 2009; Brown and Kilding, 2011; Lomax et al., 2012)。これまでのところ、水泳運動中の吸気特性 (Flow rate, 肺気量) を報告した研究はない。しかし、水泳運動中には、肺気量を変化させる呼吸動作 (息継ぎ) は、ストローク中に限定されている (Rodríguez, 2000) ため、素早く吸気を行っていると予想される。さらには、大きな浮力を維持するために、高い肺気量を保持していると考えられる。このような、素早い吸気、高い肺気量位に加えて、水圧という外因的な吸気抵抗による吸気筋の高い筋活動レベルを伴う呼吸条件が吸気筋に筋疲労が発現する要因である可能性がある。しかし、Flow rate と肺気量の因子を厳密にコントロールした条件下で、かつ幅広い Flow rate の範囲にて吸気筋の活動特性を検証した例はない。さらには、吸気抵抗の因子が吸気筋の活動特性に与える影響も混在した条件下でしか検証されていないのが現状である。

1.2.1 で述べたように、吸気筋の筋疲労は運動パフォーマンスの制限因子である。陸上走種目や自転車競技といった陸上で行われる競技では、盗血現象のように吸気筋の筋疲労が生理学的要因として運動パフォーマンスを制限する。一方、競泳の場合は、水中環境という特殊環境下で行われるが故、吸気筋の筋疲労が生理学的要因のみならず、力学的要因として運動パフォーマンスを制限することが考えられる。

### 1.2.4. 水泳中の抵抗

陸上走種目、自転車競技、競泳はいずれも自らの身体をいかに速くゴールまで移動させるかを競う競技であるが、競泳競技が行われる水の密度は、空気よりも約 800 倍も高いことより、水中を移動する際にヒトに作用する抵抗力が特に大きい。そのため、抵抗力の減少が高いパフォーマンス (泳速度) の発揮に大きく影響する。ヒトが水面を移動する際には、水面の波から受ける抵抗 (造波抵抗)、皮膚との摩

## 第1章

擦による抵抗（摩擦抵抗）、形状に依存する圧力抵抗（形状抵抗）が発生することから、「泳者に作用する抵抗力 = 造波抵抗 + 摩擦抵抗 + 圧力抵抗」と表現される（Toussaint and Beek, 1992）。

造波抵抗（Wave drag）は、ヒトが水面を泳ぐ際に発生する波による抵抗力のことを指す。水深が深いプールは、造波抵抗の影響が少なく記録が出やすいため、高速プールと呼ばれており、国際水泳連盟の競技規則によると、国際大会が開催できるプールの規格基準には、水深も規定されている。また、波の影響を受けない水深部では、造波抵抗が小さい分、高い泳速度を発揮できる（Vennell et al., 2006）ため、スタート後やターン後には、水中ドルフィンキック・水中バサロキックが行われている。これは、ソウル五輪において鈴木大地選手が水中バサロキックを駆使して金メダルを獲得したことでも知られている。しかし、1998年以降、スタートおよびターン後の15 m以上の潜水は国際競技規則によって禁止されたため、特に長水路（50 mプール）においては、距離的・時間的に最も長い水面を泳ぐ局面をいかに速く泳ぐかが勝負の鍵となる。

圧力抵抗（Pressure drag）は形状抵抗（Form drag）とも呼ばれ、水中を進む泳者の前縁部と後縁部の圧力差によって生じる抵抗を指す。圧力抵抗の大きさは「 $1/2\rho C_d A v^2$ 」で算出される（ $\rho$ ：水の密度、 $C_d$ ：抵抗係数、 $A$ ：前方投影面積（断面積）、 $v$ ：泳速度）。抵抗係数は、物体の形状に依存する。ヒトの形状は、大きく変えることができないため、抵抗力の指標として前方投影面積が評価されてきた。この圧力抵抗は、泳者に作用する全抵抗の中でも最も大きな比率を有する（Toussaint et al., 2002）。できる限り圧力抵抗を小さくした流線形の姿勢は、ストリームラインと呼ばれる。

摩擦抵抗（Friction drag）は、ヒトと水流との剪断力によって生じる抵抗力のことを指す。水の粘性は空気のそれよりも、約40倍もあるため、ヒトと水との間に発生する摩擦抵抗は空気とのそれよりも大きい。実際に、水着の素材や形状によって、水泳中の抵抗は影響を受ける（Mollendorf et al., 2004; 荻田ほか, 2009; Cortesi et al., 2014）。そのため、表面を工夫した水着が毎年開発されている。しかし、摩擦抵抗は他の抵抗よりも全体に占める割合は5%程度であり、造波抵抗や圧力抵抗よりも小さい。それにも関わらず、摩擦係数の小さいレーザー・レーサー等の高速水着が使用された2008・2009年には、集中的に世界記録が更新されたことから、わずかな抵抗力の減少でさえ、高いパフォーマンスの発揮に大きく影響することは明らかである。そのため、抵抗を正確に評価することは大きな意義があり、様々な研究者が様々な測定法の開発を試みている。

抵抗力が測定される条件によって、受動抵抗（Passive drag）と自己推進抵抗（Active drag）に分けられる。受動抵抗は、牽引時にストリームライン（流線型）姿勢における抵抗力のことを指し、牽引装置にて測定される（Mollendorf et al., 2004; Cortesi et al., 2014; Narita et al., 2017）。実際の水泳運動時は、受動抵抗測定時と異なり、時々刻々と四肢を動かすことから、多くの研究者が自己推進抵抗の測定法の開発

## 第1章

に取り組んでいる。Hollander et al. (1986) は MAD (Measurement of active drag) システムと呼ばれる抵抗力測定装置を開発した。MAD システムは、一定泳速度時の推進力と抵抗力が釣り合うことを前提に、水中に固定された円盤を押した力を測定することで、抵抗力が算出される。長年測定が困難であった自己推進抵抗を測定できる画期的な方法である一方、MAD システムで測定可能な泳動作は、クロールのプル泳(腕だけの動作)に限定される。さらには、固定した物体を押して推進することから、実際の泳動作とは異なるとの指摘もある(Narita et al., 2017; 成田ほか, 2018)。近年では、MRT (Measured values of residual thrust) 法と呼ばれる余剰推進力を基にした新たな自己推進抵抗の測定法が開発された(Narita et al., 2017)。この手法では、MAD システムと異なり、キック動作の抵抗も反映され、さらにはクロール泳以外の種目における自己推進抵抗が測定可能である。しかし、MRT 法では、数秒間一定泳速度の維持が求められるため、レースのような高い泳速度時における自己推進抵抗の測定は困難である。このように、いずれの測定方法においても、それぞれ方法論的限界を有しており、限定された実験条件下でしか自己推進抵抗は測定できない。しかしながら、受動抵抗よりも自己推進抵抗が大きいという一致した結果は得られている(Zamparo et al., 2009; Gatta et al., 2015; Narita et al., 2017; 成田ほか, 2018)。

競泳パフォーマンスを左右する抵抗を小さくするには、低抵抗な姿勢の実現が重要である。ヒトが泳いでいる際には、抵抗力の他に、アルキメデスの原理に従い浮力が作用する。ヒトを構成する組織の比重は、脂肪を除き 1.0 を上回るため、ヒト全体の比重は 1.0 を越える。しかし、ヒトには浮袋の役割を担う肺があるため、息を吸い切った際には、比重が 1.0 より小さくなり、水に浮かぶことができる。実際に、息を吸い切った状態の受動抵抗は、吐き切った状態のそれよりも小さい(Holmer and Gullstrand, 1980)ことから、受動抵抗は、肺気量に伴う浮力の増加によって減少したことが示唆される。一方、自己推進抵抗においては、肺気量の影響はこれまで明らかにされていないが、Toussaint et al. (1989) は、浮力の大きいトライアスロン用ウェットスーツを着用させることで、MAD システムによって測定された自己推進抵抗が小さくなったことを報告した。これは、ウェットスーツから得られる浮力によって実現された高いボディポジションが要因であると考察している。MAD システムは固定板を押して推進するが、その固定板間の距離は一定であるため、ストローク長が同じとなり、フォームが条件間で統一されやすいと考えられる。このことより、このウェットスーツの着用による抵抗力の減少は、やはり浮力の増加に伴う高いボディポジションが要因であるといえる。また、Ogita and Tabata (1992) は、常圧常酸素環境下と海拔 2000 m 相当の低圧低酸素環境下において、それぞれ泳速度と酸素摂取量の関係を検証し、最大下同一泳速度時の分時換気量および 1 回換気量の大きかった低圧低酸素環境下の方が、酸素摂取量が低い傾向にあったことを報告した。これは、肺気量が大きい状態であった低圧低酸素環境下には、高いボディポジションが実現され、それが抵抗力の減少がエネルギー消費量の低下に起因した可能性があ

## 第1章

る。また、呼吸機能の指標の1つである吸気1秒量 ( $FIV_1$ ) が100mクロール泳タイムと負の相関関係がある (Noriega-Sánchez et al., 2015) ことも同じように関連していることが予想される。以上のことから、泳動作中の浮力を増加させることで、低抵抗を実現できると考えられる。

肺気量の獲得に呼吸動作が関与していることは自明である。Rodríguez (2000) は、同じグループに対し、水泳、自転車、ランニングを対象とした最大運動負荷テスト中の呼吸特性を比較した。その結果、分時換気量には運動種目間に差がないものの、呼吸のタイミングがストローク動作中に制限されている水泳においては、自転車およびランニングより、1回換気量は大きく、かつ呼吸頻度は低かった。このことから、水泳中は時間あたりの吸気量が大きい素早い吸気動作を行っていることが示唆される。さらに、水泳中は水圧という外因的な吸気抵抗に抗しながら吸気を行うことから、2分程度の200m泳後には、吸気筋に筋疲労が生じる (Lomax and McConnell, 2003; Jakovljevic and McConnell, 2009; Brown and Kilding, 2011; Lomax et al., 2012)。また、200m泳を通じて、水中に沈む体積、すなわち浮力が増加していく (Psycharakis and Yanai, 2018) ことから、ボディポジションは200m中に低下していくことを意味する。しかし、吸気筋の筋疲労とボディポジションの低下の関連性については、未だ明らかにされていない。また、マラソンゴール直後には、最大吸気圧および吸気の最高 Flow rate は低下するが、最高 Flow rate は、ゴール4時間後まで低下が認められる (Ross et al., 2008) ことから、吸気筋の筋疲労は、特に最高 Flow rate に影響する可能性がある。以上を踏まえると、「吸気筋疲労の発現→吸気 Flow rate 低下→1回吸気量低下→肺気量減少→ボディポジション低下→前方投影面積増大→抵抗増大」という一連の関連性が考えられる。しかし、この検証は、水泳の運動解析の限界もあり、これまで明らかにされていない。

### 1.2.5. 運動の規定因子の解明：陸上の運動解析

運動解析は、連続写真が始まりであり、その後動画解析に発展した。歩行やランニングにおいて、歩幅・歩調、ストライド長・ステップ頻度の解析が行われている。近年では、深層学習を活用した OpenPose (Cao et al., 2016) よって、動画内の2次元の姿勢推定がリアルタイムに行えるようになった。しかし、ヒトは3次元的な動作を行うことから、モーションキャプチャシステムを用いた3次元の運動解析が行われることが多い。モーションキャプチャ法には、光学式、磁気式、慣性式があるが、その中で光学式モーションキャプチャシステムは、非常に測定精度が高いことからゴールドスタンダードとされており (Von Porat et al., 2006; Reininga et al., 2011; Bolink et al., 2016)、スポーツ分野のみならず医学臨床分野、映画業界、ゲーム業界などで広く活用されている。光学式モーションキャプチャシステムでは、身体各部の解剖学的特徴点に貼付した再帰性反射材マーカを、2台以上のカメラが同時に撮影することで、マーカの3次元位置座標の時系列データが取得できる。さらに、各セグメントに3点以上のマーカ

## 第1章

を貼付することで、剛体として定義することができる。ヒトの身体の各セグメントが関節でリンクされていると仮定する（剛体リンクのモデル化）ことで、各セグメントの角度、角速度、角加速度が算出される。光学式モーションキャプチャシステムは、非常に測定精度が高いことから、アスリートの詳細な運動解析にも活用されている（Kugler and Janshen, 2010; Bonacci et al., 2013）。

動作解析ソフトウェア（Visual3D, nMotion muscular など）の登場により、運動解析が発展した。ソフトウェア上には、マーカーの位置座標データを基に、人体骨格モデル（セグメント）が復元される。人体骨格モデルの各セグメントは、質量および質量中心位置の情報を保持しており、床反力等から得た外力データを基に運動方程式を解くことで、関節トルクが推定される。運動解析の場合、逆運動学（Inverse kinematics）や逆動力学（Inverse dynamics）によりキネマティックデータやキネマティックデータを算出することで、あらゆる運動を定量化できるため、動作解析ソフトウェア上には、ヒトの解剖学的特徴点を基に、人体骨格モデル（骸骨）でヒトが表現されている。一方、光学式モーションキャプチャシステムは、スポーツ分野以外でも用いられており、人間工学分野では、ヒトと工業製品のインタラクション評価を目的に、ヒトの皮膚（表面形状）まで表現されたモデル（デジタルヒューマンモデル）が扱われている（Mochimaru, 2017）。産業技術総合研究所（以下、産総研）が開発したデジタルヒューマンのプラットフォームソフトウェア DhaibaWorks（Endo et al., 2014）では、動作解析ソフトウェアと同じく骨（剛体リンクセグメント）に加えて、三角メッシュのポリゴンデータより表面形状まで表現されている（図 1-3）。さらには、アニメーション分野で主に用いられており、計算コストの低い SSD 法（Skeleton subspace deformation）により、皮膚の形状変化まで表現されている（Murai et al., 2016）（図 1-3）。このポリメトリックなモデルは、ヒトとモノとの接触評価などで活用されている（Mochimaru, 2017）。このように、光学式モーションキャプチャシステムは、スポーツ分野のみならず、様々な分野で活用されている。

### 1.2.6. 運動の規定因子の解明：水中の運動解析

水中環境で行われる水泳中の運動解析は、機器の防水加工の問題により、陸上競技と比較すると、運動解析の制限が多い。そのため、水泳における運動解析は、ストローク長やストローク頻度といったストロークパラメータが長年に渡って主であった。日本の全国大会規模のレースにおいては、日本水泳連盟のレース分析班が予選から決勝に至るまで全レースを解析しており、解析された区間タイム、区間速度、ストローク長、ストロークタイムなどのデータが公開されている（<http://kizahashi.co.jp/JASF/PDF/>）。このようなデータを基に、選手やコーチは、陸上から撮影した泳動作の映像と合わせて、決勝競技のレースプランや今後のトレーニングプランを決定している。

## 第1章

上述したように、陸上におけるヒトの運動解析には、非常に高い測定精度から光学式モーションキャプチャが主として使用されてきた。対象者の体表に貼付した再帰性反射マーカークの位置座標の時系列データを取得することで、ヒトの各セグメントのキネマティクスデータを算出できるが、水泳の場合、水中環境であるが故、カメラの防水加工の問題により、開発されていなかった。しかし、近年 Qualisys 社より、カメラに防水加工がなされた光学式水中モーションキャプチャシステムが開発された (<https://www.qualisys.com/hardware/oqus-underwater/>)。簡単に仕組みを説明すると、ドルフィンキックのように水中のみを解析する場合は、陸上での運動と同じように、水面下のみキャリブレーション(校正)をする。一方、クロール泳のように水面を泳ぐ場合には、水面の上下で四肢を動かすため、水面下および水面上にて、それぞれキャリブレーションを行い、その後、両空間を結合するために、さらにキャリブレーションを行うことで、水面下および水面上を 1 つの空間として扱うことができる。これにより、これまでの陸上環境と同様に、光学式モーションキャプチャシステムを用いて、様々なキネマティクスデータが算出できるようになった (Kudo et al., 2017; Olstad et al., 2017a, 2017b)。この水中モーションキャプチャシステムを用いることで、これまで機器の問題上、測定が困難であった水泳中の詳細なキネマティクスデータを算出でき、水泳の運動解析分野の発展が期待される。

また、1.2.3 で述べたように、実際の泳動作中の抵抗である自己推進抵抗の測定は、非常に困難である。泳者に作用する全抵抗のうち圧力抵抗は、大きな割合を占める (Toussaint et al., 2002) ことから、圧力抵抗を算出する意義は大きい。その圧力抵抗は、前方投影面積と比例関係にある (Toussaint et al., 2000; Gatta et al., 2015) ことから、前方投影面積を精確に算出する意義もまた大きいといえる。Zamparo et al. (2009) は、身長と体重より予測される体表面積と肩峰-大転子ベクトルより実測した体幹の傾きを用いて前方投影面積を算出している。しかし、この方法では、体表面積は標準的な体型を基に算出されているが、一般人とアスリートは体重は同じでも身体組成が異なるため、アスリートを対象とする場合、標準体型と大きな異なることが考えられる。Gatta et al. (2015) は、泳者の進行方向からみた水中カメラ画像の手動によるデジタル処理を用いて前方投影面積を算出している。その際、解析者内および解析者間の級内相関係数は非常に高い (0.91 および 0.96) ことから、解析法の高い再現性はおおよそ認められる。しかしながら、抵抗力と前方投影面積は比例関係にあることから、前方投影面積のわずかな解析誤差が算出される抵抗値、さらに、抵抗力は泳速度の 2 乗することから予測されるパフォーマンスに大きく影響することより、誤差を含まない解析法の開発が望まれる。加えて、この処理は解析者の労力、さらには時間的コストが高いことも問題である。

近年では、スポーツ分野と工学分野の研究者が互いの知識・技術を活かすことで、新たな研究に発展することが増えてきた。スポーツ分野においては、工学分野の技術を活用することで、これまで技術的

## 第1章

に不可能であった仮説の検証が可能となること (Tsunokawa et al., 2015; Yoshitake et al., 2018) や, 工学分野においては, 自ら開発した技術の応用先が見つかることがある (Kaplan et al., 2016, 2018). 実際に, スポーツ工学という分野が確立され, 学術雑誌 (Sports Engineering, Sport Technology) があることや, 学会大会 (ISEA, APCST, 日本機械学会スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス部門), 学会のセッション (SI, ロボティクス・メカトロニクス講演会) および研究会 (スポーツエンジニアリング研究会) が開催されるなど注目を集めている. 今回の水泳中の前方投影面積についても, これまでスポーツ分野で用いられてきた解析技術では限界であるが, 近年開発された光学式水中モーションキャプチャシステムと 1.2.5 で述べた人間工学分野のポリューメトリックなデジタルヒューマンモデルを活用することで解決できる可能性がある. これにより, 圧力抵抗と比例関係にある前方投影面積を評価できれば, 競泳パフォーマンスに直接影響する抵抗力を評価できると考えられ. 一連の仮説の検証につながると考えられる.

## 第1章

### 1.3. 本研究の目的と構成

そこで本研究は、吸気補助筋の筋活動特性を厳密な実験条件下で再定量化した後、「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少→C ボディポジション低下→D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」という一連の仮説（図 1-1）を検証することを目的とした。仮説の検証は、段階を分けて行い、本論文の構成は以下に示す通りである。

#### 第2章：吸気補助筋の筋活動特性

##### 第1節：Flow rate および肺気量が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響【研究1】

非侵襲的に測定可能な表面筋電図を用い、これまで混在した実験条件下で検証されてきた Flow rate と肺気量の因子をコントロールした上で、吸気補助筋の筋活動特性を検証する。

##### 第2節：吸気抵抗の追加が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響【研究2】

研究1で検討した Flow rate と肺気量の因子をコントロールした上で、外因的な吸気抵抗の追加が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響を検証する。

#### 第3章：呼吸と競泳パフォーマンス

##### 第1節：マーカの貼付が競泳パフォーマンスに及ぼす影響【研究3】

博士論文全体の仮説は、近年開発された光学式水中モーションキャプチャシステムを用いて検証していく。そこで、具体的に仮説の検証を始める前に、光学式水中モーションキャプチャシステム測定時に使用するマーカの貼付が競泳パフォーマンスに及ぼす影響を検証する。

##### 第2節：肺気量の違いが水泳中のボディポジションに及ぼす影響およびボディポジションの簡便な評価法【研究4】

本節より、博士論文全体の仮説を具体的に検証していく。はじめに、肺気量の減少が水泳中のボディポジションに及ぼす影響を検証する。また、算出時に多くのマーカを必要とする身体重心高に代わり、少ないマーカからボディポジションを評価できるか検証する。

##### 第3節：全力200mクロール泳中のボディポジションの低下と吸気筋疲労の関係【研究5】

実際のレースを想定した全力200m泳中のボディポジションの低下に吸気筋の筋疲労が関連するか検証する。

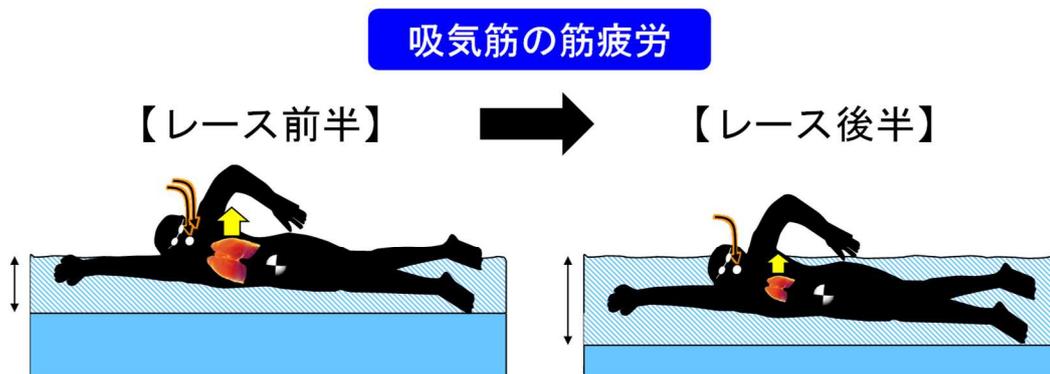
##### 第4節：体型の個人差および肺気量の影響を考慮した水泳中の前方投影面積の算出【研究6】

抵抗力の直接的な指標である前方投影面積を算出するために、体型の個人差および肺気量に伴う胸郭付近の変形を考慮した水泳中の前方投影面積の算出法を確立する。

##### 第5節：肺気量の違いが水泳中のボディポジションおよび前方投影面積に及ぼす影響【研究7】

研究6で開発した手法を用い、肺気量の減少が前方投影面積に及ぼす影響を検証する。

#### 第4章：総括



A.吸気筋疲労→B.肺気量減少→C.ボディポジション低下→D.前方投影面積増大→E.抵抗大

図 1-1. 博士論文全体の仮説.

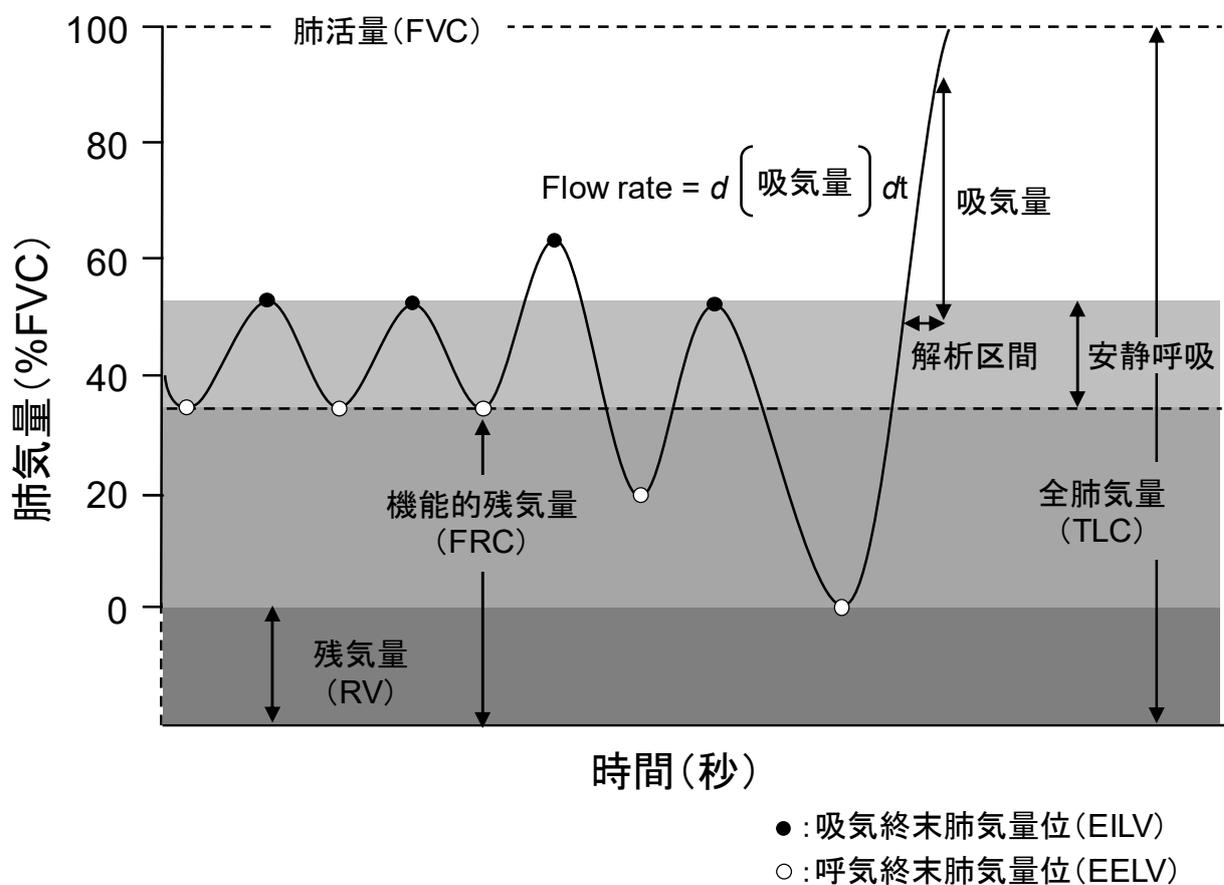


図 1-2. 肺気量分画.

リンクセグメントモデル

身体形状データ

表皮変形モデルSSD

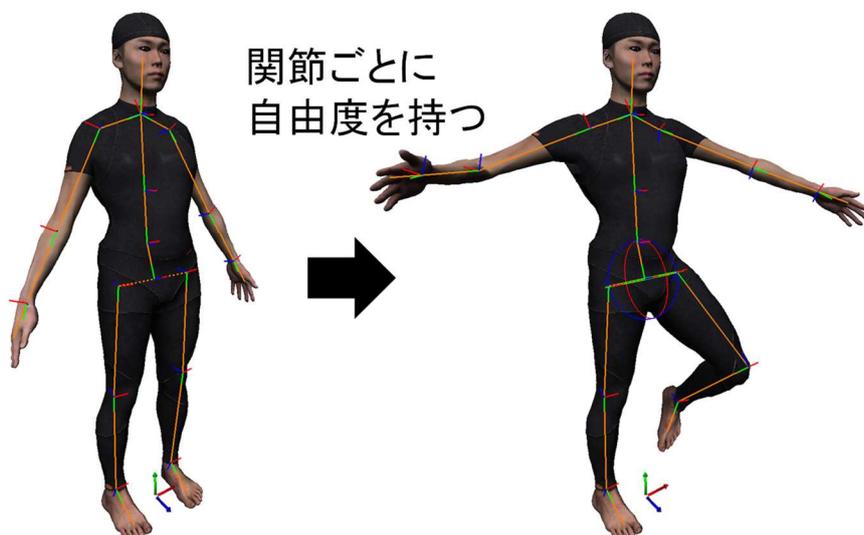
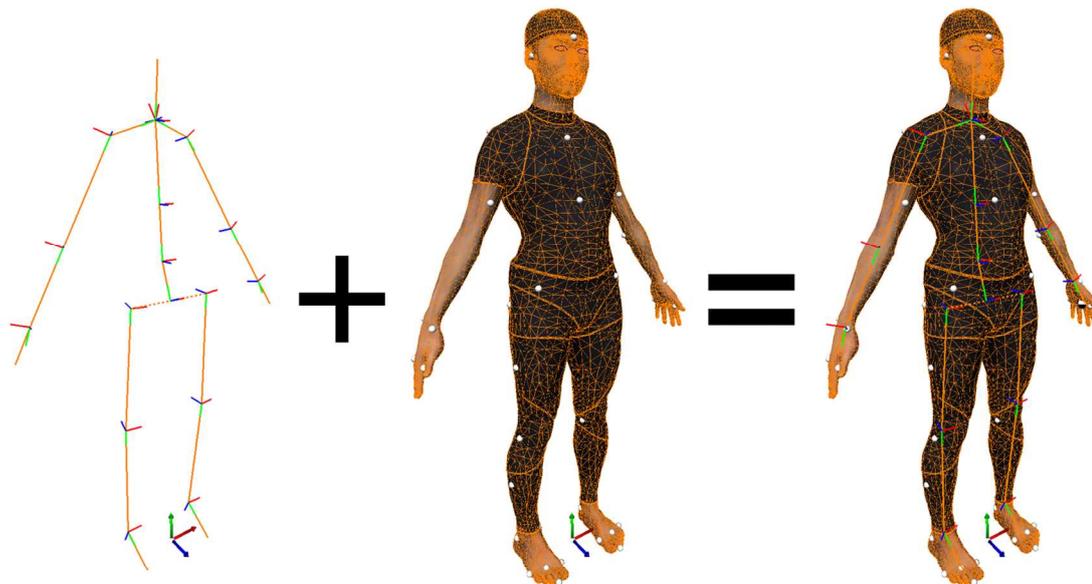


図 1-3. デジタルヒューマンモデルの概要図 (産総研が開発した DhaibaWorks より).

## 第2章

# 吸気補助筋の筋活動特性

## 第2章

### 第1節：Flow rate および肺気量が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響【研究1】

#### 2.1.1. 緒言

全力 200 m 泳後には、吸気筋に筋疲労が発現していることから (Lomax and McConnell, 2003; Jakovljevic and McConnell, 2009; Brown and Kilding, 2011; Lomax et al., 2012), それ競泳レース後半のパフォーマンスを低下させる一つの要因として考えられる。一般的に筋疲労は、運動の負荷や収縮持続時間などに依存する運動時の筋活動動態によって決定されるため (Enoka and Duchateau, 2008), 吸気動作の負荷や持続時間を厳格に規定した条件下で、吸気筋の筋活動特性を検討することは意義がある。吸気動作の負荷や持続時間に関わる因子には、Flow rate と肺気量があり、吸気補助筋の筋活動特性を検討した先行研究 (Campbell, 1955; Raper et al., 1966; 増淵ほか, 2001; Hudson et al., 2007; Shadgan et al., 2011) では、高い肺気量レベルになると吸気補助筋が動員することが明らかにされている。一方、Flow rate の要因はいずれの先行研究でも検討されておらず、かつ肺気量の要因を検討した際には、Flow rate の要因は厳密にコントロールされていない。また、自転車運動時の吸気の最高 Flow rate は、鍛錬者で  $7.1 \text{ L s}^{-1}$  程度 (Tanner et al., 2014), また、一般人でさえ  $5.0 \text{ L s}^{-1}$  程度に達するが (Quon et al., 2015), 吸気補助筋の筋活動を対象にした先行研究で検証された Flow rate は、安静呼吸レベルの  $0.5\text{--}1.0 \text{ L s}^{-1}$  (Hudson et al., 2007) というかなり低い範囲でしかない。水泳中の呼吸は、ストローク動作に同調して行われるため、素早い吸気が求められる。さらに、水中における浮力の存在を考慮すると、大きな肺気量を保持することが、高いボディポジションの維持につながると考えられる。したがって、広い範囲での Flow rate および肺気量の因子を厳密に規定した条件下で吸気補助筋の筋活動特性を検証することは意義がある。そこで研究 1 は、吸気に関わる Flow rate と肺気量をそれぞれ厳密にコントロールした条件下において、吸気補助筋の筋活動特性を検証することを目的とした。具体的には、①異なる Flow rate ・同一肺気量時の筋活動特性 (図 2-1B), ②異なる肺気量 ・同一 Flow rate 時の筋活動特性を検証した (図 2-1C)。

#### 2.1.2. 方法

##### 2.1.2.1. 対象者

呼吸器疾患の既往歴および喫煙歴のない健康な成人男性 13 名を対象とした (年齢:  $21.7 \pm 2.6$  歳, 身長:  $1.73 \pm 0.05$  m, 体重:  $66.9 \pm 5.2$  kg, 吸気肺活量:  $4.87 \pm 0.76$  L, 吸気 1 秒量:  $4.39 \pm 0.75$  L, 吸気 1 秒率:  $90.4 \pm 8.7\%$ , 最高 Flow rate:  $8.43 \pm 1.25 \text{ L s}^{-1}$ , 最大吸気圧:  $153 \pm 28 \text{ cmH}_2\text{O}$ , 平均値  $\pm$  標準偏差)。年齢から予測される肺活量は、 $101.2 \pm 11.8$  (80.3–117.8)%predicted であったことより (Kubota et al., 2014), 本研究での対象者は、呼吸機能が正常であると判断をした。実験に先立ち、全ての対象者に実験の主旨、試技内容、実験に伴う危険性について十分説明を行い、実験参加の同意を得た。また、本実験は、鹿屋

## 第2章

体育大学の倫理審査小委員会にて承認を受けた上で行った。

### 2.1.2.2. 試技内容

はじめに、その後の解析で使用するリファレンス値を得るために、吸気の肺活量、最高 Flow rate、および最大吸気圧テストをランダムな順で実施した。その後、Flow rate コントロール試技を実施した。方法の詳細は、それぞれ後に示す。Flow rate ( $L s^{-1}$ ) は、熱線式センサを用いて取得し (Vmax29c, sensor medics, USA)、それを時間積分することで吸気量 (L) を算出した。対象者は、Flow rate のフィードバック用に置かれた 23 インチのモニタから 1.0 m 離れた位置にて、立位姿勢で各試技を行った。対象者は、鼻栓をした状態にて、Flow センサに接続されたマウスピース (AFT9, Biopac Systems Inc., USA) より呼吸を行った。なお、呼吸中の姿勢変化を抑えるために、ポケットに手を入れるように指示をした。呼吸前には、各筋に筋活動が発生していないことを Flow rate および筋電図信号より確認した。

#### ✓ 吸気肺活量テスト・最高 Flow rate テスト

これらのテストは、Flow rate コントロール試技にて、吸気量、吸気 Flow rate を正規化するために実施した。両測定とも、息を吐き切った状態 (残気量位) から開始した。吸気肺活量試技では、できる限り大きく、最高 Flow rate 試技では、できる限り素早く吸気を行うように指示をした。少なくとも吸気肺活量は 3 回、最高 Flow rate は 10 回測定し、そのうち測定値の高かった 2 回の差が 5% より大きい場合には追加で測定が行われた。なお、測定中には、対象者を鼓舞するように、検者からの声かけが行われた。その結果、測定値の最も高かった試行を解析対象とした。

#### ✓ 最大吸気圧テスト

このテストは、Flow rate コントロール試技中の表面筋電図の正規化するために実施した。吸気圧は、携帯型の吸気圧センサ機器 (Dimitriadis et al., 2011) (Micro Medical Ltd, Kent, UK) より測定した。吸気肺活量および最高 Flow rate テストと同じく残気量位から測定を開始した。最大等尺性随意収縮 (MVC) の測定と同様に (Yoshitake et al., 2004, 2014)、3-4 カウント目で最大になるように漸進的に吸気圧を増加させていき、その後、最大発揮を 2 秒以上維持するように指示した。なお、測定中には、対象者を鼓舞するように、検者からの声かけが行われた。最大吸気圧は、少なくとも 3 回測定し、そのうち測定値の高かった 2 回の差が 5% または 5  $cmH_2O$  より大きい場合には、さらに追加で測定が行われた (Wen et al., 1997)。その結果、測定値の最も高かった試行を解析対象とした。

## 第2章

### ✓ Flow rate コントロール試技

吸気の最高 Flow rate で正規化された Flow rate 信号およびターゲットラインは対象者の目の前に置かれたモニタにリアルタイムで提示された。ターゲットラインは、事前に測定した最高 Flow rate の 20, 30, 40, 60, 80, 100%とした。対象者は、発揮した Flow rate が提示されたターゲットラインにできる限り合うように随意的吸気を行った。ターゲットラインの提示順はランダムとし、各 10 試行ずつ実施した。本研究では、幅広い肺気量区間における筋活動特性を検討するために、残気量位から吸気を開始し、できる限り大きな肺気量になるまで吸気を続けるように指示をした。

#### 2.1.2.3. データ取得

### ✓ 表面筋電図 (EMG)

胸鎖乳突筋および斜角筋より EMG を測定した。これらの筋は互いに隣接していることから、クロストークの影響を防ぐために、Double differential 法を用いた (Koh and Grabiner, 1993; Farina et al., 2002, 2004, 2014)。この手法は、2組の Single differential 信号の差を取得することで、クロストークの影響や心電図 (ECG) などの測定筋以外から伝搬する信号を取り除くことができる (図 2-2)。本研究では、3つの円形電極が直列に並んだ Double differential 用の EMG 電極を使用した (直径 3 mm, 電極間距離 6 mm, FWS-SWMG1, 4Assist Inc., Japan)。電極貼付位置は、超音波診断装置 (Prosound $\alpha$ 7, Aloka, Japan) を用いて、筋腹の筋線維走行に沿うように貼付された。電極を貼付する前には、電極貼付位置の皮膚表面を紙やすりで研磨した後、アルコール綿で十分に拭いた。筋電図信号の記録周波数帯域は 5 Hz から 500 Hz に設定され、また、本体の増幅器によって 1,000 倍に増幅された (FWS-8ABX, 4Assist Inc., Japan)。

#### 2.1.2.4. データ処理

Flow rate および EMG は、A/D 変換器 (Power-Lab/16sp, ADInstruments, Australia) を経由し、PC に取り込まれた。Flow rate は、時間遅れのない 4 次のバターワース型のローパスフィルタにて 20 Hz のカットオフ周波数で処理された後、時間積分より肺気量を算出した。Flow rate と肺気量はそれぞれ吸気の最高 Flow rate (%最高 Flow rate) と肺活量 (%肺活量) で正規化された (図 2-3A・B, 図 2-4A・B)。

異なる肺気量区間における Flow rate と筋活動量の関係 (図 2-1B) を検討するために実施した解析例を図 2-3 に示す。Flow rate コントロール試技中の 20–30%肺活量, 30–40%肺活量, 40–50%肺活量, および 50–60%肺活量区間の平均 Flow rate および EMG 振幅値 (AEMG=RMS 値) をそれぞれ算出した。Flow rate の変動係数が 5%を超えた区間については解析対象外とした。その結果、解析対象採用率は、全対象者で平均して 73%であった。Flow rate コントロール試技中の各筋の AEMG は、最大吸気圧試技中

## 第2章

に発揮された 0.5 秒間の EMG 振幅値によって正規化された (%EMG<sub>MIP</sub>)。その後、各筋および各肺気量区間について、平均 Flow rate に対する AEMG をプロットした (Flow rate-EMG 関係)。

また、異なる Flow rate における肺気量と筋活動量の関係 (図 2-1C) を検討するために実施した解析例を図 2-4 に示す。Flow rate コントロール試技中に得られたデータの中で 20, 40, 60, 80%最高 Flow rate に最も近かった試行を解析対象試技とした。EMG データは全波整流された後、時間遅れのない 4 次のバターワース型のローパスフィルタにて 2 Hz のカットオフ周波数で平滑化の処理が施された。Flow rate コントロール試技中の EMG データは、最大吸気圧試技中に発揮された EMG の 0.5 秒間の平均値で正規化された後、5%肺活量から 60%肺活量まで 5%ごとの AEMG をプロットした (肺気量-EMG 関係)。これらの処理は、数値計算ソフトウェア (MATLAB 2011b, Mathworks, USA) で自作した解析プログラムによって行われた。

### 2.1.2.5. 統計処理

統計処理は、すべて統計ソフト (IBM SPSS Statistics 22.0, IBM, Japan) により行われた。まず、Shapiro-Wilk's test により各データの正規性を確認した。Flow rate-EMG 関係は、8 つの回帰モデル (直線モデル, 2 次モデル, 3 次モデル, 対数モデル, 逆数モデル, ベキ乗モデル, S 曲線モデル, 指数モデル) を候補に曲線推定を行った結果、胸鎖乳突筋, 斜角筋ともに、赤池情報量基準値 (Akaike, 1974) より選択されたモデルは、指数モデル ( $y = A \exp^{Bx}$ ) であった (図 2-5A・B)。本研究では、指数モデルのパラメータ (A, B) の要因をそれぞれ検証するために、指数モデルにおける y 軸を対数変換することで得られた直線関係 ( $y = ax \pm b$ ; 図 2-5C・D) の傾き (a) および Y 切片 (b) に対して、それぞれ対応のある二元配置分散分析を行った (4 肺気量 × 2 筋)。肺気量-EMG 関係については、回帰直線の傾きおよび Y 切片に対して、それぞれ対応のある二元配置分散分析を行った (4 Flow rate × 2 筋)。このとき、傾きは Flow rate または肺気量の増加に対する筋活動量の増加の程度を、Y 切片は、吸気開始時の筋活動レベルを意味する。主効果が認められた場合には、さらに事後検定 (Bonferroni 法) を実施した。また、効果量 (Effect size) は、二元配置分散分析の主効果および交互作用については partial  $\eta^2$  より、事後検定については Cohen's  $d$  より評価した。効果量の基準値には、 $d = 0.20$  (小),  $d = 0.50$  (中),  $d = 0.80$  (大) を使用した (Cohen, 1988)。なお、有意水準は 5%未満とした。本文および表には平均値 ± 標準偏差, また、図には平均値 ± 標準誤差で結果を示した。

### 2.1.3. 結果

#### 2.1.3.1. Flow rate-EMG 関係

## 第2章

図 2-5A・B に Flow rate コントロール試技によって得られた Flow rate-EMG の結果例を示す。全対象者の胸鎖乳突筋、斜角筋ともに、さらには、どの肺気量区間においても Flow rate と EMG の間には、高い相関係数を有する指数関係 ( $y=A\exp^{Bx}$ ) が得られた。このことは、Flow rate の増加に伴い、吸気補助筋の筋活動量は指数関数的に増加することを意味する。このとき、 $y$  は AEMG、 $x$  は%最高 Flow rate、 $A$  と  $B$  は定数である。Flow rate-EMG 関係の指数回帰曲線のパラメータを表 2-1 に示す。

### 2.1.3.2. 異なる肺気量が Flow rate-EMG 関係に及ぼす影響

図 2-5C・D に、Flow rate-EMG 関係 ( $y=A\exp^{Bx}$ ) の  $y$  軸を対数変換することで得られた直線関係 ( $y=ax \pm b$ ) の例を示す。二元配置分散分析の結果、直線関係の傾き ( $a$ ) には、肺気量と筋の要因の交互作用 ( $F=1.01$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.08$ ,  $P=0.355$ ) および肺気量の要因に主効果 ( $F=1.41$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.11$ ,  $P=0.264$ , 図 2-6A) はなかったものの、筋の要因には主効果が認められた ( $F=5.829$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.33$ ,  $P=0.033$ )。事後検定の結果、傾きは胸鎖乳突筋の方が斜角筋よりも大きな値を示した ( $d=0.56$ ,  $P=0.033$ , 図 2-6B)。

Y 切片は、肺気量と筋の要因に交互作用はなかったものの ( $F=0.584$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.05$ ,  $P=0.518$ )、肺気量 ( $F=19.04$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.61$ ,  $P=0.001$ , 図 2-6C) および筋 ( $F=29.05$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.71$ ,  $P<0.001$ , 図 2-6D) の要因にそれぞれ主効果が認められた。事後検定の結果、肺気量の増加に伴い、Y 切片の値は大きな値を示し ( $d=0.05-0.14$ ,  $P=0.004-0.031$ , 図 2-6C)、また、斜角筋の方が胸鎖乳突筋よりも大きな値を示した ( $d=0.99$ ,  $P<0.001$ , 図 2-6D)。

### 2.1.3.3. 肺気量-EMG 関係

図 2-7 に、Flow rate コントロール試技によって得られた肺気量-EMG 関係の結果例を示す。肺気量-EMG 関係の直線回帰式 ( $y=ax \pm b$ ) のパラメータを表 2-2 に示す。このとき、 $y$  は AEMG、 $x$  は%肺活量、 $a$  と  $b$  は定数である。20%最高 Flow rate の傾きは、両筋とも 0 に近かったことより、肺気量が増加しても、吸気補助筋に筋活動はみられなかったことを意味する。40%および 60%最高 Flow rate 時の傾きは、両筋ともに全対象者を通じて正の値であったことより、肺気量の増加に伴い、吸気補助筋の筋活動量は増加したことを意味する。80%最高 Flow rate の傾きは、対象者間で正負にばらつきがみられたものの、Y 切片は、両筋ともに全対象者を通じて正の値であったことより、吸気開始時より吸気補助筋に筋活動がみられたことを意味する。

### 2.1.3.4. 異なる Flow rate が肺気量-EMG 関係に及ぼす影響

## 第2章

二元配置分散分析の結果、肺気量-EMG 関係の傾きには、Flow rate と筋の要因の交互作用 ( $F=1.74$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.13$ ,  $P=0.201$ ) および筋の要因に主効果 ( $F=4.49$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.27$ ,  $P=0.056$ , 図 2-8B) はなかったものの、Flow rate の要因には主効果が認められた ( $F=6.29$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.34$ ,  $P=0.002$ , 図 2-8A). 事後検定の結果、20%最高 Flow rate の傾きは、40%最高 Flow rate ( $d=0.55$ ,  $P=0.002$ ), および 60%最高 Flow rate ( $d=0.30$ ,  $P=0.003$ ) のそれよりも小さい値であった。

Y 切片は、Flow rate と筋の要因に交互作用はなかったものの ( $F=3.20$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.211$ ,  $P=0.081$ , Flow rate ( $F=25.24$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.68$ ,  $P<0.001$ , 図 2-8C) および筋の要因 ( $F=8.05$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.40$ ,  $P=0.015$ , 図 2-8D) には、それぞれ主効果が認められた。事後検定の結果、80%最高 Flow rate の Y 切片は、20%最高 Flow rate ( $d=2.13$ ,  $P<0.001$ ), 40%最高 Flow rate ( $d=2.25$ ,  $P<0.001$ ), 60%最高 Flow rate ( $d=0.35$ ,  $P<0.001$ ) よりも大きな値を示し (図 2-8C), また、斜角筋の方が胸鎖乳突筋よりも大きな値を示した ( $d=0.56$ ,  $P=0.015$ , 図 2-8D)。

### 2.1.4. 考察

研究 1 では、吸気に関わる因子である Flow rate と肺気量を厳密にコントロールした条件下で吸気補助筋の筋活動特性を検証した。その結果の概要を図 2-9 に示す。どの肺気量区間においても、Flow rate の増加に伴い吸気補助筋の筋活動量は指数関数的に増加した (図 2-9A)。さらに、その関係は、肺気量の増加に伴い左にシフトしたことから、同一 Flow rate 時の筋活動量は、肺気量の増加に伴い増加することを意味する (図 2-9B)。また、高い Flow rate 時には、吸気補助筋は吸気開始時から筋活動を開始した (図 2-9C)。

研究 1 の主な結果は、Flow rate の増加に伴い、吸気補助筋の筋活動量が増加したことである (図 2-1B)。四肢の筋の静的収縮 (肘屈曲、膝伸展、足関節底屈など) 時の筋活動は、発揮筋力だけでなく、力の立ち上がり勾配に依存する (Del Balso and Cafarelli, 2007)。動的収縮においても同様、四肢の角速度に依存して、筋活動は増加する (Nardone et al., 1988)。これらは、筋の短縮速度の増加にともない運動単位の発火頻度が増加することに起因する (Van Cutsem et al., 1998)。一方、吸気筋の胸鎖乳突筋および斜角筋は、胸郭を挙上させる役割を持ち (De Troyer and Estenne, 1984; Ward et al., 1988)、肺を拡張させるように機能する。この際、胸郭の挙上速度は、吸気の素早さの指標である Flow rate によって決定され、最終的には吸気筋の短縮速度に依存する。そのため、Flow rate の増加に伴い、吸気補助筋の筋活動量は増加したと考えられる。

吸気補助筋において、Flow rate と EMG の間には、非常に強い指数関係が認められた (表 2-1)。この筋活動量の指数関数的増加には、運動単位の活動パターンが影響していると考えられる。表面筋電図は、

## 第2章

運動単位の動員数と発火頻度を反映しており、発揮筋力や発揮圧力を直線的に増加させると、主働筋の筋活動量は、直線的または曲線的に増加する (Lawrence and De Luca, 1983; Wood and Biagland-Ritchie, 1983; Tayashiki et al., 2016). また、シミュレーション研究により、個々の運動単位の動員閾値が幅広く、かつ類似した最大発火頻度である際には、力 (トルク) –EMG 関係は放物線 (曲線) を描くことが明らかにされている (Fuglevand et al., 1993). このことより、Flow rate の増加に伴う胸鎖乳突筋および斜角筋の筋活動量の“指数関数的”増加は、このような運動単位の活動パターンによるものだと考えられる。

各肺気量区間における Flow rate–EMG 関係の傾きは肺気量の影響を受けなかった。一方、Y 切片は肺気量の増加に伴い高値を示した。これらの結果は、肺気量の増加に伴い各筋の Flow rate–EMG 関係は左にシフトし、また、肺気量の増加に伴い同一 Flow rate 時の筋活動量は増加すること (図 2-1C)、ならびに低い Flow rate から筋活動が開始することを意味する。それらの要因として、胸壁の弾性が考えられる。機能的残気量位より低い肺気量レベルでは、受動的な胸壁の弾性力が肺の拡張をサポートするように働き、逆に、機能的残気量位より高い肺気量レベルでは、胸壁の弾性力が肺の拡張を阻害するように働く (Hudson et al., 2016). このような肺の形状に及ぼす胸壁の弾性が、今回みられた肺気量の増加に伴う筋活動量の増加に影響したと考えられる。

吸気補助筋の活動開始位置については、これまでの先行研究と異なる結果が得られた。これには、筋活動の測定条件の違いが影響したと考えられる。これまでの先行研究では、Flow rate の要因はコントロールされておらず、かつ安静呼吸のように低い Flow rate 条件下で検証されてきた (Campbell, 1955; Raper et al., 1966; 増淵ほか, 2001; Yokoba et al., 2003; Hudson et al., 2007). そのような測定条件下では、斜角筋は安静呼吸時から動員される (Campbell, 1955; Raper et al., 1966) ことから、“obligatory muscle”として扱われて (Campbell, 1955; Raper et al., 1966; De Troyer and Estenne, 1984; Hudson et al., 2007), また胸鎖乳突筋は 68%肺活量 (増淵ほか, 2001) や 75%肺活量 (Raper et al., 1966) などの高い肺気量レベルから動員されることから、“accessory muscle”として扱われてきた (Campbell, 1955; Raper et al., 1966; 増淵ほか, 2001; Yokoba et al., 2003; Hudson et al., 2007). 一方、研究 1 では、安静呼吸のような低い Flow rate から最大運動中のような高い Flow rate まで幅広い Flow rate の範囲にて、筋活動特性を検証した。図 2-7 に示した異なる Flow rate 時の肺気量–EMG 関係をみると、これまで胸鎖乳突筋のみならず“obligatory muscle”として扱われてきた斜角筋は、20%最高 Flow rate 時には動員されず、40%最高 Flow rate 時の 30%肺活量辺りから動員される様子が伺える。この斜角筋の動員位置の研究間の違いには、筋電図測定に使用した電極の違い (先行研究：ワイヤー電極、本研究：表面筋電図) が影響したと考えられる。さらに、80%最高 Flow rate という高い Flow rate 時には、両筋ともに吸気開始時から動員される様子が伺える。実際に、肺気量–EMG 関係の Y 切片を 1 サンプルの  $t$  検定にて 0 と比較した結果、80%最高 Flow rate におい

## 第2章

でのみ、有意な正の値であることがそれぞれの筋で認められた ( $P < 0.01$ )。このことは、先行研究での報告 (Campbell, 1955; Raper et al., 1966; De Troyer and Estenne, 1984; Gandevia et al., 1996; Hudson et al., 2007, 2016) と異なり、“accessory muscle”として扱われてきた胸鎖乳突筋が、高い Flow rate 時に吸気開始時から動員されることを意味する。これまでの先行研究では、四肢において筋活動特性に影響する力の立ち上がり勾配 (Del Balso and Cafarelli, 2007) や角速度 (Nardone et al., 1988) に相当する速度の因子である Flow rate が考慮されていなかったことから、吸気補助筋の活動開始位置が研究間で異なったことは至極当然である。以上のことは、今後、吸気筋の筋活動特性を検証する際には、Flow rate および肺気量の要因を考慮した上で検証する必要があることを示唆する。

### 2.1.5. 小括

吸気補助筋の筋活動量は、Flow rate の増加に伴い指数関数的に増加し、また、同一 Flow rate 時の筋活動量は、肺気量の増加に伴い増加する。さらに、高い Flow rate 時には、吸気開始時から吸気補助筋は動員されることが明らかとなった。

## 第2章

表 2-1. %最高 Flow rate-AEMG の指数回帰式 ( $y = A\exp^{Bx}$ ) のまとめ

指数回帰モデル	20-30%肺活量	30-40%肺活量	40-50%肺活量	50-60%肺活量
胸鎖乳突筋				
係数 A	0.461 ± 0.465 (0.028-1.726)	0.601 ± 0.608 (0.028-2.272)	0.768 ± 0.761 (0.030-2.699)	1.228 ± 1.534 (0.037-5.879)
乗数 B	0.059 ± 0.011 (0.035-0.074)	0.059 ± 0.011 (0.038-0.076)	0.061 ± 0.010 (0.045-0.075)	0.063 ± 0.011 (0.041-0.079)
相関係数 r	0.912 ± 0.043 (0.808-0.955)	0.906 ± 0.043 (0.828-0.959)	0.893 ± 0.060 (0.765-0.967)	0.873 ± 0.094 (0.646-0.966)
斜角筋				
係数 A	1.824 ± 1.825 (0.103-5.575)	2.368 ± 2.537 (0.109-8.387)	3.180 ± 3.408 (0.130-10.57)	3.962 ± 4.198 (0.221-15.03)
乗数 B	0.054 ± 0.016 (0.031-0.073)	0.053 ± 0.016 (0.028-0.074)	0.055 ± 0.017 (0.027-0.074)	0.057 ± 0.018 (0.023-0.082)
相関係数 r	0.899 ± 0.047 (0.824-0.963)	0.895 ± 0.046 (0.828-0.962)	0.877 ± 0.054 (0.797-0.969)	0.886 ± 0.056 (0.798-0.965)

値は 13 名の平均値 ± 標準偏差, ( ) 内は範囲を示す.

## 第2章

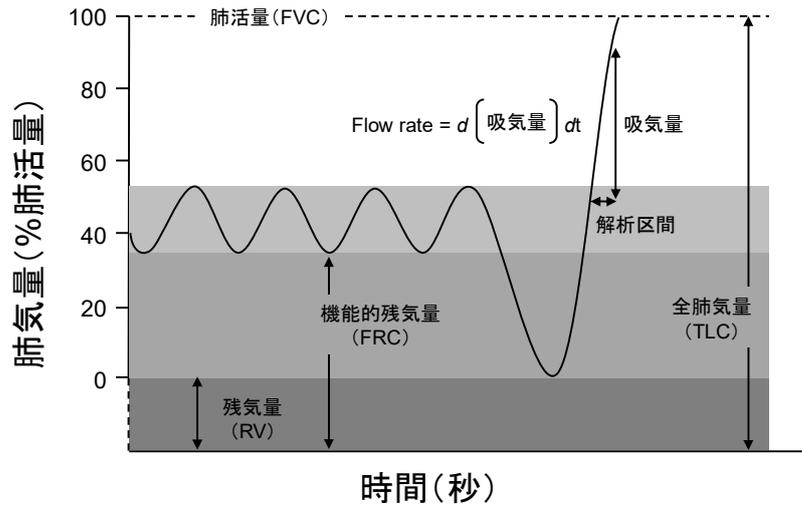
表 2-2. 肺気量-EMG の直線回帰式 ( $y = ax \pm b$ ) のまとめ

直線回帰モデル	20%最高 Flow rate	40%最高 Flow rate	60%最高 Flow rate	80%最高 Flow rate
胸鎖乳突筋				
傾き a	0.041 ± 0.039 (-0.006-0.108)	0.299 ± 0.262 (0.017-0.932)	0.499 ± 0.425 (0.077-1.603)	0.269 ± 0.379 (-0.498-1.035)
Y 切片 b	0.492 ± 1.058 (-0.793-3.781)	-1.844 ± 3.861 (-10.51-6.592)	4.005 ± 12.44 (-23.29-29.10)	37.73 ± 30.21 (1.939-102.7)
相関係数 r	0.583 ± 0.348 (-0.282-0.981)	0.861 ± 0.123 (0.561-0.974)	0.966 ± 0.034 (0.898-0.996)	0.605 ± 0.565 (-0.767-0.997)
斜角筋				
傾き a	0.104 ± 0.113 (0.001-0.348)	0.624 ± 0.489 (0.097-1.848)	1.057 ± 1.085 (0.070-3.125)	0.528 ± 0.987 (-0.617-3.157)
Y 切片 b	2.299 ± 3.456 (-2.629-10.40)	-0.637 ± 9.454 (-16.78-21.15)	7.053 ± 25.85 (7.053-61.59)	59.74 ± 38.07 (7.096-130.1)
相関係数 r	0.790 ± 0.137 (0.480-0.967)	0.896 ± 0.097 (0.705-0.979)	0.966 ± 0.025 (0.903-0.998)	0.310 ± 0.748 (-0.856-0.999)

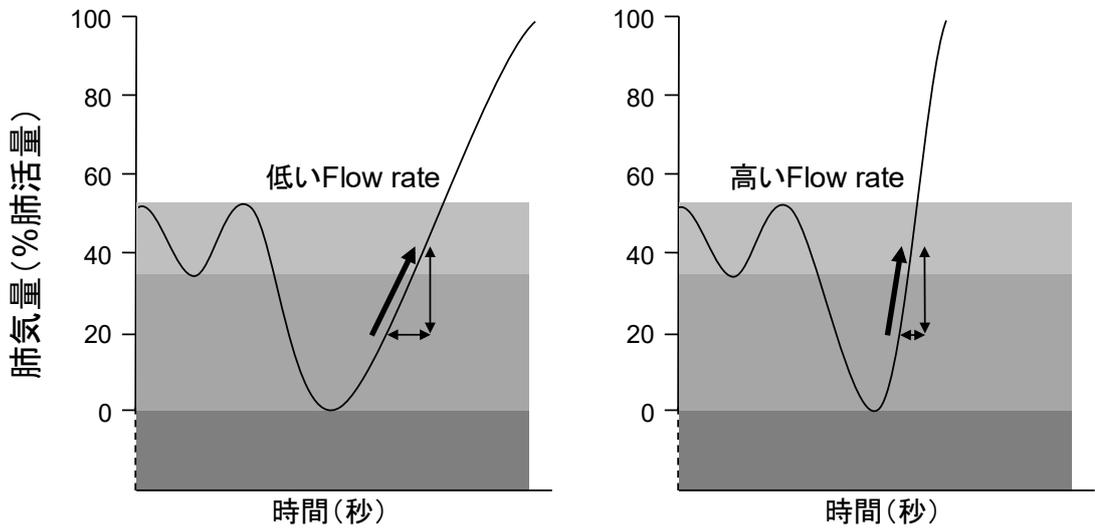
値は 13 名の平均値 ± 標準偏差, ( ) 内は範囲を示す.

第2章

A



B 同じ肺気量・異なるFlow rate



C 同じFlow rate・異なる肺気量

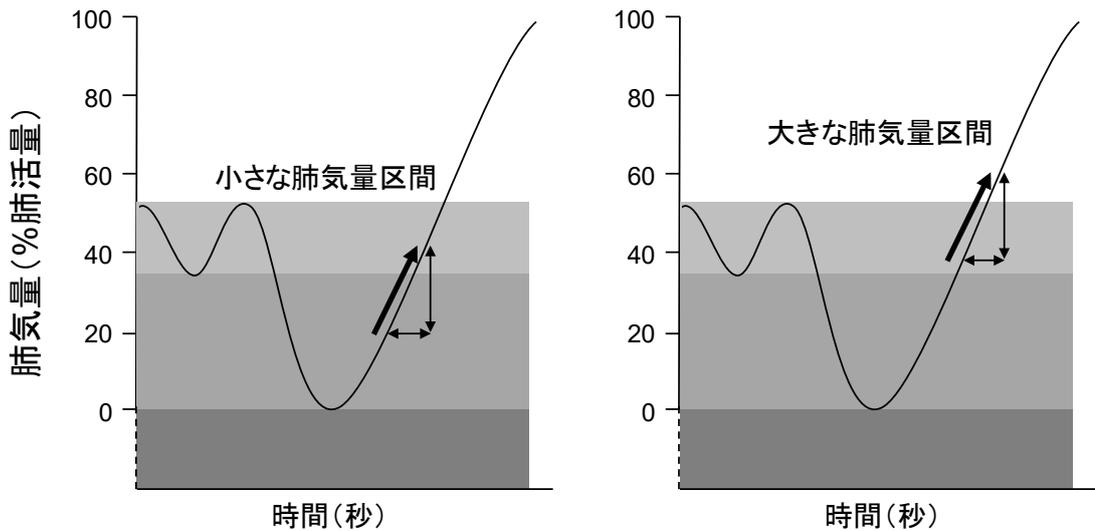


図 2-1. A : 肺気量分画図, B : 同一肺気量・異なる Flow rate 時の吸気例 (目的 1), C : 同一 Flow rate ・異なる肺気量時の吸気例 (目的 2). 本研究では, 残気量位を 0%肺活量と定義した.

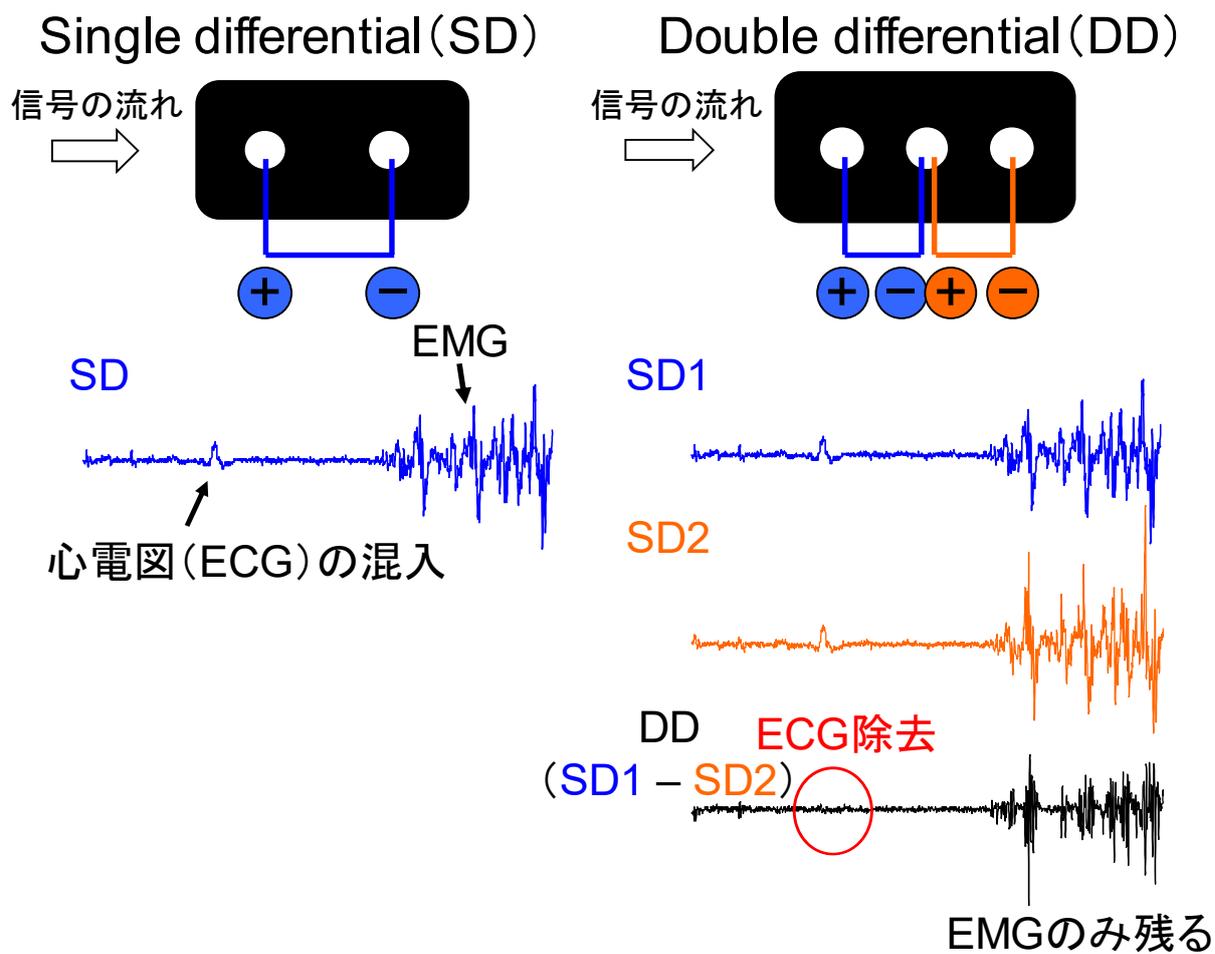


図 2-2. EMG Single differential 法と Double Differential 法の比較.

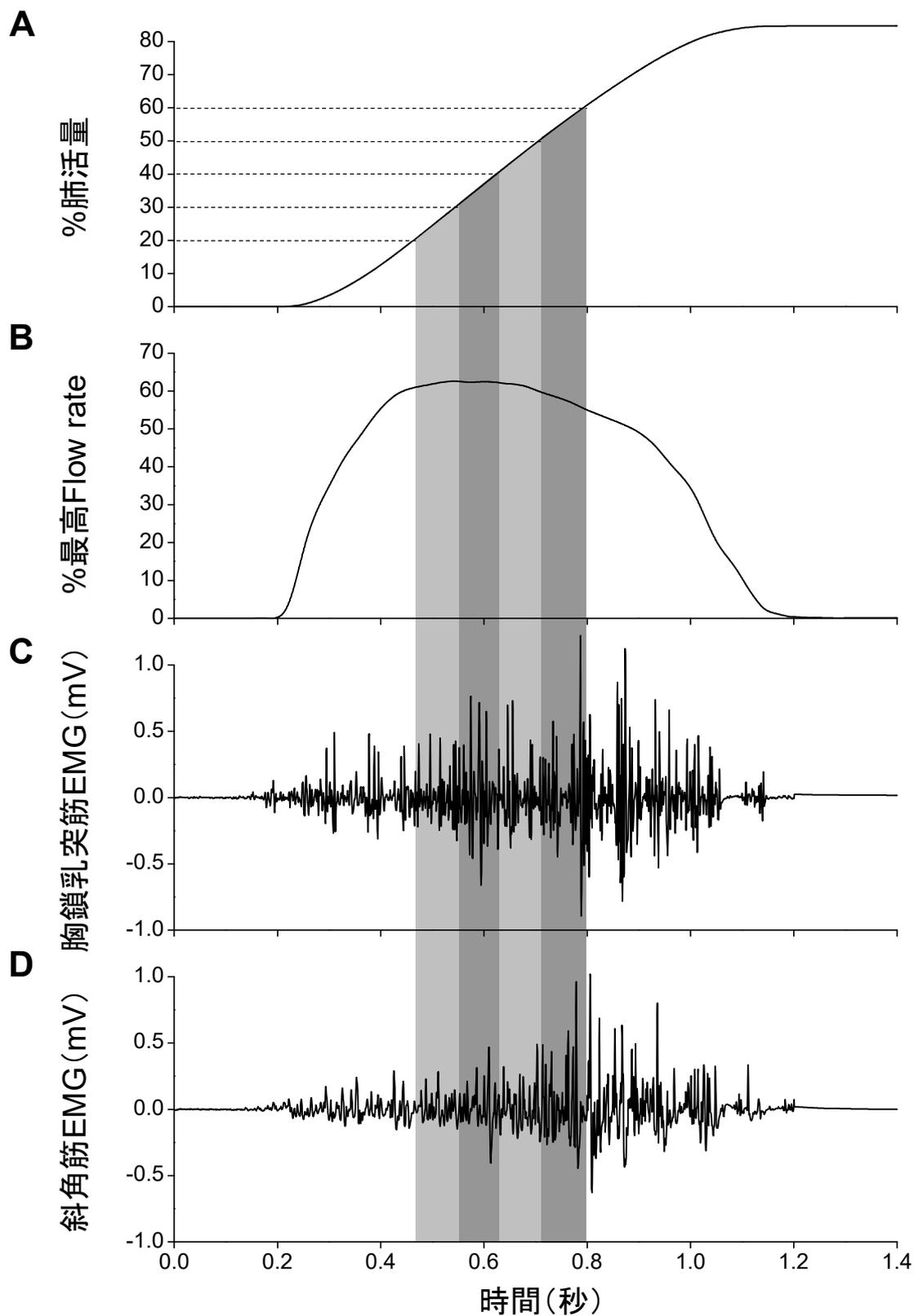


図 2-3. Flow rate コントロール試技の取得データ例および%最高 Flow rate-AEMG の解析例 (ターゲット : 60%最高 Flow rate). **A** : 肺気量 (%肺活量), **B** : Flow rate (%最高 Flow rate), **C** : 胸鎖乳突筋 EMG, **D** : 斜角筋 EMG. 20-60%肺活量区間の 10%ごと (グレー部分) のデータを解析に用いた.

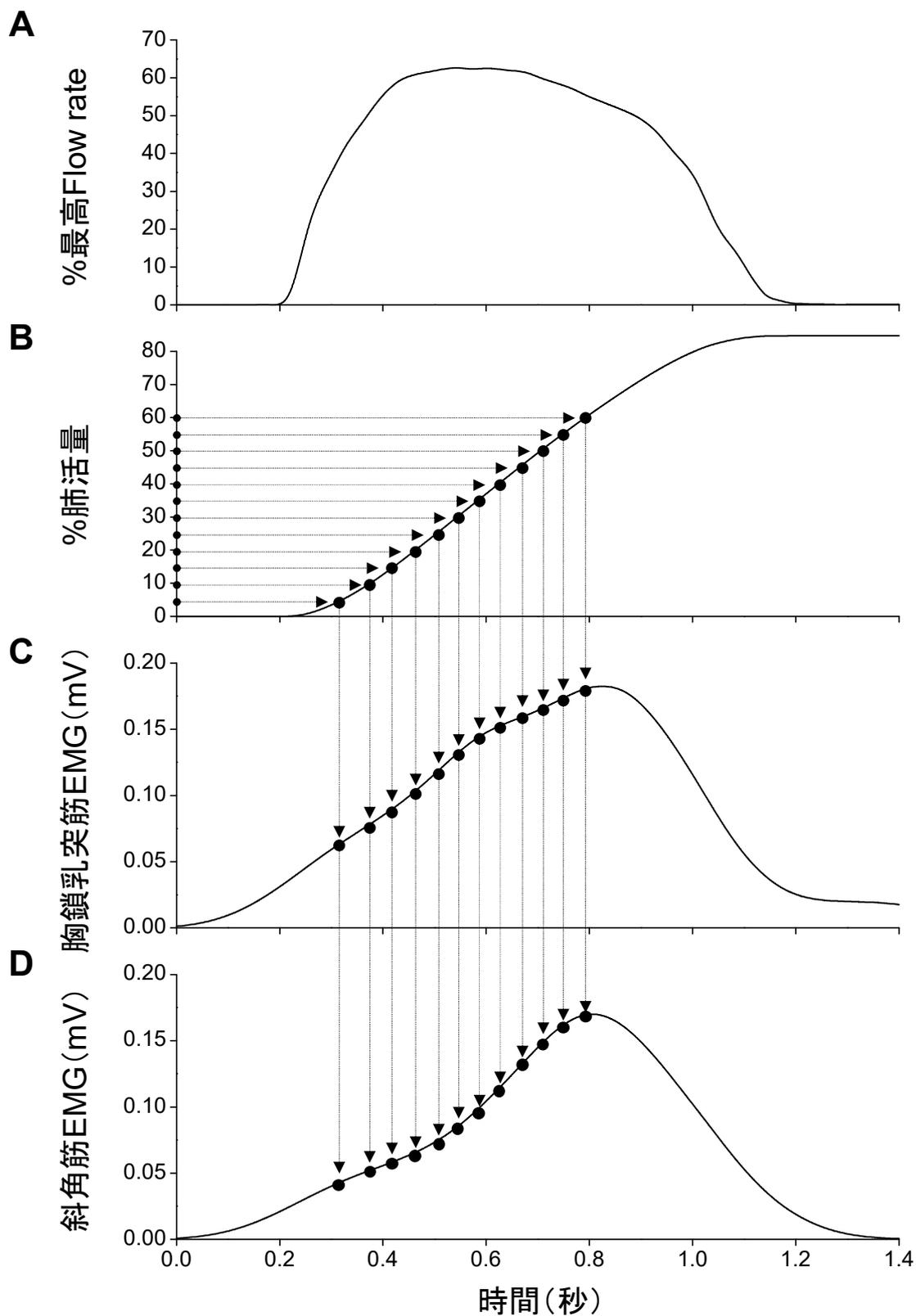


図 2-4. Flow rate コントロール試技の取得データ例および肺気量-EMG 関係の解析例 (ターゲット : 60% 最高 Flow rate). **A** : Flow rate (%最高 Flow rate), **B** : 肺気量 (%肺活量), **C** : 胸鎖乳突筋 EMG, **D** : 斜角筋 EMG. 5-60%最高 Flow rate 区間の 5%ごとのデータ (●部分) を解析に用いた.

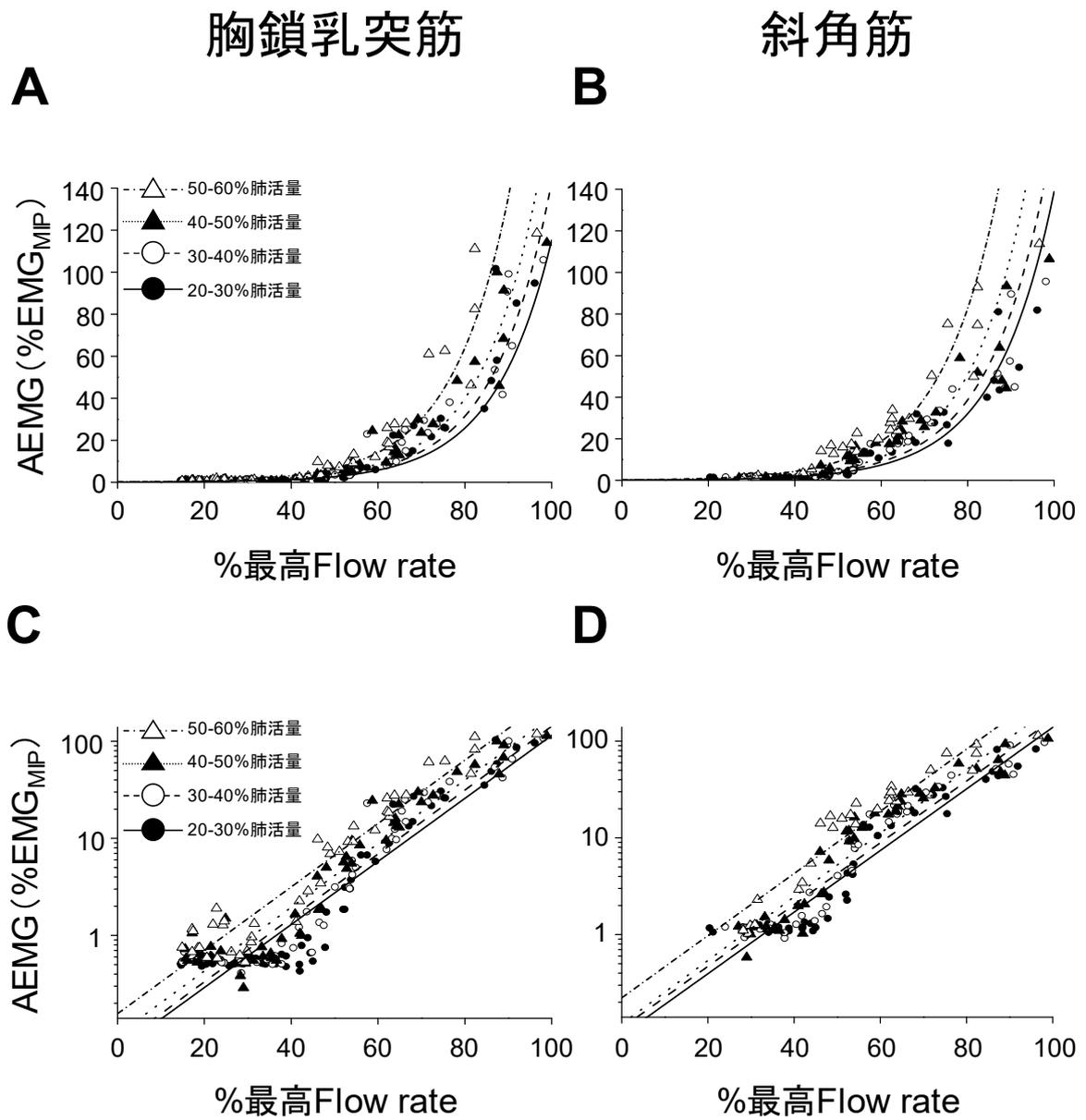


図 2-5. Flow rate-EMG 関係の代表例. 左：胸鎖乳突筋，：斜角筋，上：生値，下：Y 軸の対数変換値，  
 ●：20-30%肺活量，○：30-40%肺活量，▲：40-50%肺活量，△：50-60%肺活量.

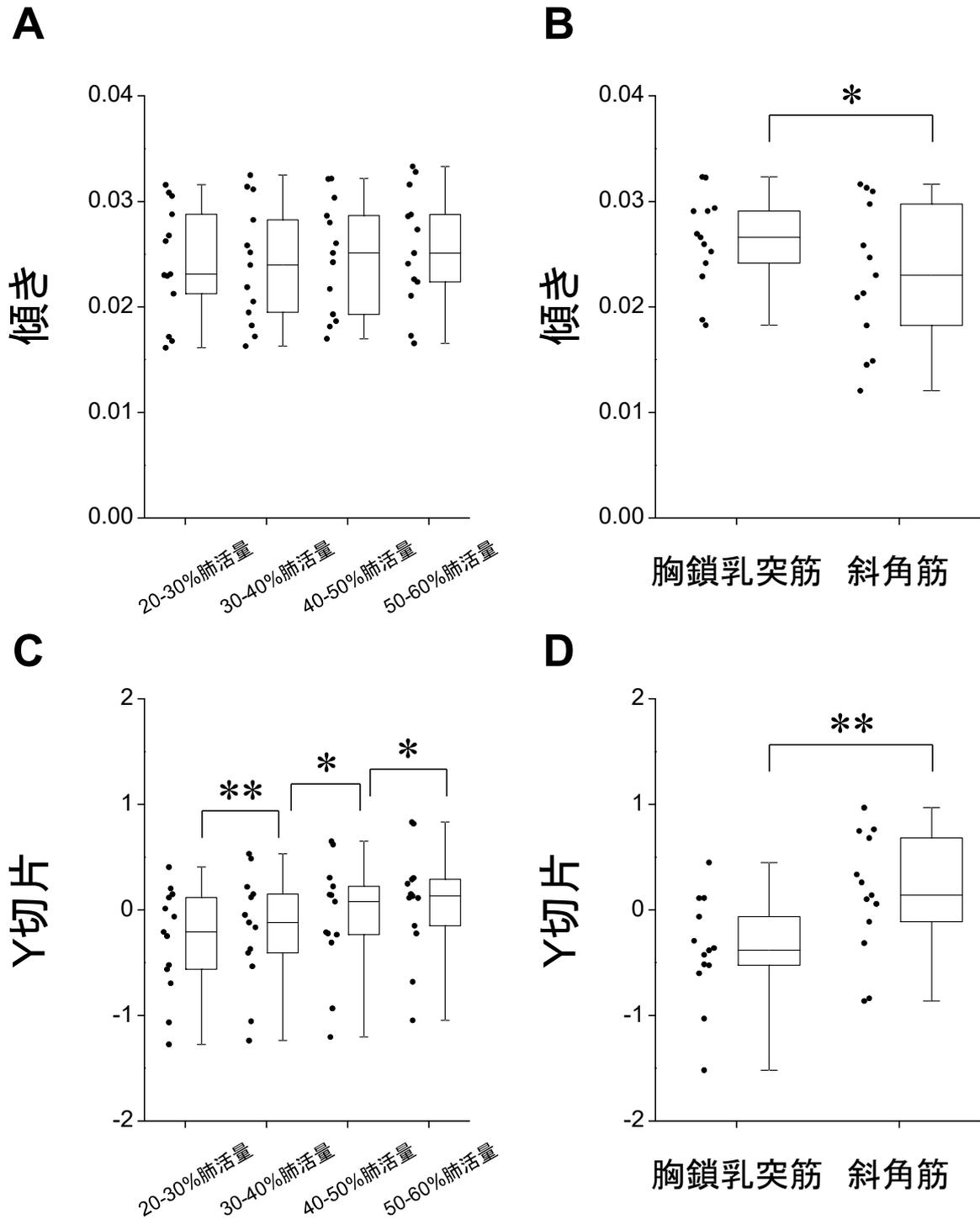


図 2-6. Flow rate–EMG 関係の Y 軸を対数変換することで得られた直線回帰の傾き (上) および Y 切片 (下) のグループデータ. **A, C** は各肺気量区間において筋の要因をプールしたデータ, **B, D** は各筋において肺気量の要因をプールしたデータを示す. 箱の範囲は四部位, 中央の線は中央値, 箱から出ている線は最大値・最小値を示し, 各箱の左側には個人値を示す. \*:  $P < 0.05$ , \*\*:  $P < 0.01$ .

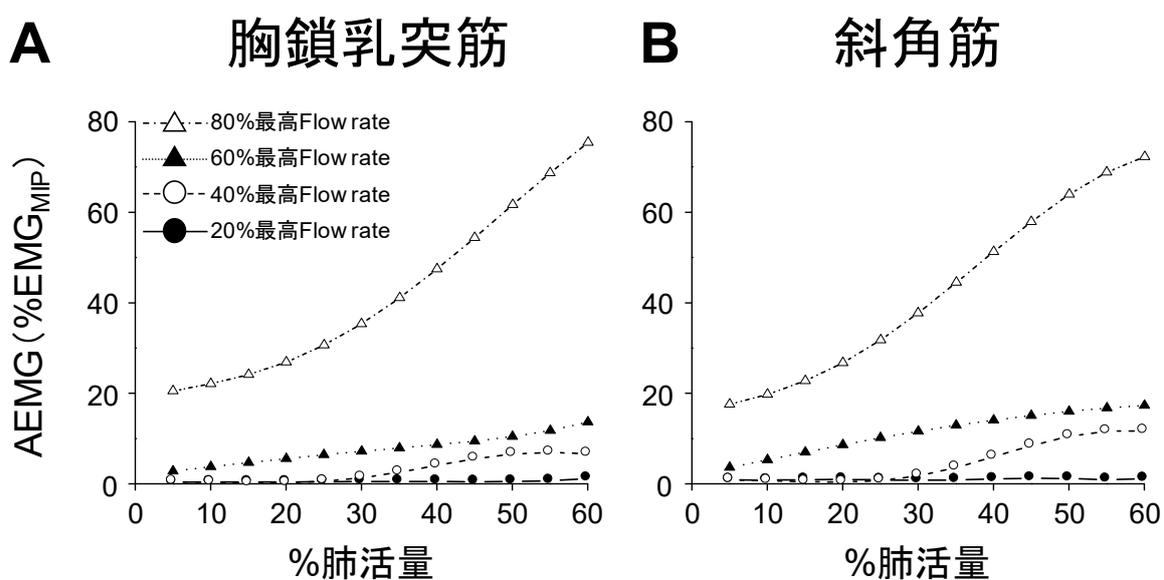


図 2-7. 肺気量-EMG 関係の代表例. **A**: 胸鎖乳突筋, **B**: 斜角筋, ●: 20%最高 Flow rate, ○: 40%最高 Flow rate, ▲: 60%最高 Flow rate, △: 80%最高 Flow rate.

第2章

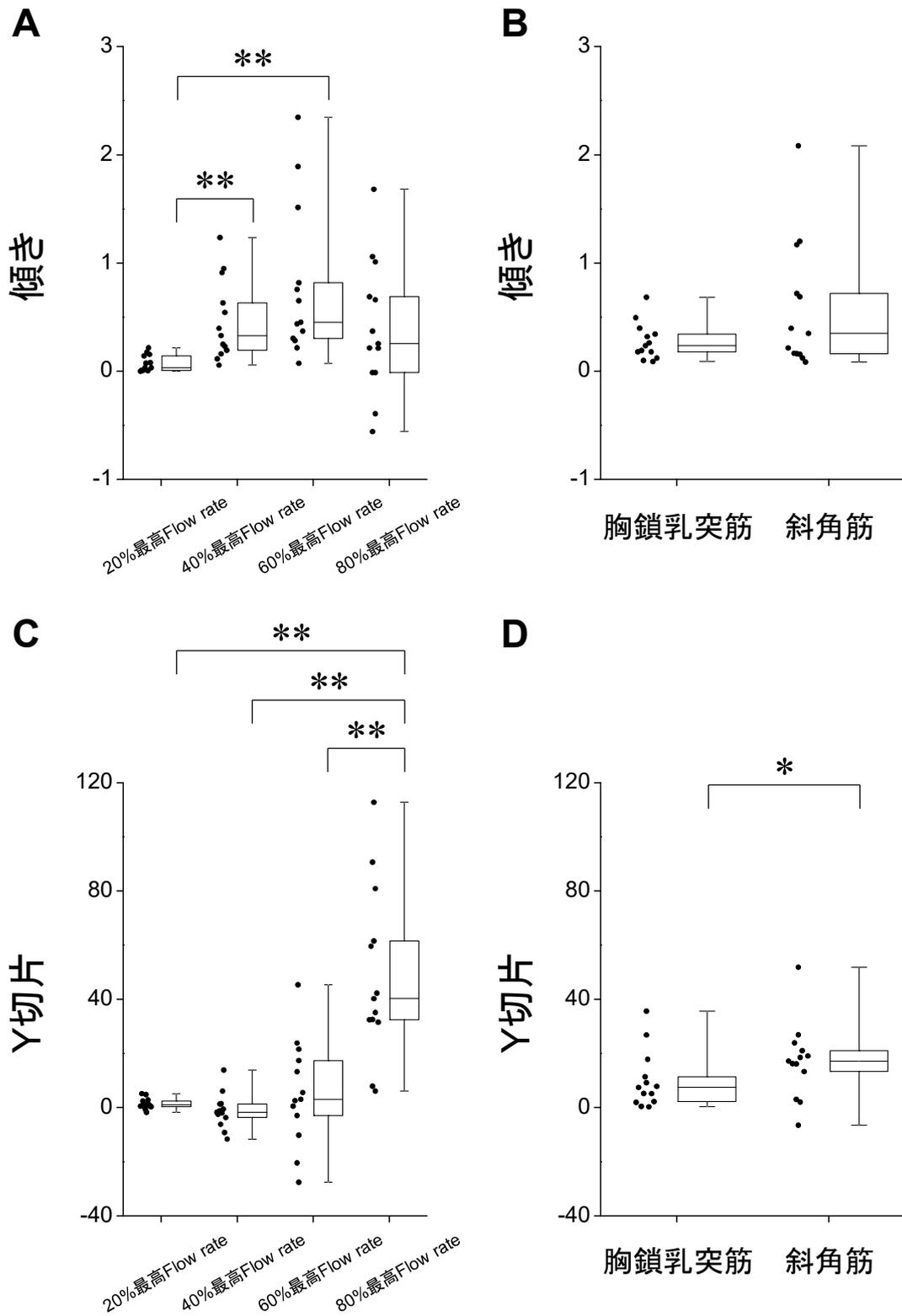


図 2-8. 肺気量-EMG 関係の直線回帰の傾き (上) および Y 切片 (下) のグループデータ. **A,C** は各 Flow rate において筋の要因をプールしたデータ, **B,D** は, 各筋において Flow rate の要因をプールしたデータを示す. 箱の範囲は四部位, 中央の線は中央値, 箱から出ている線は最大値・最小値を示し, 各箱の左側には個人値を示す. \*:  $P < 0.05$ , \*\*:  $P < 0.01$ .

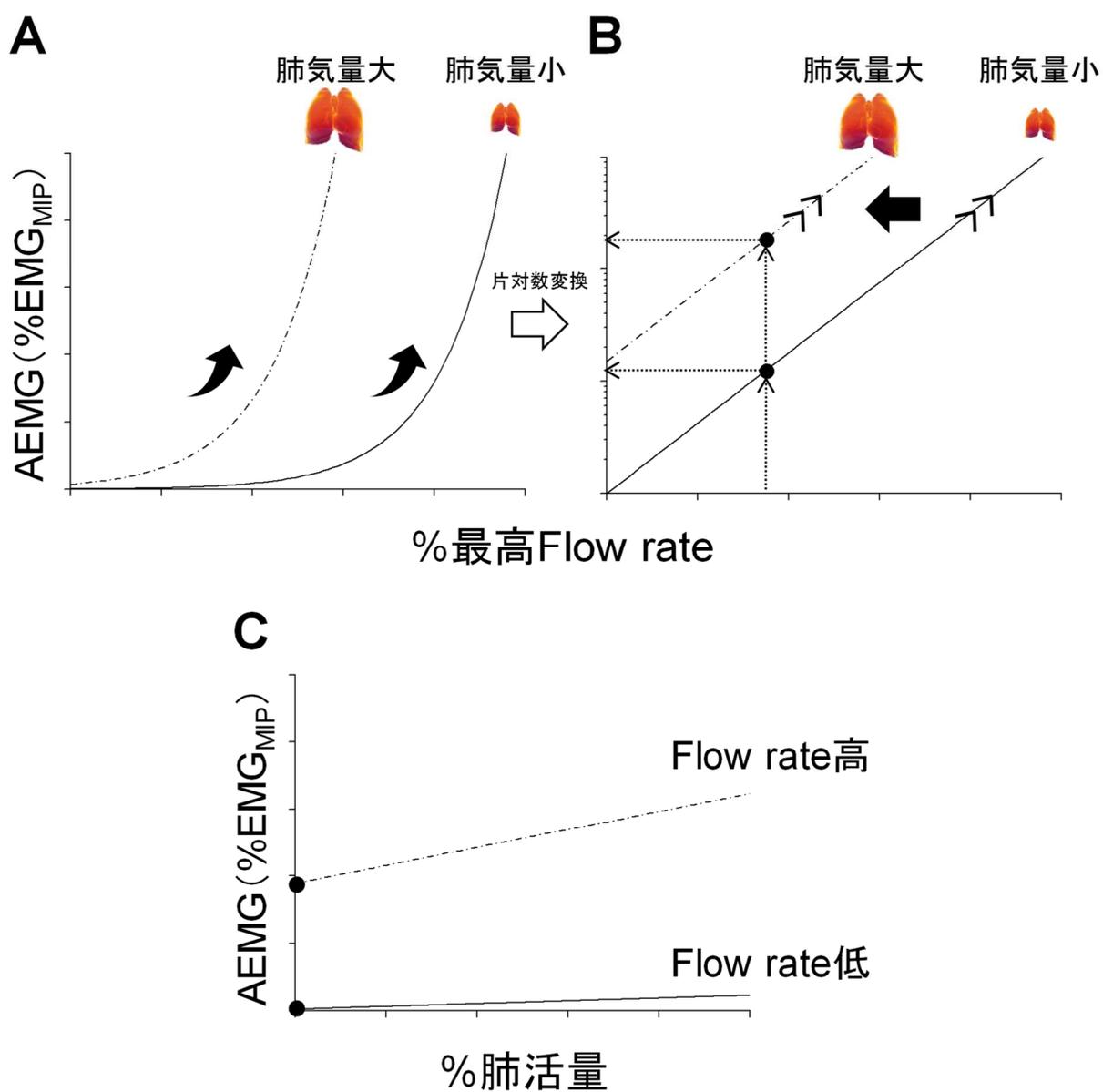


図 2-9. 研究 1 の結果概要図. **A** : Flow rate-EMG 関係@肺気量比較図, **B** : **A** の Y 軸を対数変換した図, **C** : 肺気量-EMG 関係@Flow rate 比較図.

## 第2章

### 第2節：吸気抵抗の追加が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響【研究2】

#### 2.2.1. 緒言

研究1より、Flow rate および肺気量の因子が吸気補助筋の筋活動レベルに影響することが明らかとなった。水泳中の吸気は、素早い吸気を高い肺気量レベルで行うのみならず、水圧に抗しながら行わなければならない。そこで次のステップとして、水圧のような外因的な負荷（吸気抵抗）が吸気筋の活動特性に及ぼす影響を検証する。吸気抵抗は、研究2で対象とする外因的な要因だけでなく、気道の狭さや肺気腫など病理的な要因によっても大きくなる（Loring et al., 2009）。

胸鎖乳突筋や斜角筋といった吸気補助筋は、高い吸気の仕事量時に横隔膜をサポートするように機能するため、健康なヒトにおいては、安静呼吸や睡眠呼吸のように低い吸気の仕事量時には活動しない（Campbell, 1955; Raper et al., 1966）。一方、COPD や喘息などの呼吸器疾患患者は、安静呼吸でさえ吸気補助筋の活動が見受けられる（De Troyer et al., 1994）。この低い活動開始閾値には、狭い気道や肺気腫による大きな吸気抵抗が影響している（Bai et al., 2000; Gelb et al., 2002; Loring et al., 2009）と考えられる。また、吸気筋力の指標である最大吸気圧は、呼吸器疾患患者の方が健康なヒトよりも低く（Terzano et al., 2008; Guenette et al., 2014）、特に COPD 患者に関してはその重篤度に比例して低くなる（Kim et al. 2017）。最大吸気圧のうち、80–90%は主働筋である横隔膜が貢献している（Babcock et al., 1995; Guenette et al., 2010）ことから、最大吸気圧は、横隔膜の筋力を反映しているとみなせる。このことから、高い吸気抵抗時には、吸気補助筋の活動開始位置が早まること、さらには、最大吸気圧が低いヒトほど、横隔膜のみでは要求される吸気圧を賄うことができず、吸気補助筋が動員されやすい（活動開始閾値が低い）と仮説が立てられる。

そこで研究2は、①外因的な吸気抵抗の追加が筋活動特性（Flow rate–EMG 関係）に与える影響、②吸気筋力と吸気補助筋の筋活動開始位置との関係を検証することを目的とした。これらを検証する際、外因的な吸気抵抗の要因と気道の狭さや肺気腫などの病理的要因との相互作用を避けるために、COPD などの呼吸器疾患患者ではなく、健康者を対象とした。

#### 2.2.2. 方法

##### 2.2.2.1. 対象者

呼吸器疾患の既往歴および喫煙歴のない健康な成人男性 12 名を対象とした（表 2-3）。年齢から予測される肺活量は、 $100.3 \pm 11.8$  (80.3–117.8) %predicted であったことより（Kubota et al., 2014）、本研究での対象者は、呼吸機能が正常であると判断をした。実験に先立ち、全ての対象者に実験の主旨、試技内容、実験に伴う危険性について十分説明を行い、実験参加の同意を得た。また、本実験は、鹿屋体育大

## 第2章

学の倫理審査小委員会にて承認を受けた上で行った。研究2で対象とした12名のうち4名は、Flow rate コントロール試技における抵抗あり条件（詳細は下記参照）を遂行できなかったため、筋活動特性の検証については8名のデータを解析した。

### 2.2.2.2. 試技内容

#### ✓ 吸気肺活量テスト・最大吸気圧テスト

吸気肺活量，最大吸気圧テストの方法および使用機器は，研究1と同様であったため，省略する。

#### ✓ 最高 Flow rate テスト・Flow rate コントロール試技

最高 Flow rate テストと Flow rate コントロール試技は，吸気抵抗なし条件と抵抗あり条件の2条件で実施した。抵抗なし条件では，マウスピースと Flow センサを直接接続し（研究1と同様），また，抵抗あり条件では，Flow センサの先にアタッチメントを用いて吸気抵抗機器を接続した（POWER breathe<sup>®</sup>，IMT Technologies Ltd, UK）（図 2-10）。吸気抵抗のレベルは，パイロット実験において，Flow rate コントロール試技が全対象者で実施可能であった最大抵抗レベル（23 cmH<sub>2</sub>O）を採用した。なお，本研究では，外因的な吸気抵抗が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響に焦点を当てたため，水泳中との姿勢の違い（立位 vs. 腹臥位）は考慮しておらず，研究1と同様，安静立位にてすべての試技を実施した。

最高 Flow rate 試技および Flow rate コントロール試技は，息を吐き切った状態（残気量位）から，できる限り素早く吸気を行うように指示をした。少なくとも最高 Flow rate は10回測定し，そのうち測定値の高かった2回の差が5%より大きい場合には追加で測定が行われた。なお，測定中には，対象者を鼓舞するように，検者からの声かけが行われた。その結果，測定値の最も高かった試行を解析対象とした。

Flow rate コントロール試技は，抵抗なし条件における最高 Flow rate で正規化された Flow rate 信号およびターゲットラインは対象者の目の前に置かれたモニタにリアルタイムで提示された。ターゲットラインは，事前に測定した抵抗なし条件で計測された最高 Flow rate の20，30，40，60，80，100%とした。対象者は，発揮した Flow rate が提示されたターゲットラインにできる限り合うように随意的吸気を行った。ターゲットラインの提示順はランダムとし，各10試行ずつ実施した。本研究では，幅広い肺気量区間における筋活動特性を検討するために，残気量位から吸気を開始し，できる限り大きな肺気量になるまで吸気を続けるように指示をした。

### 2.2.2.3. データ取得

## 第2章

### ✓ Flow rate・EMG

Flow rate と EMG の取得方法および使用機器は、研究 1 と同様であったため、省略する。

#### 2.2.2.4. データ処理

Flow rate および EMG は、A/D 変換器 (Power-Lab/16sp, ADInstruments, Australia) を経由し、PC に取り込まれた。Flow rate は、時間遅れのない 4 次のバターワース型のローパスフィルタにて 20 Hz のカットオフ周波数で処理された後、時間積分より肺気量を算出した。Flow rate と肺気量はそれぞれ吸気の最高 Flow rate (%最高 Flow rate) と肺活量 (%肺活量) で正規化した (図 2-11A・B)。

異なる肺気量区間における Flow rate と筋活動量の関係を検討するために、Flow rate コントロール試技中の 20–30%肺活量, 30–40%肺活量, 40–50%肺活量, および 50–60%肺活量区間の平均 Flow rate および EMG 振幅値 (AEMG=RMS 値) をそれぞれ算出した。その際、Flow rate の変動係数が 5% 超えた区間については解析対象外とした。解析対象外となったデータのうち、48% は 50–60%肺活量区間のデータであったことより、本研究では、50–60%肺活量区間は解析対象外とした。その結果、解析対象採用率は、全条件で平均して 82% であった。Flow rate コントロール試技中の各筋の AEMG は、最大吸気圧試技中に発揮された 0.5 秒間の EMG 振幅値によって正規化された (%EMG<sub>MP</sub>)。その後、各抵抗条件・各筋・各肺気量区間について、平均 Flow rate に対する AEMG をプロットした (Flow rate–EMG 関係)。

研究 1 と同様に、Flow rate–EMG 関係に対して、8 つの回帰モデル (直線モデル, 2 次モデル, 3 次モデル, 対数モデル, 逆数モデル, ベキ乗モデル, S 曲線モデル, 指数モデル) を候補に曲線推定を行った (IBM SPSS Statistics 25.0, IBM, Japan)。その結果、全対象者の両抵抗条件, 両筋, 各肺気量区間を通じて、赤池情報量基準値 (Akaike, 1974) より最も多く選択されたモデルは指数モデル ( $y = A \exp^{Bx}$ ) であった (図 2-12A・B)。筋の活動開始位置は、Flow rate–EMG 関係 ( $y = A \exp^{Bx}$ ) と安静時の 0.5 秒間の AEMG  $\pm 2SD$  との交点の Flow rate と定義した。これらの処理は、数値計算ソフトウェア (MATLAB 2016a, Mathworks, USA) で自作した解析プログラムによって行われた。先行研究と同様に (Harik-Khan et al., 1998), 本研究の対象者は、最大吸気圧は体重と比例関係が認められた ( $r = 0.62, P = 0.032$ )。そのため、吸気筋力と筋の活動開始位置の関係を検討する際には、吸気筋力は体重当たりの最大吸気圧を用いた。

#### 2.2.2.5. 統計処理

統計処理は、すべて統計ソフト (IBM SPSS Statistics 25.0, IBM, Japan) により行われた。Shapiro-Wilk's test により各データの正規性を確認した後、抵抗なし条件と抵抗あり条件の最高 Flow rate は、対応のあ

## 第2章

る  $t$  検定より, Flow rate-EMG 関係の Y 軸を対数変換して得られた直線関係 ( $y = ax + b$ ) の傾き (a) および Y 切片 (b), さらには, 筋の活動開始位置 (%最高 Flow rate) については, それぞれ対応のある三元配置分散分析を行った (3 肺気量  $\times$  2 筋  $\times$  2 抵抗条件). 主効果が認められた場合には, さらに事後検定 (Bonferroni 法) を実施した. また, 体重当たりの最大吸気圧と筋の活動開始位置とのピアソンの積率相関係数 ( $r$ ) を算出した. 効果量 (Effect size) は, 三元配置分散分析の主効果および交互作用については partial  $\eta^2$  より,  $t$  検定および事後検定については, Cohen's  $d$  より評価した. 効果量の基準値には,  $d = 0.20$  (小),  $d = 0.50$  (中),  $d = 0.80$  (大) を使用した (Cohen, 1988). なお, 有意水準は 5%未満とした. 本文および表には平均値  $\pm$  標準偏差, また, 図には平均値  $\pm$  標準誤差で結果を示した.

### 2.2.3. 結果

#### 2.2.3.1. 吸気抵抗の追加が最高 Flow rate に及ぼす影響

抵抗あり条件の最高 Flow rate は, 抵抗なし条件よりも 18.5%低い値を示した (抵抗なし条件:  $8.53 \pm 1.30 \text{ L s}^{-1}$ , 抵抗あり条件:  $6.96 \pm 1.01 \text{ L s}^{-1}$ ,  $d = 1.35$ ,  $P < 0.001$ ; 表 2-3).

#### 2.2.3.2. 吸気抵抗の追加が Flow rate-EMG 関係に及ぼす影響

Flow rate と EMG の間には, 有意な強い指数関係 ( $y = A \exp^{Bx}$ ) が得られた (表 2-4). 図 2-12 の左側には, 各抵抗条件における各筋の各肺気量区間で得られた Flow rate-EMG 関係の代表例を示した. また, 本研究では, 肺気量, 抵抗条件, 筋の要因が Flow rate-EMG 関係に与える影響を検討するために, 指数関係の Y 軸を対数変換することで得られた直線関係 ( $y = ax + b$ ) の傾き (a) および Y 切片 (b) についてそれぞれ統計処理を行った.

三元配置分散分析の結果, Flow rate-EMG 関係の Y 軸を対数変換することによって得られた直線関係の傾きには, いずれの要因間の交互作用 ( $F = 1.21\text{--}3.22$ , partial  $\eta^2 = 0.15\text{--}0.32$ ,  $P = 0.071\text{--}0.307$ ) および抵抗条件 ( $F = 0.008$ , partial  $\eta^2 = 0.001$ ,  $P = 0.931$ , 図 2-13C) の要因に主効果はなかったものの, 肺気量 ( $F = 6.22$ , partial  $\eta^2 = 0.47$ ,  $P = 0.012$ , 図 2-13B) および筋 ( $F = 6.77$ , partial  $\eta^2 = 0.49$ ,  $P = 0.035$ , 図 2-13D) の要因にはそれぞれ主効果が認められた. 事後検定の結果, 肺気量区間は, いずれの組み合わせにも差はなかった ( $d = 0.10\text{--}0.34$ ,  $P = 0.061\text{--}0.684$ ). 胸鎖乳突筋の傾きは, 斜角筋のそれよりも大きな値であった ( $d = 0.47$ ,  $P = 0.035$ , 図 2-13D).

Y 切片は, いずれの要因間の交互作用はなかったものの, ( $F = 0.37\text{--}2.58$ , partial  $\eta^2 = 0.05\text{--}0.29$ ,  $P = 0.112\text{--}0.586$ ), 肺気量 ( $F = 43.4$ , partial  $\eta^2 = 0.86$ ,  $P < 0.001$ , 図 2-14B), 抵抗条件 (partial  $\eta^2 = 0.77$ ,  $P = 0.002$ , 図 2-14C), および筋の要因 (partial  $\eta^2 = 0.68$ ,  $P = 0.006$ , 図 2-14D) には, それぞれ主効果が認め

## 第2章

られた。事後検定の結果、肺気量の増加に伴い、Y切片も大きな値を示した ( $d=0.23-0.49$ ,  $P=0.001-0.002$ , 図 2-14B)。また、抵抗条件間で比較すると、抵抗あり条件の方が抵抗なし条件よりも大きな値を示した ( $d=0.91$ ,  $P=0.002$ , 図 2-14C)。さらに、筋間で比較すると、斜角筋の方が胸鎖乳突筋よりも大きな値を示した ( $d=0.64$ ,  $P=0.006$ , 図 2-14D)。

### 2.2.3.3. 吸気抵抗の追加が吸気補助筋の活動開始位置に及ぼす影響

三元配置分散分析の結果、%最高 Flow rate で評価した筋の活動開始位置には、肺気量と抵抗条件の要因間に1次の交互作用 ( $F=10.7$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.61$ ,  $P<0.001$ ) ならびに肺気量 ( $F=29.6$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.81$ ,  $P<0.001$ , 図 2-15C)、抵抗条件 ( $F=24.1$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.78$ ,  $P=0.002$ , 図 2-15D)、および筋の要因 ( $F=6.35$ ,  $\text{partial } \eta^2=0.48$ ,  $P=0.040$ , 図 2-15E) において、それぞれ主効果が認められた。事後検定の結果、肺気量の増加に伴い、筋の活動開始位置は小さな値を示した ( $d=0.39-0.82$ ,  $P=0.002-0.006$ , 図 2-15C)。また、抵抗条件間で比較すると、筋の活動開始位置は抵抗あり条件の方が抵抗なし条件よりも小さな値を示した ( $d=1.51$ ,  $P=0.002$ , 図 2-15D)。さらに、筋間で比較すると、筋の活動開始位置は胸鎖乳突筋の方が斜角筋よりも小さな値を示した ( $d=0.42$ ,  $P=0.040$ , 図 2-15E)。肺気量と抵抗条件の1次の交互作用が認められたことより、単純主効果検定を行った結果、肺気量 ( $\text{partial } \eta^2=0.81$ ,  $P<0.001$ ) と抵抗条件 ( $\text{partial } \eta^2=0.78$ ,  $P<0.001$ ) の要因にそれぞれに主効果が認められた。その後、各要因について、事後検定を行った結果、抵抗なし条件の20-30%肺活量における筋の活動開始位置は、30-40%肺活量 ( $d=0.41$ ,  $P=0.012$ ) および40-50%肺活量 ( $d=0.86$ ,  $P=0.002$ ) より小さな値を、ならびに30-40%肺活量は40-50%肺活量よりも小さな値を示した ( $d=0.32$ ,  $P=0.001$ , 図 2-15B)。また、抵抗あり条件の20-30%肺活量においては30-40%肺活量 ( $d=0.45$ ,  $P=0.007$ ) および40-50%肺活量 ( $d=0.64$ ,  $P=0.004$ ) よりも小さな値を、ならびに30-40%肺活量は40-50%肺活量よりも、小さな値を示した ( $d=0.32$ ,  $P=0.007$ , 図 2-15B)。さらに、抵抗条件間で比較すると、どの肺気量区間においても、筋の活動開始位置は、抵抗あり条件の方が抵抗なし条件より小さな値を示した ( $d=1.48-1.58$ ,  $P=0.002$ , 図 2-15B)。

### 2.2.3.4. 吸気筋力と吸気補助筋の活動開始位置の関係

体重当たりの最大吸気圧と抵抗なし条件における筋の活動開始位置との間には、胸鎖乳突筋、斜角筋のいずれの肺気量区間においても、有意な正の相関関係が認められた (胸鎖乳突筋:  $r=0.79$ ,  $P=0.003$ ; 斜角筋:  $r=0.62$ ,  $P=0.032$ @肺気量区間の平均値, 図 2-16)。

## 第2章

### 2.2.4. 考察

研究2では、研究1で検証した Flow rate と肺気量の因子に加えて、外因的な吸気抵抗の追加が吸気補助筋の筋活動特性に与える影響を検証した。その結果の概要を図 2-17 に示す。吸気抵抗の有無に依らず (図 2-17C)、かつどの肺気量区間においても (図 2-17A)、Flow rate の増加に伴い、吸気補助筋の筋活動量は指数関数的に増加した。さらに、その関係は、肺気量の増加に伴い、かつ吸気抵抗の追加により左にシフトした。このことは、同一 Flow rate 時において筋活動量は、肺気量の増加 (図 2-17B) および吸気抵抗の追加 (図 2-17D) によって増加することを意味する。また、筋の活動開始位置は、肺気量の増加 (図 2-17A) および吸気抵抗の追加によって早まり (図 2-17C)、さらには対象者の吸気筋力に依存した (図 2-17E)。

外因的な吸気抵抗の有無に依らず、研究1と同様に、Flow rate の増加に伴う筋活動量の指数関数的増加および肺気量の増加に伴う筋活動量の増加が認められた (図 2-12)。その結果を基に、Flow rate–EMG 関係に対する吸気抵抗の有無の影響を詳細に検証したところ、Flow rate–EMG 関係の傾きには影響しなかったものの (図 2-13C)、吸気抵抗の追加時には、Y 切片は小さい値を示した (図 2-14C)。このことは、Flow rate–EMG 関係が吸気抵抗の追加によって左にシフトし、同一 Flow rate および同一肺気量時の筋活動量は、吸気抵抗の追加によって増加することを意味する。同様に、吸気補助筋の活動開始位置は、吸気抵抗の追加によって早まった (図 2-15D)。以上より、吸気抵抗の増大は、吸気補助筋を早期に動員させるとともに、筋活動レベルを増加させることが明らかとなった。

狭い気道や肺気腫などの影響によって吸気抵抗が高まった COPD 患者 (Bai et al., 2000; Gelb et al., 2002; Loring et al., 2009) は、横隔膜の筋活動量が健康なヒトよりも大きい (Jolley et al., 2009)。さらに、COPD 患者は、健康なヒトと比較して、最大吸気圧が低いという特徴がある (Stell et al., 2001; O'Donnell, 2006; Terzano et al., 2008; Guenette et al., 2014)。発揮される吸気圧のうち、横隔膜の貢献が 80–90%を占める (Guenette et al., 2010) ことから、COPD 患者は、横隔膜による吸気圧の発揮能力が低下していると言い換えられる (Jolley et al., 2009)。そのため、横隔膜をサポートするように働く吸気補助筋が、COPD 患者において安静呼吸から活動している (De Troyer et al., 1994) ことには、大きな吸気抵抗の影響だけでなく、低い吸気筋力も影響していると考えられる。実際に、本研究において、吸気補助筋の活動開始位置は、最大吸気圧との間に正の相関関係が認められた (図 2-16)。このことから、吸気補助筋の活動開始位置には、研究1で示された Flow rate と肺気量に加えて、新たに吸気抵抗、吸気筋力も影響することが明らかとなった。

本研究で算出した吸気補助筋の活動開始位置は、COPD のスクリーニングに応用できる可能性がある。COPD は、2030 年には世界の死因の第 3 位になると世界保健機構 (WHO) が予測しており、深刻な医

## 第2章

療費問題への発展が危惧されている (Labonte et al., 2016). 現在, COPD のスクリーニングには, スパイロメータより算出される最大努力中の呼気 1 秒率 ( $<0.70$ ) と呼気 1 秒量 (%predicted) が用いられているが (Vestbo et al., 2013), 特に重篤度が低い COPD 患者に対して, 判定が正しくされないことが指摘されている (Lin et al., 2008; Press et al., 2017). そこで, 吸気に関わる因子をコントロールした条件下において, 安全性が高い最大下努力呼吸中に, かつ高い再現性を有する胸鎖乳突筋および斜角筋の表面筋電図 (Falla et al., 2002) から算出される筋の活動開始位置が, 新たな COPD のスクリーニング指標となる可能性があるだろう. しかし, 実際に COPD のスクリーニング法への応用に至るまでには, 測定の簡略化や COPD 患者を対象にスクリーニングの信頼性を確保するなど, さらなる検証が必要であろう.

さらに本章の結果を踏まえ, 3 章において本博士論文で対象とする競泳種目に焦点を当てる. 競泳中は, 呼吸時間・タイミングの制限に伴い素早い吸気 (高い Flow rate) が必要とされる. また, 浮力を獲得するために大きな肺気量が求められる. さらに, 水圧という外因的な吸気抵抗を伴う. したがって, 本章の結果から, 競泳中の呼吸条件は, 吸気筋の筋活動レベルが高く, 吸気筋の筋疲労が誘発されやすい特異的な条件であることが考えられる. つまり, 競泳競技中, 特に後半場面においては, 吸気筋の筋疲労は発現している可能性が高い.

### 2.2.5. 小括

吸気抵抗の追加の有無に依らず, Flow rate の増加に伴い, 吸気補助筋の筋活動量は指数関数的に増加する. また, 同一 Flow rate・肺気量時の筋活動量は, 吸気抵抗の追加によって増大する. さらに, 吸気補助筋の活動開始位置は, 肺気量の増加および吸気抵抗の追加によって早まること, ならび吸気筋力に依存することが明らかとなった.

第2章で実施した研究1および研究2の結果を基に, 競泳中の呼吸制限に伴う素早い吸気, 浮力を獲得するための大きな肺気量, 水圧という外因的な吸気抵抗の存在を踏まえると, 競泳中の呼吸条件は, 吸気筋の筋疲労を誘発しやすい条件であることがいえ, 本博士論文全体の仮説のうち「A 吸気筋疲労」に関わる吸気筋の筋活動特性を明らかにすることができた.

表 2-3. 本研究の対象者の特性

年齢, yr	21.6 ± 2.7
身長, m	1.73 ± 0.05
体重, kg	66.7 ± 5.4
肺活量, L	4.82 ± 0.81
予測肺活量, % predicted (範囲)	100.3 ± 11.8 (80.3–117.8)
吸気 1 秒量, L	4.38 ± 0.78
吸気 1 秒率, %	91.0 ± 8.8
最高 Flow rate@抵抗なし, L s <sup>-1</sup>	8.53 ± 1.30
最高 Flow rate @抵抗あり, L s <sup>-1</sup>	6.96 ± 1.01
最大吸気圧, cmH <sub>2</sub> O	156.4 ± 27.2
予測最大吸気圧, % predicted (範囲)	123.2 ± 19.0 (100.0–156.7)

値は 12 名の平均値 ± 標準偏差を示す。

## 第2章

表 2-4. Flow rate と EMG の指数モデル ( $y = A \exp^{Bx}$ ) パラメータ

指数回帰モデル	抵抗なし条件 (n = 12)			抵抗あり条件 (n = 8)		
	20-30%肺活量	30-40%肺活量	40-50%肺活量	20-30%肺活量	30-40%肺活量	40-50%肺活量
胸鎖乳突筋						
係数 A	0.411 ± 0.337 (0.028-1.207)	0.511 ± 0.401 (0.028-1.354)	0.659 ± 0.537 (0.030-1.892)	2.974 ± 3.321 (0.051-8.972)	4.559 ± 5.273 (0.046-14.85)	7.092 ± 8.064 (0.064-23.82)
乗数 B	0.059 ± 0.012 (0.035-0.074)	0.059 ± 0.011 (0.038-0.076)	0.062 ± 0.010 (0.044-0.075)	0.064 ± 0.020 (0.042-0.095)	0.060 ± 0.020 (0.034-0.087)	0.056 ± 0.020 (0.028-0.088)
相関係数 r	0.918 ± 0.041 (0.808-0.955)	0.921 ± 0.035 (0.858-0.959)	0.917 ± 0.041 (0.817-0.967)	0.907 ± 0.075 (0.765-0.974)	0.897 ± 0.082 (0.741-0.966)	0.883 ± 0.097 (0.672-0.964)
斜角筋						
係数 A	1.586 ± 1.752 (0.102-5.575)	2.098 ± 2.416 (0.104-8.387)	2.894 ± 3.211 (0.129-10.57)	3.965 ± 3.796 (0.185-10.57)	6.154 ± 5.594 (0.202-15.10)	9.559 ± 8.856 (0.289-24.69)
乗数 B	0.054 ± 0.016 (0.031-0.073)	0.052 ± 0.016 (0.028-0.074)	0.052 ± 0.016 (0.027-0.074)	0.060 ± 0.017 (0.036-0.082)	0.054 ± 0.019 (0.029-0.082)	0.051 ± 0.019 (0.025-0.085)
相関係数 r	0.909 ± 0.041 (0.827-0.963)	0.905 ± 0.038 (0.843-0.962)	0.890 ± 0.046 (0.826-0.969)	0.922 ± 0.041 (0.842-0.971)	0.902 ± 0.040 (0.823-0.942)	0.881 ± 0.048 (0.809-0.941)

値は 12 名 (抵抗なし条件) または 8 名 (抵抗あり条件) の平均 ± 標準偏差, () 内は範囲を示す.

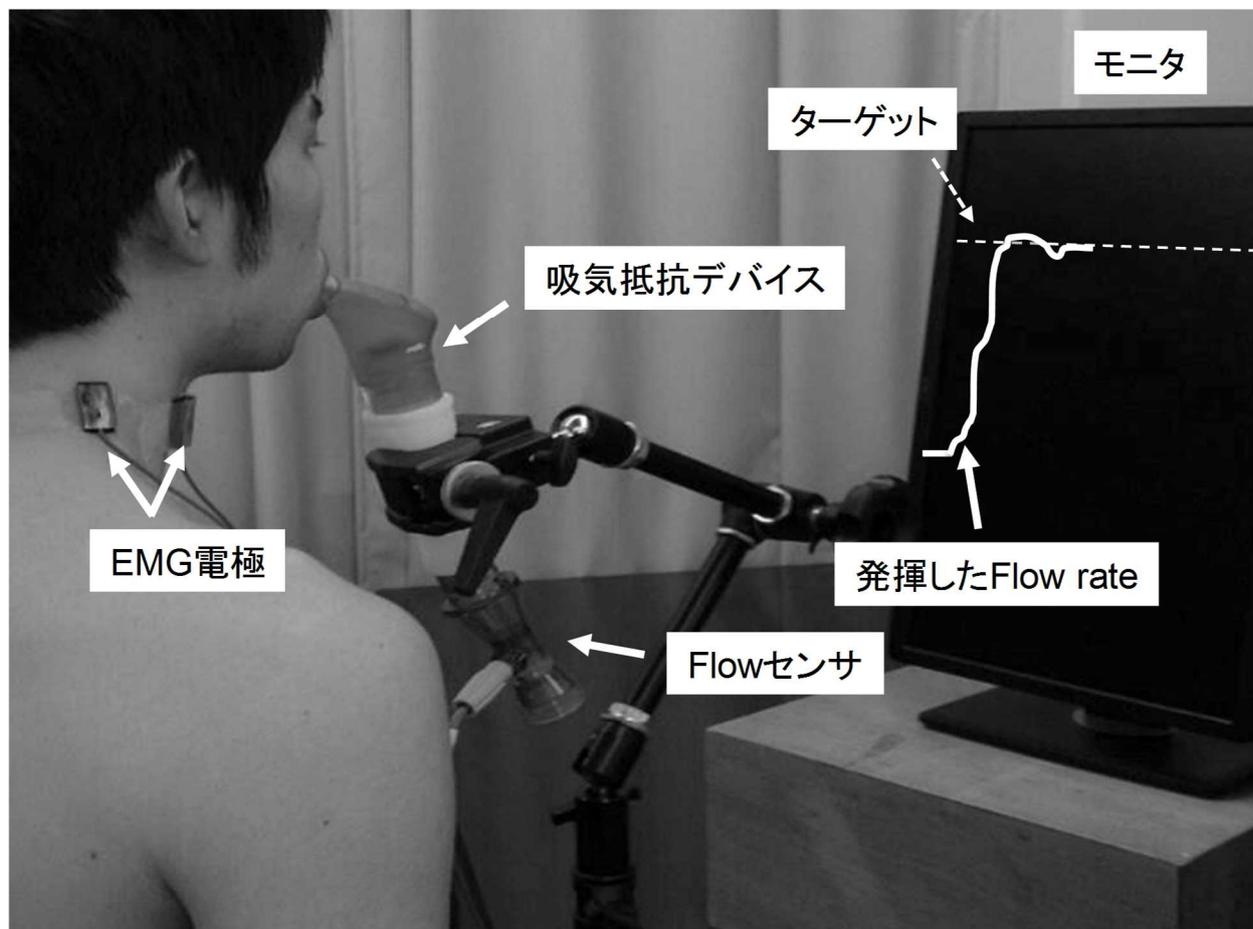


図 2-10. 実験セットアップ. Flow センサは, 吸気抵抗機器 (POWERBreathe®) にアタッチメントを経由して接続された. 発揮された Flow rate は, 対象者の目の前のモニターにリアルタイムで表示される. Flow rate と表面筋電図データ取得した.

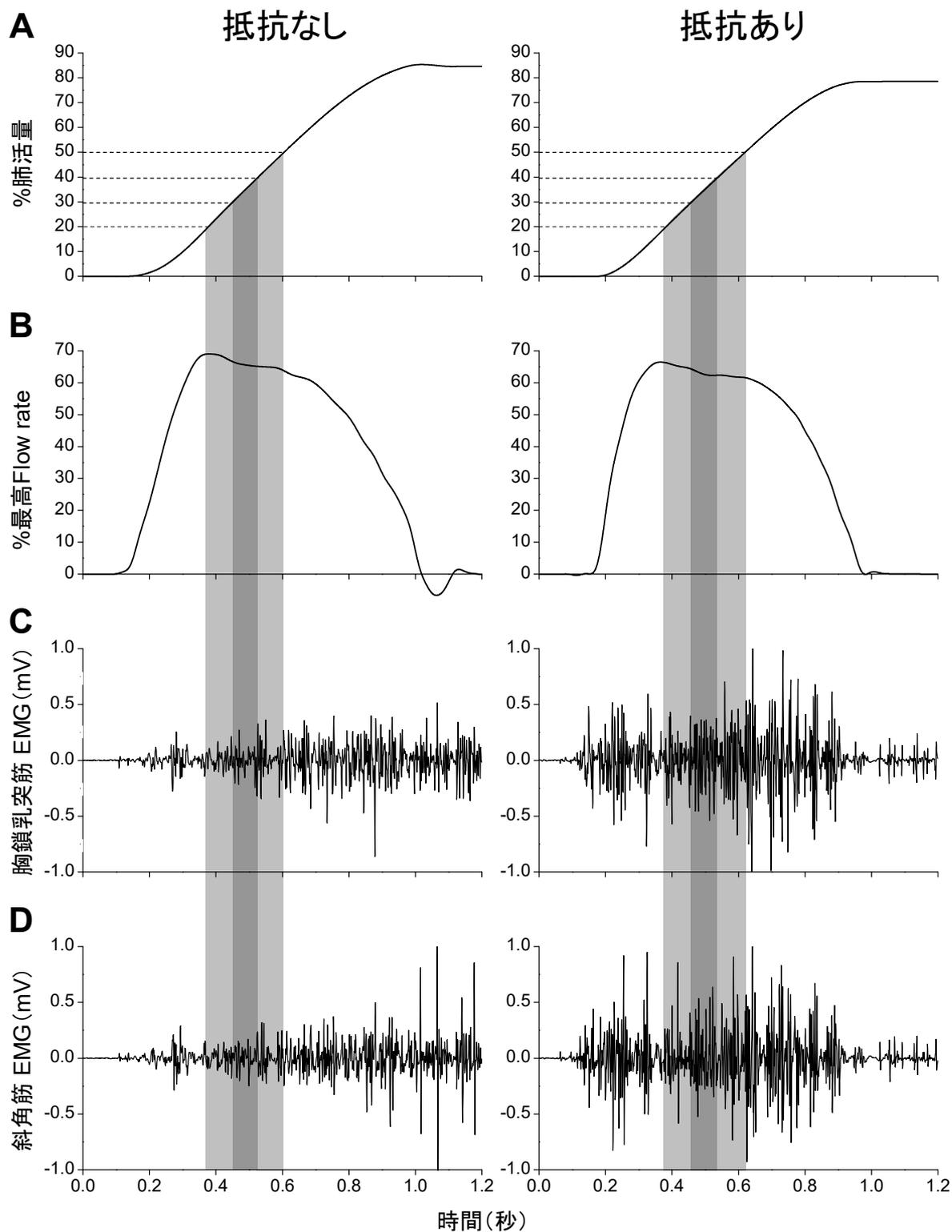


図 2-11. Flow rate コントロール試技の取得データ例 (ターゲット : 60%最高 Flow rate). 左 : 抵抗なし条件, 右 : 抵抗あり条件, **A** : 肺気量 (%肺活量), **B** : Flow rate (%最高 Flow rate), **C** : 胸鎖乳突筋 EMG, **D** : 斜角筋 EMG. 20-50%肺活量区間の 10%ごと (グレー部分) のデータを解析に用いた.

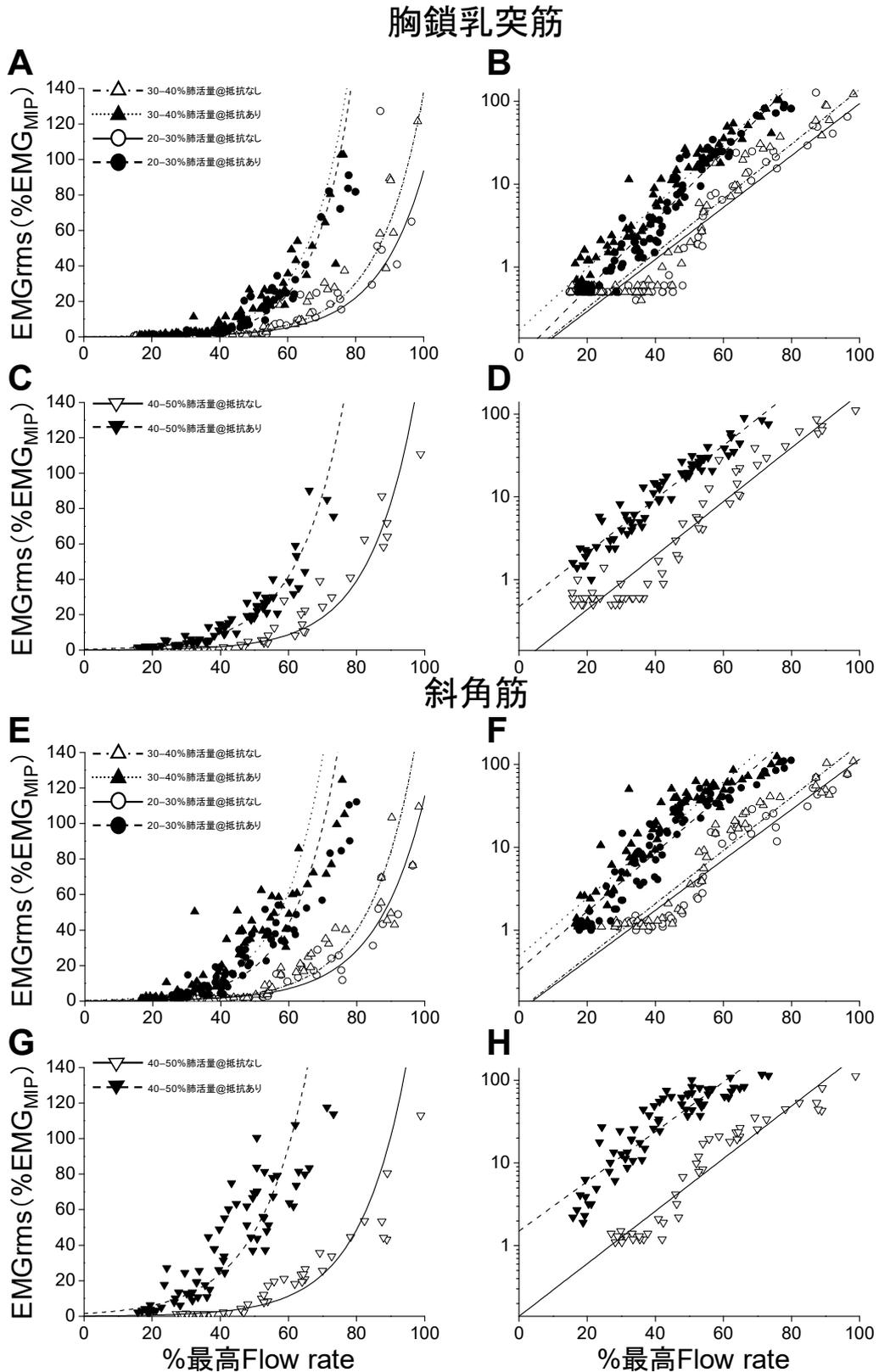


図 2-12. 左) Flow rate-EMG 関係の代表例, 右) 左図の Y 軸を対数変換したデータ. **A-D**: 胸鎖乳突筋, **E-H**: 斜角筋. 丸シンボル: 20-30%肺活量, 三角シンボル: 30-40%肺活量, 逆三角形シンボル: 40-50%肺活量. 白: 抵抗なし条件, 黒: 抵抗あり条件.

## 第2章

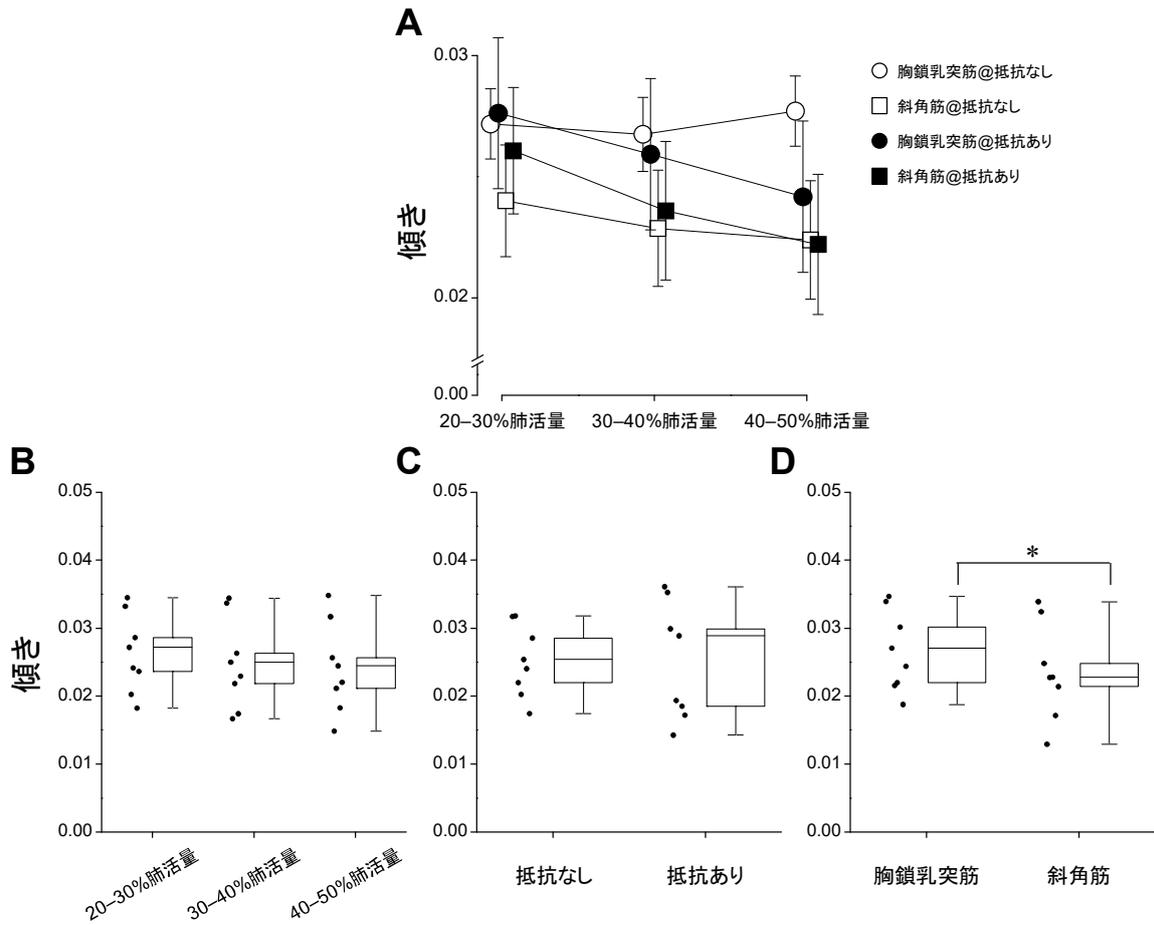


図 2-13. Flow rate-EMG 関係の Y 軸を対数変換することで得られた直線関係の傾き ( $n=8$ ). **A**: 各肺気量区間における各筋の各抵抗条件時のグループ平均値. **B**: 肺気量比較 (抵抗条件・筋の要因をプール), **C**: 抵抗条件比較 (肺気量・筋の要因をプール), **D**: 筋間比較 (肺気量・抵抗条件の要因をプール) をした箱ひげ図. 箱の範囲は四部位, 中央の線は中央値, 箱から出ている線は最大値・最小値を示し, 各箱の左側には個人値を示す. \*:  $P < 0.05$ .

第2章

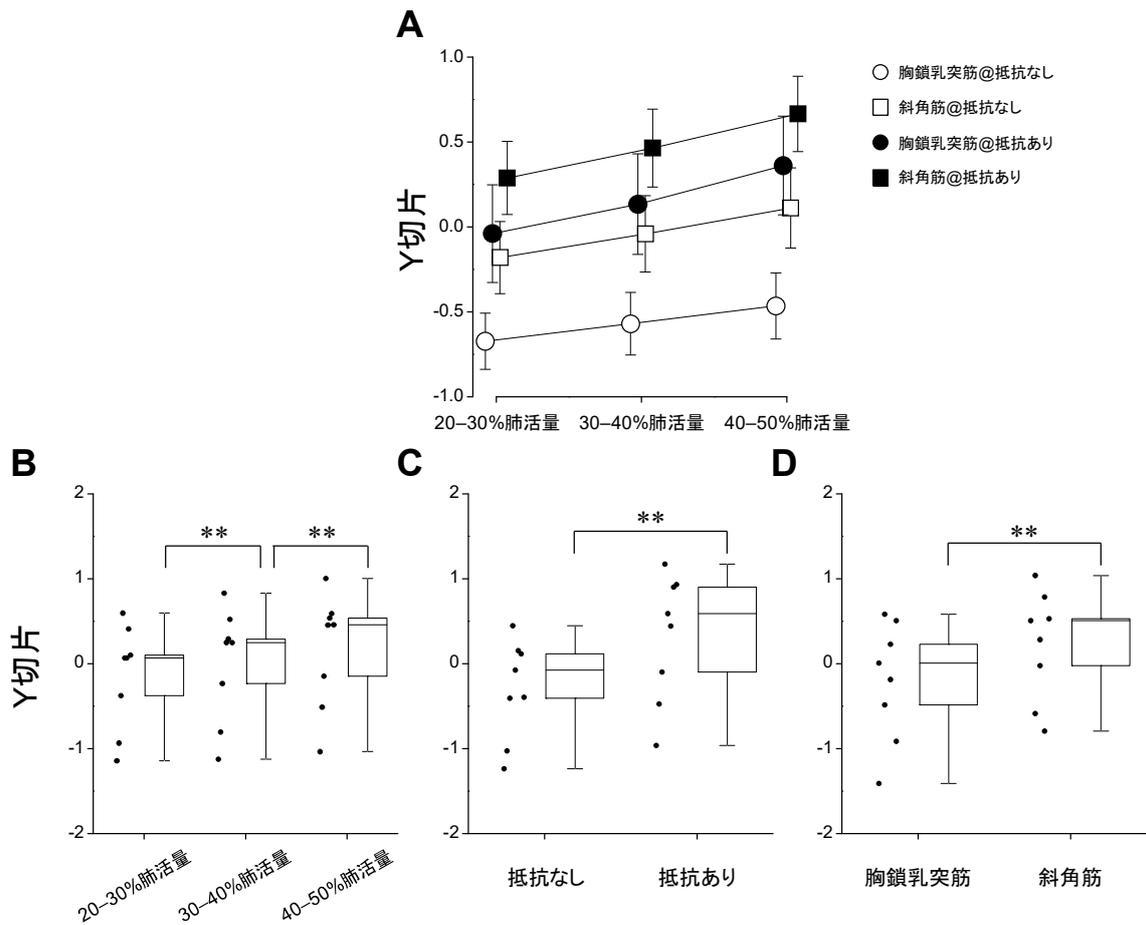


図 2-14. Flow rate-EMG 関係の Y 軸を対数変換することで得られた直線関係の Y 切片 (n = 8). **A**: 各肺気量区間における各筋の各抵抗条件時のグループ平均値. **B**: 肺気量比較 (抵抗条件・筋の要因をプール), **C**: 抵抗条件比較 (肺気量・筋の要因をプール), **D**: 筋間比較 (肺気量・抵抗条件の要因をプール) をした箱ひげ図. 箱の範囲は四部位, 中央の線は中央値, 箱から出ている線は最大値・最小値を示し, 各箱の左側には個人値を示す. \*\*:  $P < 0.01$ .

## 第2章

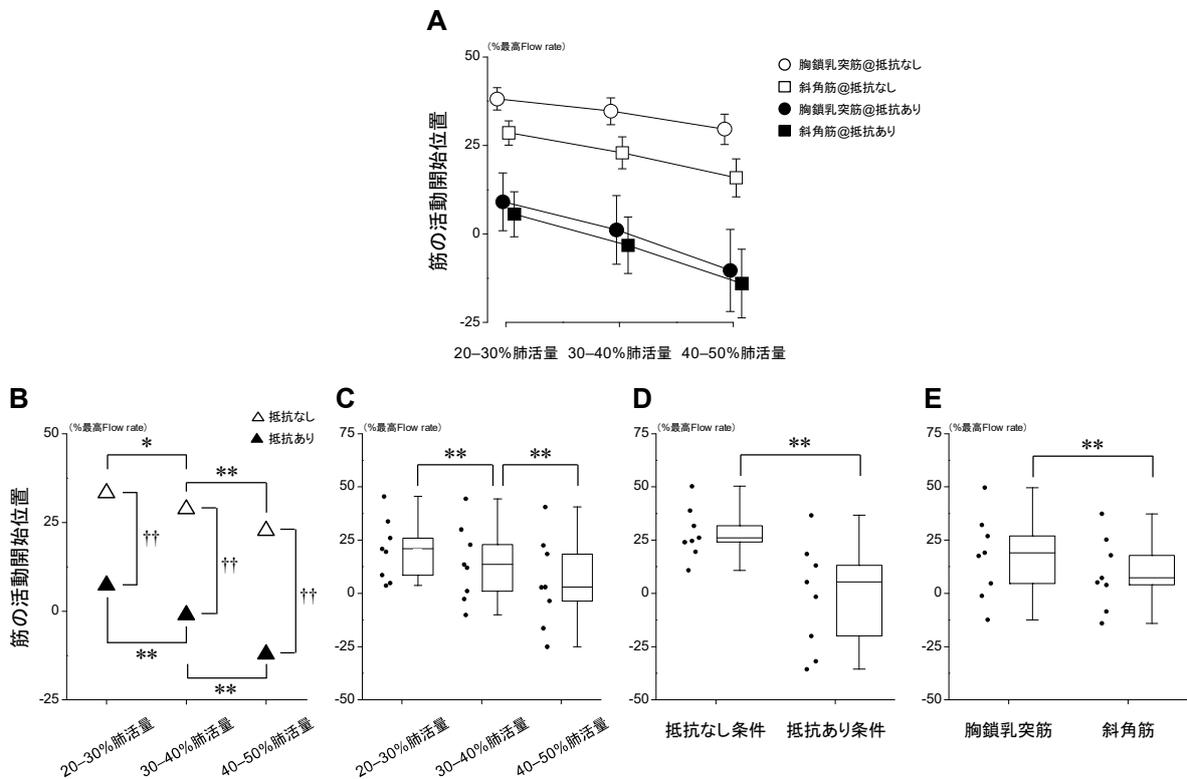


図 2-15. 筋の活動開始位置 (n = 8). **A**: 各肺気量区間における各筋の各抵抗条件時のグループ平均値. **B**: 各肺気量区間における抵抗条件比較 (筋の要因をプール). **C**: 肺気量比較 (抵抗条件・筋の要因をプール), **D**: 抵抗条件比較 (肺気量・筋の要因をプール), **E**: 筋間比較 (肺気量・抵抗条件の要因をプール) をした箱ひげ図. 箱の範囲は四部位, 中央の線は中央値, 箱から出ている線は最大値・最小値を示し, 各箱の左側には個人値を示す. \*:  $P < 0.05$ , \*\*:  $P < 0.01$ , ††:  $P < 0.01$ .

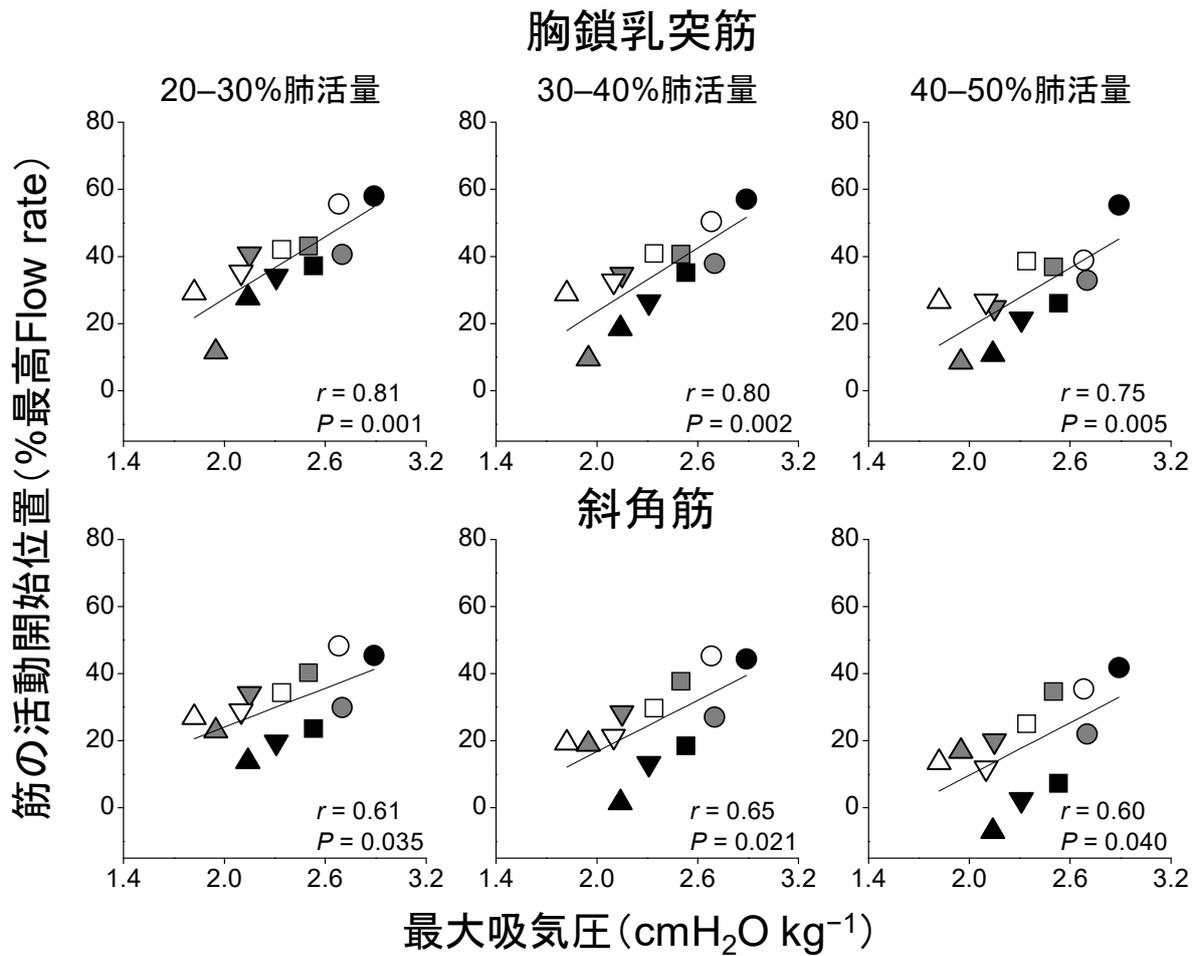


図 2-16. 抵抗なし条件における体重当たりの最大吸気圧と筋の活動開始位置との関係 (n = 12). 上段 : 胸鎖乳突筋, 下段 : 斜角筋, 左 : 20-30%肺活量, 中央 : 30-40%肺活量, 右 : 40-50%肺活量.  $r$  : ピアソンの積率相関係数,  $P$  : 有意水準.

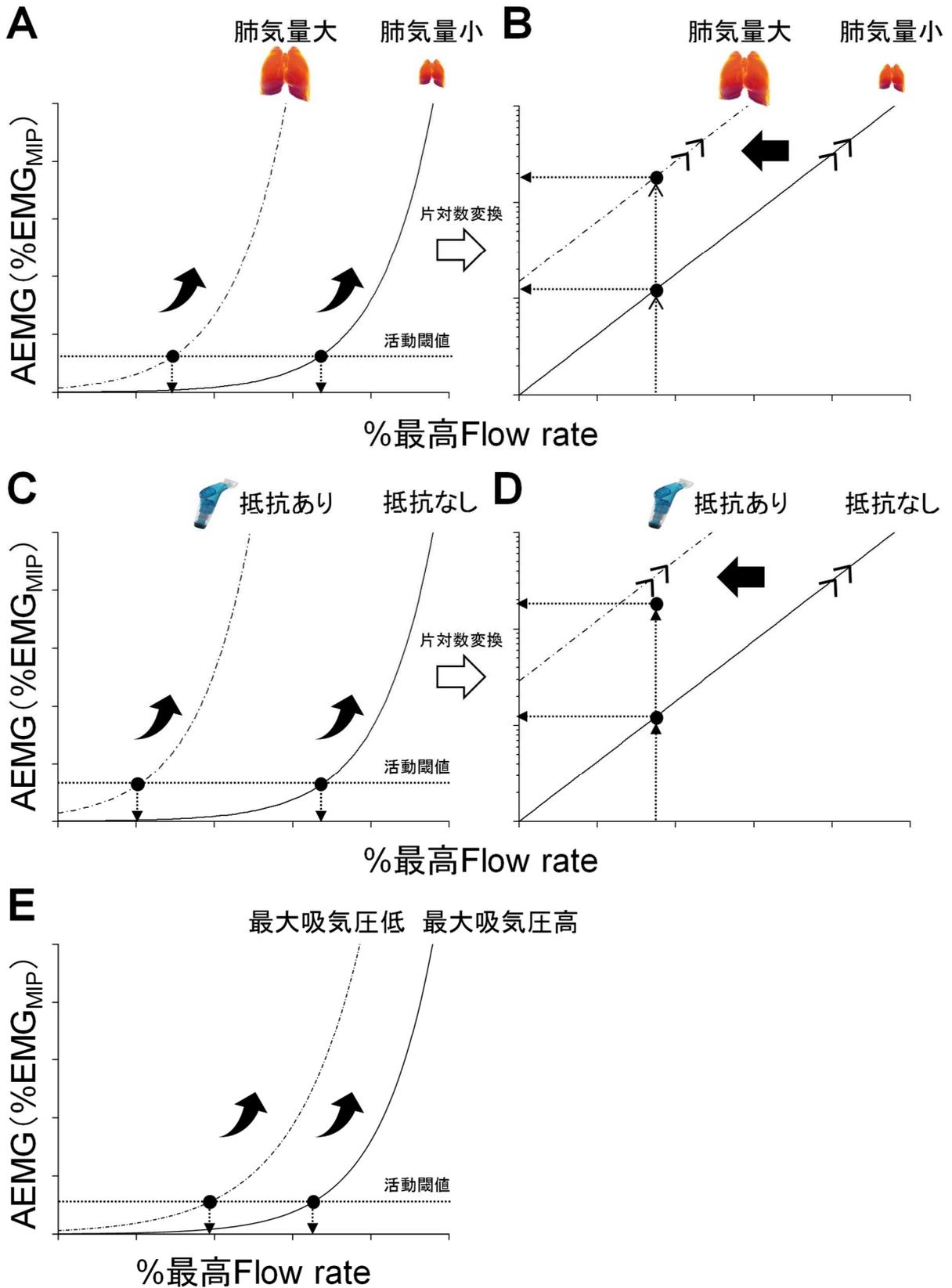


図 2-17. 研究 2 の結果概要図. A : Flow rate-EMG 関係@肺気量比較図, B : A の Y 軸を対数変換した図, C : Flow rate-EMG 関係@吸気抵抗比較図, D : C の Y 軸を対数変換した図, E : Flow rate-EMG 関係@最大吸気圧比較図.

## 第3章

# 呼吸と競泳パフォーマンス

## 第3章

### 第1節：マーカの貼付が競泳パフォーマンスに及ぼす影響【研究3】

#### 3.1.1. 緒言

第2章にて行った研究1と研究2より、吸気補助筋の筋活動には、Flow rate、肺気量、および吸気抵抗の要因がそれぞれ関連することが明らかとなった。したがって、本博士論文全体の仮説の発端である「A 吸気筋疲労」を誘発させる高い吸気筋の筋活動に、競泳中の呼吸条件（高いFlow rate、大きな肺気量、および外因的な吸気抵抗）が影響していることが示され、それが200mクロール泳後に吸気筋の筋疲労が生じる要因であると考えられる。

第3章では、博士論文の主題である吸気筋の筋疲労と競泳パフォーマンスの関連性を明らかにするために、「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少→C ボディポジション低下→D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」という一連の仮説を順を追って検証していく。その検証のために、近年開発が著しく有用性が示されてきている光学式水中モーションキャプチャシステムを本研究では導入した。光学式水中モーションキャプチャシステムは、陸上用のそれと同様にヒトの解剖学的特徴点に貼付された反射マーカの位置座標より、角度・角速度などのキネマティクスデータが算出可能となる。一方で、水中での測定は様々な制限が伴うことが考えられるが、未だ考慮されていない。代表的な例として、水の密度は空気の約800倍も高いため、陸上での測定と異なり、水中環境では、貼付した反射マーカの受ける抵抗力が泳速度を低下させる可能性が考えられる。実際に、光学式水中モーションキャプチャシステムを用いた先行研究における全力泳中の泳速度 ( $1.30\text{ m s}^{-1}$ ) は、世界トップレベルのスイマーを対象にしているにも関わらず、その選手の競技レベルを示すFINAポイントから推定される泳速度 ( $1.81\text{ m s}^{-1}$ ) よりも著しく低かった (Olstad et al., 2017b)。

博士論文全体の仮説を検証するにあたって評価するボディポジションは、ヒトのセグメントにおける質量中心位置の鉛直方向軸成分である身体重心高から評価され、その算出には25点ものマーカの貼付が必要となる。つまり、今後、本博士論文の研究を完遂するためには、方法論上の制限を洗い出し、考える中で最高の測定環境の確立が必要である。そこで研究3は、博士論文全体の仮説の検証の前に、光学式水中モーションキャプチャシステムより身体重心高を算出する際に必要となる25点の反射マーカの貼付が、競泳パフォーマンスに及ぼす影響を検証することを目的とした。

#### 3.1.2. 方法

##### 3.1.2.1. 対象者

競泳の専門的なトレーニングを日常的に行っている男子選手14名（年齢： $21.1 \pm 1.7$ 歳，身長： $1.73 \pm 0.07$ m，体重： $68.2 \pm 7.2$ kg，短水路100mクロール泳自己ベストタイム： $53.7 \pm 3.4$ 秒；平均値 ± 標準

## 第3章

偏差)を対象とした。実験に先立ち、全ての対象者に実験の主旨、試技内容、実験に伴う危険性について十分説明を行い、実験参加の同意を得た。また、本実験は、鹿屋体育大学の倫理審査小委員会にて承認を受けた上で行った。

### 3.1.2.2. 試技内容

鹿屋体育大学の屋内 25 m プールにて実施した。実際の競泳場面を想定し、各対象者が競泳の試合で用いている水着、ゴーグル、キャップを使用させた。対象者は、十分なウォーミングアップを各自行った後、全力 50 m クロール泳を身体重心高の算出に必要な 25 点の反射マーカを身体各部に貼付する条件 (W 条件, 図 3-1) と貼付しない条件 (WO 条件) にてそれぞれ行った。試行順序は、対象者間でランダムとし、前半の試技による疲労の影響を避けるために、少なくとも 30 分の休息を試行間に挟んだ。反射マーカは、光学式水中モーションキャプチャシステムを用いた先行研究においても採用されている (Olstad et al. 2017a, 2017b) 直径 19 mm の球体のものを使用した。

### 3.1.2.3. データ取得

ハイスピードカメラ (GC-LJ20B, Logical Product Co., Japan, 解像度: 640×360 pixels resolution, サンプリング周波数: 120 Hz) を選手が泳ぐレーンを撮影するように、レーンから約 30 m 離れ、かつ水面より約 5 m 上方の位置に設置した。選手が泳ぐレーンを挟む 2 本のコースロープの 5 m, 10 m, 15 m, 20 m の位置にビニールテープ (幅 19 mm) を貼付し、それらをリファレンスに距離位置のキャリブレーションを行った。試技中には、パン動作よりレーンを泳ぐ選手が画面内に大きく入るように撮影した。対象者は、光と同期されたスタート音を合図に、壁を蹴って水中からスタートした。その際の光信号より、ハイスピードカメラとの同期を行った。また、試技前の生理学的な疲労状態と試技に利用した解糖系によるエネルギー供給の度合いを評価するために、血中乳酸濃度を各試行直前 (Pre) とゴールタッチ 3 分後 (Post) にそれぞれ指尖より測定した (Lactate Pro2, Arkray, Japan)。

### 3.1.2.4. データ処理

ハイスピードカメラにより撮影した動画によって 50 m 泳タイム、引き続いて中間泳速度、ストローク頻度、およびストローク長を算出した。50 m 泳タイムは、Quick time player (version 7.6.6, Apple, USA) 上にてスタート合図の光信号から選手がゴールタッチをするまでの動画のフレーム数をマニュアルで決定し、それをサンプリング周波数 (120 Hz) で除することで算出した。中間泳速度は、選手の頭部が中間のリファレンスにより規定された 10 m 区間を通過するまでに要したフレーム数をサンプリング周

### 第3章

波数 (120 Hz) で除し, それを移動距離 (10 m) から除することで算出した. ストローク頻度は, 3 ストロークに要したフレーム数をサンプリング周波数 (120 Hz) で除することで3 ストロークタイムを算出し, その平均値から算出された1 ストロークタイムの逆数より算出した. ストローク長は, 中間泳速度をストローク頻度で除することで算出した (Chollet et al., 1997; Fernandes et al., 2011). 中間泳速度, ストローク頻度, およびストローク長の算出は, 50 m 試技中の往路 (10–20 m 区間) と復路 (35–45 m 区間) でそれぞれ行い, その平均値を代表値とした.

さらに, 貼付した 25 点の反射マーカークが競泳パフォーマンスに及ぼす影響をシミュレーションするために, WO 条件の泳速度から 25 点の反射マーカークを貼付した際に推定される W 条件の泳速度  $v_{Est}$  を算出した.

シミュレーションするには, 以下の3つの前提条件を仮定した.

1. WO 条件と W 条件では, 同じパワーを発揮した
2. 泳動作中の速度変化は考慮せず, 一定泳速度 (中間泳速度) で泳いだ
3. 貼付したマーカークは, 常に水中にあり, 前方投影面積に反映された

泳速度と抵抗力との間には, 以下の関係が成り立つ (式1).

$$Da = \frac{1}{2} \rho C_d A v^2 \quad (1)$$

$Da$ : 抵抗力 (N),  $\rho$ : 水の密度 ( $\text{kg m}^{-3}$ ),  $C_d$ : 抵抗係数,  $A$ : 前方投影面積 ( $\text{m}^2$ ),  $v$ : 移動速度 ( $\text{m s}^{-1}$ ).

この関係を基に,  $v_{Est}$  を算出する.

WO 条件時の抵抗力  $Da_{WO}$  は, 以下のように表現される.

$$Da_{WO} = \frac{1}{2} \rho C_d A_{swimmer} v_{WO}^2 \quad (2)$$

$\rho$ : 水の密度  $997 \text{ kg m}^{-3}$  ( $27^\circ\text{C}$ ),  $C_d$ : 抵抗係数 0.3 (Gatta et al., 2015),  $A_{swimmer}$ : 前方投影面積 ( $\text{m}^2$ ) 0.52–0.21  $v_{WO}$  (Zamparo et al., 2009),  $v_{WO}$ : WO 条件時の泳速度 ( $\text{m s}^{-1}$ ).

よって, WO 条件時に発揮したパワー  $P_{WO}$  (Watt) は, 以下のように表現される.

$$P_{WO} = Da_{WO} \times v_{WO} = \frac{1}{2} \rho C_d A_{swimmer} v_{WO}^3 \quad (3)$$

同様に, W 条件時の抵抗力  $Da_W$  は, 以下のように表現される.

$$Da_W = \frac{1}{2} \rho C_d A_{swimmer} v_{Est}^2 \quad (4)$$

$\rho$ : 水の密度  $997 \text{ kg m}^{-3}$  ( $27^\circ\text{C}$ ),  $C_d$ : 抵抗係数 0.3 (Gatta et al., 2015),  $A_{swimmer}$ : 前方投影面積 ( $\text{m}^2$ ) 0.52–0.21  $v_{WO}$  (Zamparo et al., 2009),  $v_{Est}$ : 推定される W 条件時の泳速度 ( $\text{m s}^{-1}$ ).

よって, W 条件時に発揮したパワー  $P_W$  (Watt) には, 以下の関係が成り立つ.

$$P_W = Da_W \times v_{Est} = \frac{1}{2} \rho C_d A_{swimmer} v_{Est}^3 \quad (5)$$

さらに, 25 点のマーカークによる抵抗力  $Da_{marker}$  は, 以下のように表現される.

### 第3章

$\rho$  : 水の密度  $997 \text{ kg m}^{-3}$  ( $27^\circ\text{C}$ ),  $Cd_{marker}$  : 抵抗係数 0.47 (Hoerner, 1965),  $A_{marker}$  : 前方投影面積  $0.0095^2 \times \pi \times 25 \text{ (m}^2\text{)}$ ,  $v_{WO}$  : WO 条件時の泳速度 ( $\text{m s}^{-1}$ ).

よって、25 点のマーカールによって発生した抵抗力に抗するためのパワー  $P_{marker}$  (Watt) には、以下の関係が成り立つ。

$$P_{marker} = D_{marker} \times v_{WO} = \frac{1}{2} \rho C d_{marker} A_{marker} v_{WO}^3 \quad (6)$$

WO 条件と W 条件にて、同じだけのパワーで泳いだことを仮定すると、式 3, 5, 6 の間には以下の関係が成り立つ。

$$P_{WO} = P_W + P_{marker} \quad (7)$$

各パラメータを代入すると、

$$\frac{1}{2} \rho C d_{swimmer} A_{swimmer} v_{WO}^3 = \frac{1}{2} \rho C d_{swimmer} A_{swimmer} v_{Est}^3 + \frac{1}{2} \rho C d_{marker} A_{marker} v_{WO}^3 \quad (8)$$

となり、今回算出する  $v_{Est}$  は、以下より求めた。

$$(C d_{swimmer} + C d_{marker})(A_{swimmer} + A_{marker}) v_{WO}^3 = C d_{swimmer} A_{swimmer} v_{Est}^3 \quad (9)$$

$$v_{Est} = \sqrt[3]{\frac{(C d_{swimmer} + C d_{marker})(A_{swimmer} + A_{marker}) v_{WO}^3}{C d_{swimmer} A_{swimmer}}} \quad (10)$$

#### 3.1.2.5. 統計処理

統計処理は、すべて統計ソフト (IBM SPSS Statistics 25.0, IBM, Japan) により行われた。Shapiro-Wilk's test により各データの正規性を確認した後、50 m 泳タイム、中間泳速度、ストローク頻度、およびストローク長は、それぞれ対応のある  $t$  検定よりマーカール貼付の有無 (W vs. WO) を比較した。血中乳酸濃度は、測定のタイミング (Pre/Post) およびマーカール貼付の有無 (W/WO) を要因とした対応のある二元配置分散分析より比較した。主効果が認められた場合には、さらに事後検定 (Bonferroni 法) を実施した。また、効果量 (Effect size) は、二元配置分散分析の主効果および交互作用については partial  $\eta^2$  より、事後検定および  $t$  検定については Cohen's  $d$  より評価した。効果量の基準値には、 $d=0.20$  (小),  $d=0.50$  (中),  $d=0.80$  (大) を使用した (Cohen, 1988)。また、実測した W 条件時の泳速度と WO 条件からマーカールを貼付によって推定された W 条件時の泳速度の絶対一致を評価するために級内相関係数を算出した。なお、有意水準は 5%未満とした。本文には平均値  $\pm$  標準偏差、また、図には平均値  $\pm$  標準誤差で結果を示した。

#### 3.1.3. 結果

##### 3.1.3.1. 泳パフォーマンス・ストローク指標

### 第3章

50m 泳タイムは、W 条件時の方が WO 条件よりも遅かった (W 条件 :  $28.05 \pm 1.41$  秒, WO 条件 :  $26.97 \pm 1.11$  秒 ;  $t = -8.67$ ,  $d = 0.85$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-2A). 中間泳速度も同様に、W 条件時の方が WO 条件よりも低かった (W 条件 :  $1.73 \pm 0.09 \text{ m s}^{-1}$ , WO 条件 :  $1.79 \pm 0.07 \text{ m s}^{-1}$  ;  $t = 6.89$ ,  $d = 0.72$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-2B). ストローク頻度 (W 条件 :  $0.88 \pm 0.10 \text{ Hz}$ , WO :  $0.89 \pm 0.10 \text{ Hz}$  ;  $t = 2.18$ ,  $d = 0.09$ ,  $P = 0.048$ , 図 3-2C) およびストローク長 (W 条件 :  $1.99 \pm 0.21 \text{ m}$ , WO :  $2.04 \pm 0.21 \text{ m}$  ;  $t = 2.84$  ;  $d = 0.21$ ,  $P = 0.014$ , 図 3-2D) ともに W 条件の方が WO 条件よりも低かった.

#### 3.1.3.2. 血中乳酸濃度

血中乳酸濃度については、測定のタイミングの要因に主効果は認められたが (Pre :  $2.30 \pm 0.91 \text{ mmol l}^{-1}$ , Post :  $6.47 \pm 2.25 \text{ mmol l}^{-1}$ ,  $F = 99.3$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.88$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-3A) , マーカー条件間の主効果 (W 条件 :  $4.25 \pm 1.40 \text{ mmol l}^{-1}$ , WO 条件 :  $4.52 \pm 1.77 \text{ mmol l}^{-1}$ ,  $F = 1.23$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.086$ ,  $P = 0.287$ , 図 3-3B) および交互作用 ( $F = 0.25$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.019$ ,  $P = 0.626$ ) はなかった. 事後検定の結果, Pre よりも Post において大きな値を示した (Pre :  $2.30 \pm 0.91 \text{ mmol l}^{-1}$ , Post :  $6.47 \pm 2.25 \text{ mmol l}^{-1}$ ,  $t = -9.967$ ,  $d = 2.43$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-3A) .

#### 3.1.3.3. 推定泳速度

WO 条件時の泳速度から 25 点のマーカーを貼付することで推測された W 条件時の泳速度は、 $1.73 \pm 0.09 \text{ m s}^{-1}$ であった. 実測された W 条件時の泳速度と推測された W 条件時の泳速度の級内相関係数 (2, 1) は、 $0.894$ であった ( $P < 0.001$ , 図 3-4) .

#### 3.1.4. 考察

研究 4 では、光学式水中モーションキャプチャシステムの測定で使用する反射マーカーの貼付が競泳パフォーマンスに及ぼす影響を検討した. その結果、25 点のマーカーの貼付によって全力 50 m クロール泳のタイムは増加、ならびに泳速度、ストローク頻度、ストローク長はそれぞれ低下した. また、WO 条件時の泳速度とマーカーの抵抗力より推定された W 条件時の泳速度は、実測値と非常に高く一致した. これらのことは、泳者に貼付した反射マーカーが受ける余剰な抵抗自体が、競泳パフォーマンスを低下させたことを意味する. 本研究では、式 1 を基に、マーカーの抵抗力を推定した. マーカーの抵抗力を推定する際には、①WO 条件と W 条件では同じパワーを発揮したこと、②泳動作中の速度変化は考慮せず一定泳速度 (中間泳速度) で泳いだこと、および③貼付したマーカーは常に水中にあり、前方投影面積に反映されたという 3 つの前提条件を仮定したものの、それを基に推定された W 条件時の泳

## 第3章

速度は、実測値のそれと非常に高く一致した（図 3-4）。このことから、マーカ－の抵抗によって発生した主な抵抗力が泳速度の低下の要因であったことが示唆される。

泳速度は、ストローク頻度とストローク長の積で決定される。本研究では、ストローク頻度（図 3-1C）およびストローク長（図 3-2D）ともに W 条件で低下した。ストローク頻度の低下には、マーカ－の貼付によって発生した乱流による抵抗が影響したと考えられる（Kjendlie and Olstad, 2012）。また、ストローク長の低下には、マーカ－の貼付によって増加した抵抗による推進力の低下が影響したと考えられる。血中乳酸濃度は、条件間で有意な差が認められなかったこと（図 3-3B）、さらに、試技間に十分な休息を挟んだことから、両条件では生理学的に同じ疲労状態で運動を開始し、かつ運動に用いた解糖系によるエネルギー供給量も同等であったことが示唆される。さらに、本研究の対象者は、日頃より十分な水泳トレーニングを積んでいたことより、試技間のパフォーマンスの再現性は高いと思われる。加えて、W 条件と WO 条件は対象間でランダムな順で行った。以上より、W 条件時に競泳パフォーマンスが低下した要因は生理学的なものではなく、光学式水中モーションキャプチャシステム測定時に用いるマーカ－の貼付が泳動作中の抵抗の増加を引き起こし、それが競泳パフォーマンスを低下させた結論づけることができる。

今後、光学式水中モーションキャプチャシステムを用いたキネマティクス解析によって、競泳パフォーマンスに影響する因子を検討する際には、マーカ－による抵抗の影響を考慮すべきである。水中におけるマーカ－レスモーションキャプチャシステムの開発まで至っていない現在は、マーカ－の数やその大きさを減少させること、またはマーカ－の形状を半球にすることなどが、余剰な抵抗力を減少させる対策の1つとなると考えられる。

### 3.1.5. 小括

光学式水中モーションキャプチャシステムより身体重心高を算出する際に必要となる 25 点のマーカ－の抵抗によって競泳パフォーマンスは低下することが明らかとなった。

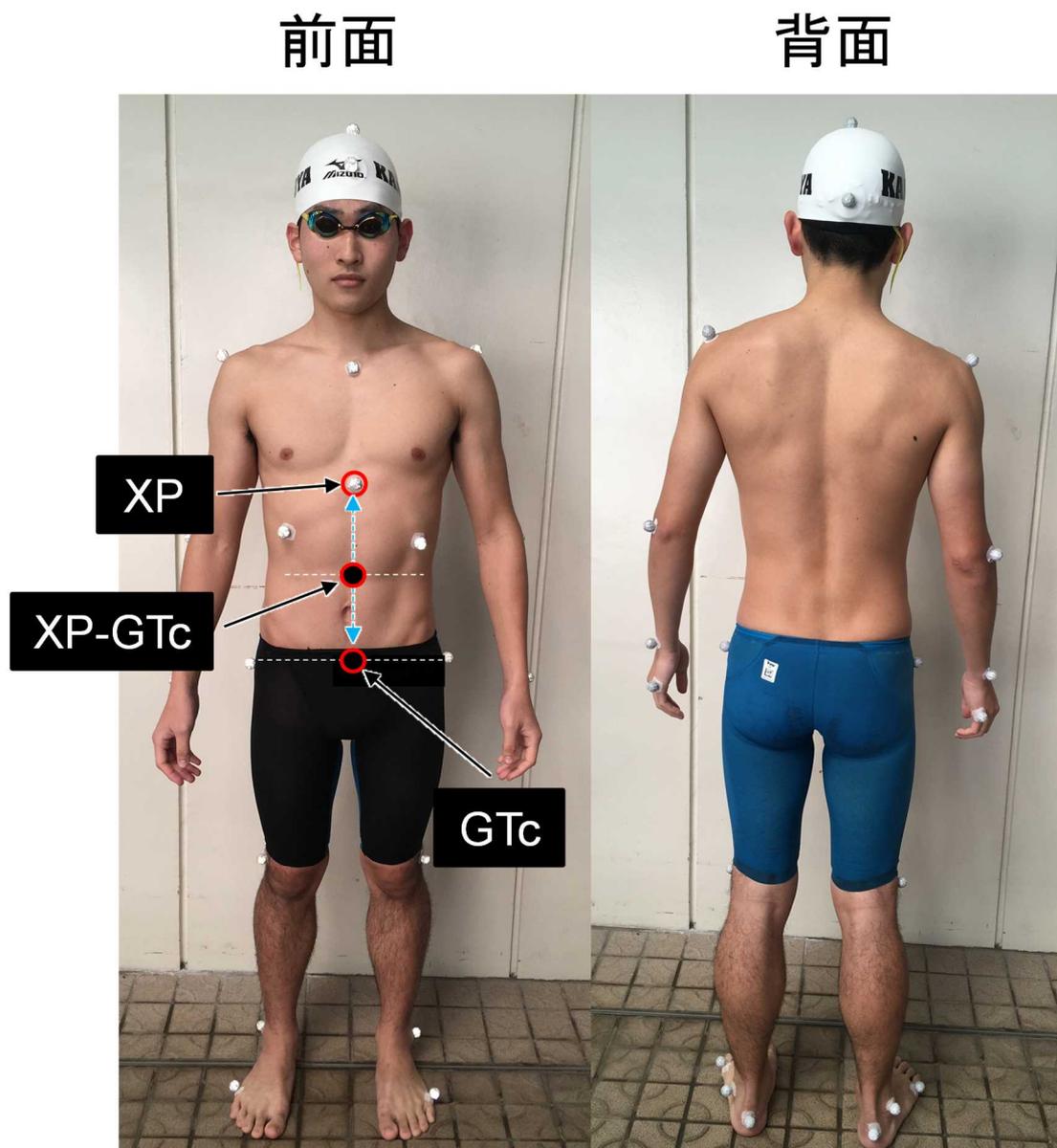


図 3-1. 研究 3 のマーカーあり条件で使用した 25 点マーカーセット.

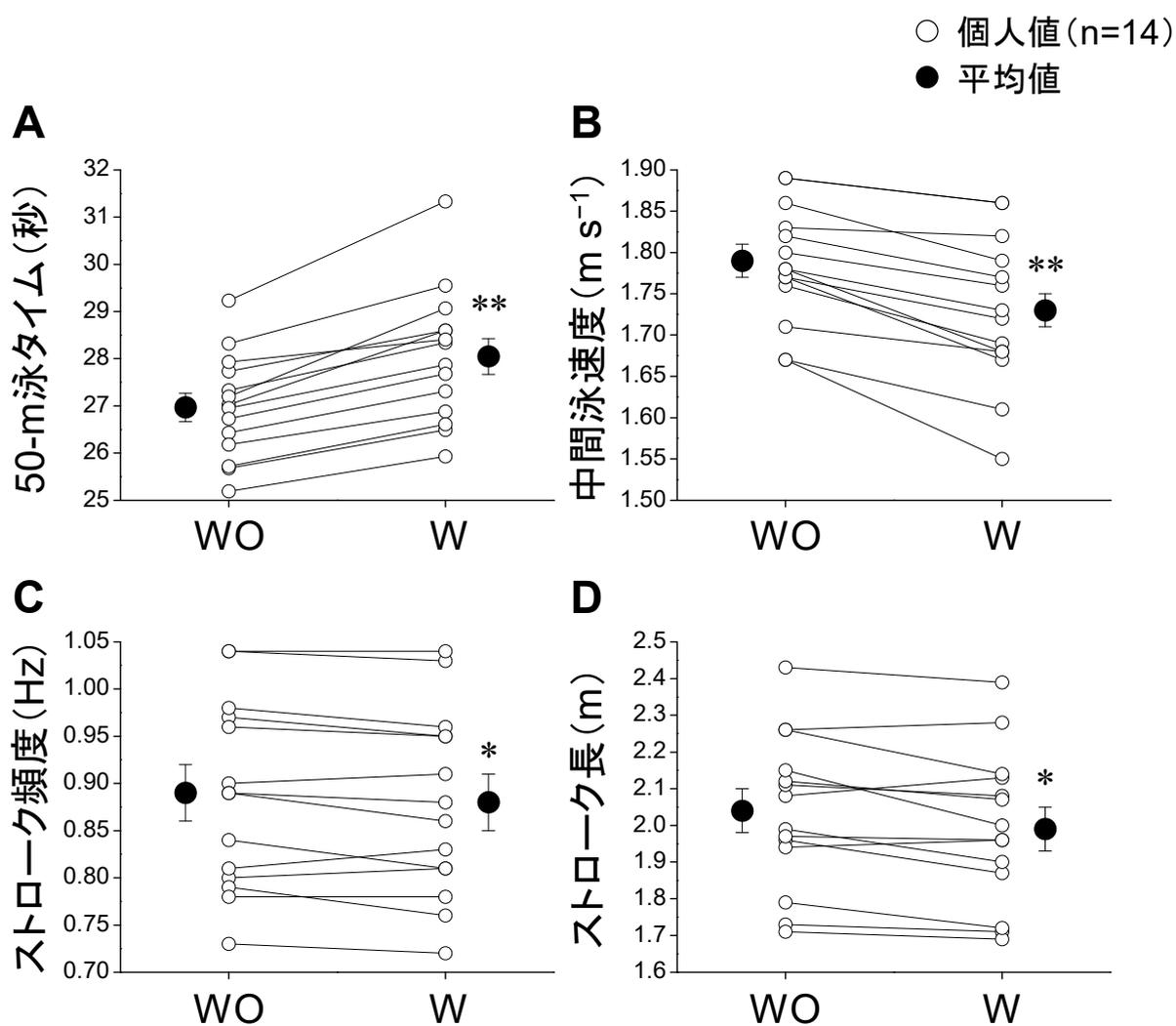


図 3-2. 各条件における 50-m 泳タイム (A), 泳速度 (B), ストローク頻度 (C), ストローク長 (D). 泳速度, ストローク頻度, ストローク長は, 10-20 m と 35-45 m 区間の平均値. WO: マーカーなし条件, W: マーカーあり条件. \*:  $P < 0.05$ , \*\*:  $P < 0.01$ .

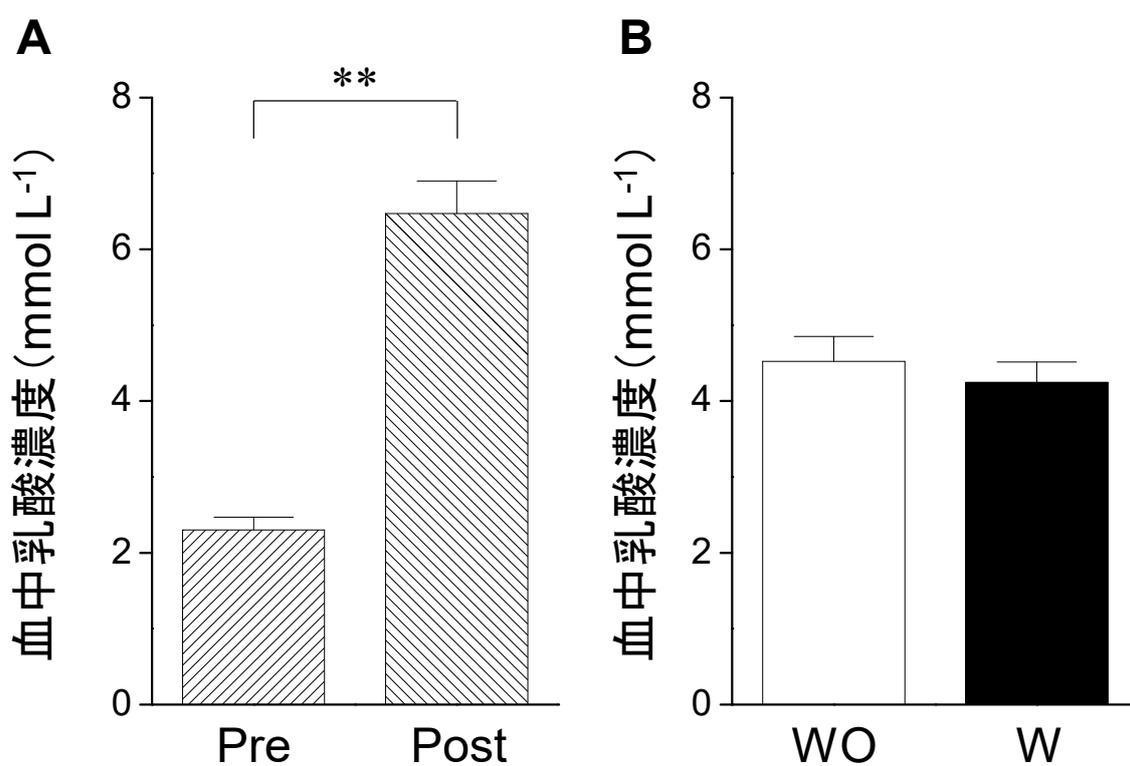


図 3-3. 各条件における運動前および運動後の血中乳酸濃度. **A**: 運動前後比較 (マーカー条件の因子をプール), **B**: マーカー条件比較 (運動前後の要因をプール). WO: マーカーなし条件, W: マーカーあり条件. \*\*:  $P < 0.01$ .

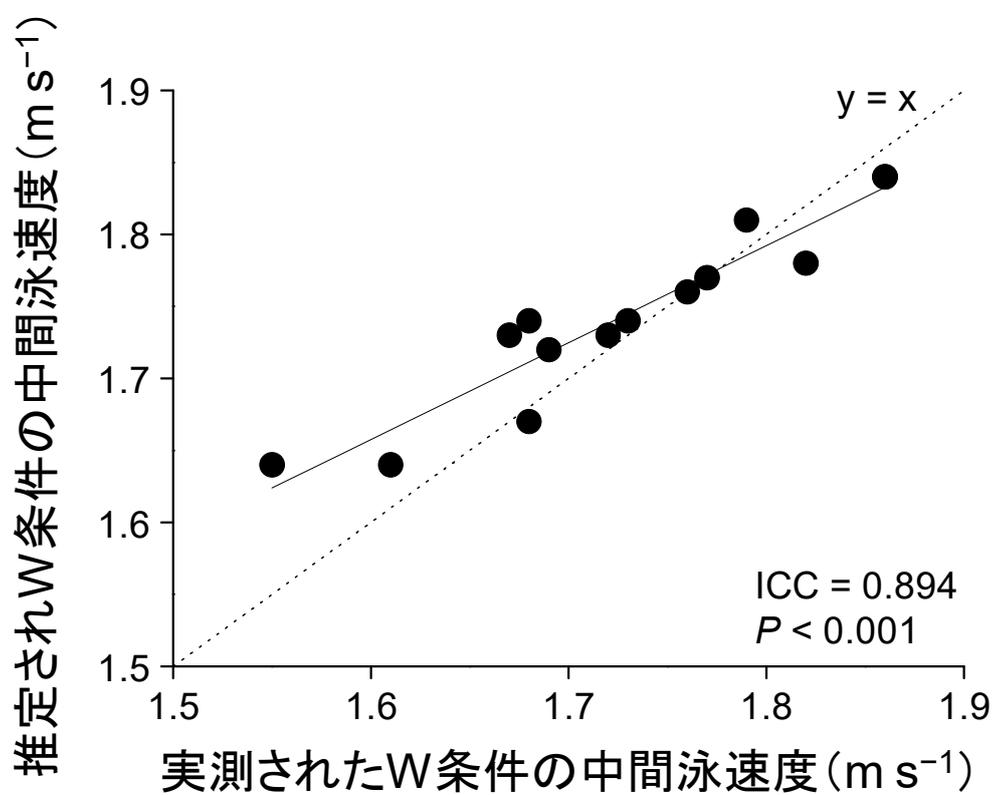


図 3-4. マーカーあり条件 (W 条件) における実測泳速度と推定泳速度の関係. ICC : 級内相関係数.

## 第3章

### 第2節：肺気量の違いが水泳中のボディポジションに及ぼす影響およびボディポジションの簡便な評価法【研究4】

#### 3.2.1. 緒言

競泳競技は、水中での移動速度を競う種目であるが、水の密度は空気の約800倍も高いため、移動時に発生する抵抗力の大小が、競泳パフォーマンス（移動速度）を大きく左右する（Toussaint and Truijens, 2005）。泳者が受ける全抵抗の中で最も大きな割合を有する圧力抵抗は、前方投影面積に比例することから（Zamparo et al., 2009）、前方投影面積の減少が小さな抵抗力を実現すると考えられる。二次元情報である前方投影面積（ $m^2$ ）は、一次元情報であるボディポジション（ $m$ ）の要素を含んでいることから、ボディポジションは、間接的ではあるが抵抗力を簡便に評価できると考えられる。

水は空気よりも密度が遥かに高いため、作用する浮力も大きいことは、アルキメデスの原理より自明である。ヒトにおいては、肺気量によって浮力を変化させられ、それが水中環境でのボディポジションに影響すると考えられる。先行研究にて報告された息を吐き切った状態よりも息を吸いきった状態の方が受動抵抗は大きい（Holmer and Gullstrand, 1980）ことは、肺気量の減少に伴うボディポジションの低下が要因であると考えられる。一方、肺気量が実際の泳動作中のボディポジションに及ぼす影響は検証されておらず、本博士論文全体の仮説（図1-1）のうち「B 肺気量減少→C ボディポジション低下」の部分の関連性は明らかにされていない。

ボディポジションは、ヒトのセグメントにおける質量中心位置の鉛直方向軸成分である身体重心高から評価される。身体重心高の算出に必要となる25点のマーカの抵抗力が競泳パフォーマンスを低下させることが研究3にて明らかとなった。貼付したマーカによる余剰な抵抗力を減少させるために、少ないマーカから身体重心高（ボディポジション）を評価することができれば、マーカの貼付による競泳パフォーマンスの低下を抑えることが可能となる。

そこで研究4は、博士論文全体の仮説を検証する第1歩として、肺気量の違いが水泳中の身体重心高に及ぼす影響を検証することおよび算出する際に多くのマーカを必要とする身体重心高に代わり、少ないマーカからボディポジションを評価できるか検証することを目的とした。物理学的観点を基に、肺気量の減少に伴い身体重心高は低下すると仮説を立てた。また、身体重心高に代わり、ヒトのセグメントにおいて最も大きな質量を有し（阿江ほか, 1992）、かつストローク動作やキック動作と比較して動きの少ない体幹部に貼付したマーカより、ボディポジションを精度高く評価できると仮説を立てた。

#### 3.2.2. 方法

##### 3.2.2.1. 対象者

## 第3章

競泳の専門的なトレーニングを日常的に行っている男性選手 11 名を対象とした (年齢:  $21.5 \pm 1.5$  歳, 身長:  $1.71 \pm 0.06$  m, 体重:  $65.0 \pm 4.5$  kg, 短水路 100 m クロール泳自己ベストタイム:  $55.4 \pm 3.3$  秒; 平均値  $\pm$  標準偏差). 実験に先立ち, 全ての対象者に実験の主旨, 試技内容, 実験に伴う危険性について十分説明を行い, 実験参加の同意を得た. また, 本実験は, 鹿屋体育大学の倫理審査小委員会にて承認を受けた上で行った.

### 3.2.2.2. 試技内容

鹿屋体育大学の屋内 25 m プールにて実施した. 異なる肺気量が水泳中のボディポジションに及ぼす影響を検証するために, 息を吸い切った状態 (吸い切り条件), 息を吐き切った状態 (吐き切り条件), および主観的にそれらの中間の肺気量にした状態 (中間条件) の 3 条件にて, 同一最大下努力度で 15 m クロール泳をランダムに 3 回ずつ実施させた. なお, 対象者には, ①水中から壁を蹴ってスタートすること, ②試技中の肺気量の変化を避けるために, 呼吸動作 (呼気・吸気) はしないこと, ③ストローク動作およびキック動作は, 全試行でできる限り同じにすることの 3 点を指示した. 身体重心高を算出するために, 身体各部に 25 点の反射マーカー (直径 19 mm) を貼付した (図 3-5).

### 3.2.2.3. データ取得

水中カメラ 15 台 (Oqus 3+ underwater, Qualisys, Sweden) および陸上カメラ 10 台 (Oqus 3+, Qualisys, Sweden) から構成された光学式水中モーションキャプチャシステム (Qualisys Track Manager 2.15, Qualisys, Sweden) をスタート位置から 5-15 m 区間をキャプチャするように配置し, 反射マーカーの 3 次元位置座標の時系列データを 100 Hz のサンプリング周波数にて取得した. なお, 絶対座標系において, 進行方向を+Y, 進行方向に対して右方向を+X, プールの底から水面に向かう方向を+Z と定義した.

### 3.2.2.4. データ処理

マーカーの位置座標データは, 時間遅れのない 4 次のバターワース型のローパスフィルタにて 10 Hz (Winter, 2005) のカットオフ周波数で平滑化の処理を行った. その後, 日本人アスリートの各セグメントの質量比および各セグメント内の重心位置 (阿江ほか, 1992) を用いて, 各フレームの身体重心位置を算出した. 身体重心高 (CoG) は, 身体重心位置の鉛直方向軸 (Z 軸) 成分とした. 同様に, 体幹部に貼付した剣状突起 (XP), 左右大転子中点 (GTc), および剣状突起と左右大転子の中点 (XP-GTc) の鉛直方向軸成分 (Z 軸) の平均値を算出した (図 3-5). すべて水面からの距離 (水深) で評価した. 体幹の傾き (迎え角) は, 左右肩峰中点-左右大転子中点ベクトルと YZ 平面のなす角より算出し (Zamparo

## 第3章

et al., 2009), 時計回りをプラスとした。また、泳速度は、身体重心位置の推進方向軸成分 (Y 軸) の一階微分値より算出した。身体重心高, 体幹部の各マーカー位置, 体幹の傾き, および泳速度は, 手部の反射マーカーの Z 軸成分より規定された 1 ストロークサイクル中の平均値を評価値とした。これらの処理は, 数値計算ソフトウェア (MATLAB 2016a, Mathworks, USA) で自作した解析プログラムによって行われた。

### 3.2.2.5. 統計処理

統計処理は, すべて統計ソフト (IBM SPSS Statistics 25.0, IBM, Japan) により行われた。Shapiro-Wilk's test により各データの正規性を確認した後, 肺気量の違いが泳速度, 体幹の傾き, およびボディポジション (CoG, XP, GTc, XP-GTc) に与える影響をみるために, それぞれ対応のある一元配置分散分析 (3 肺気量) を行った。主効果が認められた場合には, さらに事後検定 (Bonferroni 法) を行った。また, 効果量 (Effect size) は, 一元配置分散分析の主効果については partial  $\eta^2$  より, 事後検定については Cohen's  $d$  より評価した。効果量の基準値には,  $d=0.20$  (小),  $d=0.50$  (中),  $d=0.80$  (大) を使用した (Cohen, 1988)。さらに, CoG と XP, CoG と GTc, および CoG と XP-GTc の組み合わせについて, 級内相関係数 (相対一致) および Bland-Altman 分析を用い, 体幹部に貼付したマーカー位置によるボディポジション評価の信頼性を検討した。固定誤差は CoG と各マーカーの残差の 1 サンプルの  $t$  検定 (検定値 = 0) により, 比例誤差は平均値と残差とのピアソンの積率相関係数により, それぞれ検討した。なお, 有意水準は 5%未満とした。本文および表には平均値  $\pm$  標準偏差, また, 図には平均値  $\pm$  標準誤差で結果を示した。

### 3.2.3. 結果

#### 3.2.3.1. 泳速度

一元配置分散分析の結果, 肺気量の要因に主効果が認められた ( $F=101.76$ , partial  $\eta^2=0.461$ ,  $P<0.01$ )。事後検定の結果, 吐き切り条件 ( $1.18\pm 0.12\text{ m s}^{-1}$ ) において, 吸い切り条件 ( $1.23\pm 0.11\text{ m s}^{-1}$ ,  $d=0.46$ ,  $P=0.019$ ) および中間条件 ( $1.22\pm 0.11\text{ m s}^{-1}$ ,  $d=0.34$ ,  $P=0.013$ , 図 3-6) よりも低値を示した。一方, 吸い切り条件と中間条件との間には, 差はなかった ( $d=0.11$ ,  $P=1.000$ , 図 3-6)。

#### 3.2.3.2. 体幹の傾き

一元配置分散分析の結果, 肺気量の要因に主効果が認められた ( $F=53.05$ , partial  $\eta^2=0.841$ ,  $P<0.001$ )。事後検定の結果, 吐き切り条件 ( $18.1\pm 2.8\text{ deg}$ ) において, 吸い切り条件 ( $14.6\pm 2.7\text{ deg}$ ,  $d=1.28$ ,  $P<$

### 第3章

0.001) および中間条件 ( $14.3 \pm 2.6$  deg,  $d = 1.38$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-7) よりも低値を示した. 一方, 吸い切り条件と中間条件との間には, 差はなかった ( $d = 0.08$ ,  $P = 1.000$ , 図 3-7).

#### 3.2.3.3. ボディポジション

各肺気量条件における 1 ストロークサイクル中の身体重心高の結果例を図 3-8 に示す. 一元配置分散分析の結果, 肺気量の要因に主効果が認められた ( $F = 101.76$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.911$ ,  $P < 0.001$ ). 吐き切り条件 ( $-22.8 \pm 3.6$  cm) では, 吸い切り条件 ( $-17.8 \pm 3.3$  cm,  $d = 1.46$ ,  $P < 0.001$ ) および中間条件 ( $-18.8 \pm 3.1$  cm,  $d = 1.21$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-9A) より低値を示し, また, 中間条件では吸い切り条件よりも低値を示した ( $d = 0.31$ ,  $P < 0.01$ , 図 3-9A).

同様に, 体幹部の XP ( $F = 41.01$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.804$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-9B), GTc ( $F = 97.24$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.907$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-9C), および XP-GTc ( $F = 77.36$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.886$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-9D) にも, 肺気量の要因に主効果が認められた. 事後検定の結果, 各ポジションにおけるすべての肺気量条件間に差が認められた. XP については, 吐き切り条件 ( $-29.1 \pm 3.4$  cm) では, 吸い切り条件 ( $-26.5 \pm 3.2$  cm,  $d = 0.81$ ,  $P < 0.001$ ) および中間条件 ( $-27.2 \pm 3.2$  cm,  $d = 0.58$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-9B) より低値を示し, また, 中間条件では吸い切り条件よりも低値を示した ( $d = 0.24$ ,  $P = 0.003$ , 図 3-9B). GTc については, 吐き切り条件 ( $-24.2 \pm 4.0$  cm) では, 吸い切り条件 ( $-18.2 \pm 3.6$  cm,  $d = 1.56$ ,  $P < 0.001$ ) および中間条件 ( $-19.2 \pm 3.2$  cm,  $d = 1.36$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-9C) より低値を示し, また, 中間条件では吸い切り条件よりも低値を示した ( $d = 0.28$ ,  $P = 0.021$ , 図 3-9C). XP-GTc については, 吐き切り条件 ( $-26.7 \pm 3.6$  cm) では, 吸い切り条件 ( $-22.4 \pm 3.3$  cm,  $d = 1.25$ ,  $P < 0.001$ ) および中間条件 ( $-23.2 \pm 3.1$  cm,  $d = 1.02$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-9D) より低値を示し, また, 中間条件では吸い切り条件よりも低値を示した ( $d = 0.27$ ,  $P = 0.007$ , 図 3-9D).

#### 3.2.3.4. 信頼性分析

図 3-10 に CoG と体幹に貼付したマーカーとの各組み合わせにおける級内相関分析および Bland-Altman 分析の結果を示す. 級内相関係数は, CoG と XP で  $0.910$  ( $P < 0.001$ , 図 3-10A), CoG と GTc で  $0.957$  ( $P < 0.001$ , 図 3-10B), CoG と XP-GTc で  $0.982$  ( $P < 0.001$ , 図 3-10C) であり, すべての組み合わせで非常に高い級内相関係数が得られた. Bland-Altman 分析の結果, CoG と XP ( $d = 5.25$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-10D), CoG と GTc ( $t = 6.47$ ,  $d = 0.72$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-10E), CoG と XP-GTc ( $d = 6.13$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-10E) との間にそれぞれ固定誤差が認められた. 比例誤差については, CoG と XP ( $r = 0.293$ ,  $P = 0.008$ , 図 3-10D) および CoG と GTc ( $r = -0.441$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-10E) の間には認められた. 一方, CoG

### 第3章

と XP-GTc との間には、比例誤差はなかった ( $P=0.193$ , 図 3-106F).

#### 3.2.4. 考察

研究 4 では、博士論文全体の仮説を検証する第 1 歩として、肺気量の違いが水泳中の身体重心高に及ぼす影響を検証した。その結果、肺気量の減少に伴い身体重心高は低下することが明らかとなった。さらに、研究 4 では、水泳中の身体重心高を体幹部に貼付した少ないマーカーから評価できるかを検証した。25 点のマーカーから算出した身体重心高 (CoG) との級内相関分析の結果、体幹部に貼付した剣状突起 (XP), 左右大転子 (GTc), およびそれらの中点位置 (XP-GTc) において、それぞれ非常に高い一貫性が認められた ( $ICC > 0.90$ )。また、Bland-Altman 分析の結果、CoG と XP-GTc との間にはのみ比例誤差がなかった。これらのことから、水泳中の身体重心高は、体幹部の剣状突起および左右大転子の計 3 点のマーカーより簡便にかつ精度高く評価できることが示唆された。

クロール泳中の身体重心高は、肺気量の減少に伴い低下した (図 3-9A)。一方、水泳中の身体重心高 (ボディポジション) に影響する泳速度は、吐き切り条件において効果量は小であるものの、中間条件 ( $\Delta = 0.04 \text{ m s}^{-1}$ ) および吸い切り条件 ( $\Delta = 0.05 \text{ m s}^{-1}$ ) よりも低かった (図 3-6)。そこで、各対象者における各条件の平均値を代表値とし、絶対一致の級内相関係数を算出すると、吐き切り条件と吸い切り条件で  $0.83$  ( $P < 0.001$ )、吐き切り条件と中間条件で  $0.91$  ( $P < 0.001$ ) であり、それぞれ高い一致性が認められた。これらのことから、本研究でみられた肺気量の減少に伴う身体重心高の低下には、泳速度よりも肺気量が大きく影響していることが示唆された。

体幹の傾き (迎え角) は、吐き切り条件において大きかった (後傾した) (図 3-7)。これには、浮力中心 (浮心) と重心の相対位置により発生するモーメントが影響したと考えられる。泳者の身体が全て水面下にあるストリームライン時には、浮心が重心よりも頭部側に位置するため、脚を沈めるようなモーメントが作用する (Yanai, 2001; Yanai and Wilson, 2008)。さらに、肺気量の増大に伴い、浮心は重心よりもさらに頭部側へ移動するため、脚を沈めるように作用するモーメントも大きくなる。そのため、ストリームライン時には、肺気量を増加させると体幹の傾きは大きくなると考えられる。一方、本研究で対象としたクロール泳は、リカバリー動作に伴い、どちらかの腕が常に水面上にあるため、浮心は重心よりも足部側に位置する (Yanai and Wilson, 2008)。本研究では、肺気量の減少に伴い、ボディポジションは低下した (図 3-9) ことから、水没する体積が大きくなり、浮心は重心より足部側から頭部側へ移動したと考えられる。その結果、吐き切り条件時には、体幹の傾きが大きくなったと推察される。このように、肺気量の減少が体幹の傾きに及ぼす影響は、ストリームライン時とクロール泳時で異なる可能性が示唆された。しかし、キック動作 (Yanai, 2001; Yanai and Wilson, 2008) は、脚を浮かせるように作用し、

### 第3章

泳者の体幹の傾きに影響することから、今後は肺気量の要因とキック動作の要因を合わせた包括的な考察が必要であると考えられる。

身体重心高と同様に、肺気量の減少に伴い、体幹部の剣状突起、左右大転子中点、およびそれらの中点の鉛直方向軸成分も低下した（図 3-9B-D）。さらに、身体重心高との級内相関係数は、今回対象としたどのマーカー位置とも非常に高い値であった（ $ICC > 0.90$ ，図 3-10）。このことは、少ないマーカー数から水泳中の身体重心高を評価できることを示唆する。一方、Bland-Altman 分析の結果、剣状突起（ $r = 0.293$ ， $P = 0.008$ ，図 3-10D）および左右大転子（ $r = -0.441$ ， $P < 0.001$ ，図 3-10E）には、比例誤差が認められた。このことより、身体重心高の減少を評価する際、剣状突起は過小評価、また左右大転子は過大評価することを意味する。この体幹部に貼付したマーカー位置における比例誤差には、体幹の傾きおよび重心位置と対象とした体幹部のマーカーとの相対位置が影響したと考えられる。浮心と重心の相対位置により発生するモーメントの回転中心は、重心（質量中心）であるため、肺気量に伴う体幹の傾きの変化は、身体重心高には影響しない。そのため、今回みられた吸い切り条件と吐き切り条件における身体重心高の差は、肺気量の減少によるものだといえる。一方、体幹部のマーカー位置は、回転中心からの距離の増大に伴い、体幹の傾きの影響を大きく受けると考えられる。実際に、CoG における吸い切り条件と吐き切り条件の差（ $5.0 \pm 1.3$  cm）よりも、CoG より足側に位置する GTc における差の方が大きく（ $5.9 \pm 1.6$  cm， $P < 0.001$ ），また CoG より頭側に位置する XP における差の方が小さかった（ $2.6 \pm 1.1$  cm， $P < 0.001$ ）。以上のことを鑑みると、本研究で対象とした剣状突起、左右大転子中点、およびそれらの中点位置の中では、級内相関係数が非常に高く、かつ比例誤差の認められなかった剣状突起と左右大転子の中点位置が、最も身体重心高（ボディポジション）の変化を精度高く評価できるといえる。

研究 4 において、少ないマーカーから身体重心高（ボディポジション）を評価できるかを検証した目的は、貼付したマーカーが競泳パフォーマンスに及ぼす影響を小さくするためであった。そこで次のステップとして、身体重心高の代用に考えられた XP-GTc の算出に必要とされる 3 点のマーカーが競泳パフォーマンスに及ぼす影響を追加で検討した。具体的には、研究 3 のデータおよび研究 3 で実施したマーカーなし条件の泳速度を基に、マーカーの貼付から推定した泳速度（研究 3 の方法参照）を 3 点のマーカー条件に当てはめて算出した。また同時に、今回使用した球体（抵抗係数：0.47; Hoerner, 1965）よりも抵抗係数の小さい半球体（0.42）のマーカーが泳速度に及ぼす影響をシミュレーションした。その結果を表 1 に示す。25 点の球体マーカーを貼付することで 3.2% 低下した泳速度は、マーカー 3 点であれば、その低下を 0.3% に抑えられることが示された。以上より、剣状突起と左右大転子に貼付した 3 点のマーカーを用いることで、競泳パフォーマンスにほとんど影響することなく、身体重心高（ボディポジション）評価できることが示唆された。さらに、使用するマーカーを半球体のものにするにより泳

## 第3章

速度の低下を抑制させられることが示された。しかし、パイロット実験にて同じカメラセッティング条件下で球体マーカースと半球体マーカースのキャプチャ具合を確認したが、半球体マーカースの場合、様々な補間技術を使用しても、データ解析に使用できるレベルではなかった。そのため、現在ではあくまで理論上の話となるが、モーションキャプチャカメラの性能の向上などにより、これまでの球体マーカースと同じように、半球体マーカースにおいてもうまくキャプチャできるようになれば、今後、より競泳パフォーマンスへの影響が少ない半球体マーカースを使用することが望まれる。

### 3.2.5. 小括

肺気量の減少に伴い、身体重心高は低下することが明らかとなった。研究4にて、博士論文全体の仮説のうち「B 肺気量減少→C ボディポジション低下」を明らかにすることができた。さらに、水泳中の身体重心高を水中モーションキャプチャシステムより求める際には、少なくとも剣状突起および左右大転子の3点のマーカースより精度高く評価できることが明らかとなった。また、シミュレーションの結果、貼付した3点のマーカースの抵抗では、競泳パフォーマンスには、ほとんど影響しないことが示された。

### 第3章

表 3-1. 研究 3 のデータを基に推定された異なるマーカー数およびマーカーの形状時の泳速度.

研究 3 で対象とした 14 名の値. 低下率は研究 3 のマーカーなし条件時の実測泳速度との比較値.

条件	マーカー数	マーカー形状	平均値	標準偏差	低下率	備考
実測	0 点	—	1.79 ±	0.07	—	研究 4 データ
実測	25 点	球体	1.73 ±	0.09	-3.2	研究 4 データ
推定	25 点	球体	1.74 ±	0.06	-2.5	研究 4 データ
推定	25 点	半球体	1.77 ±	0.07	-1.1	
推定	3 点	球体	1.78 ±	0.07	-0.3	
推定	3 点	半球体	1.78 ±	0.07	-0.1	

(m s<sup>-1</sup>)      (%)

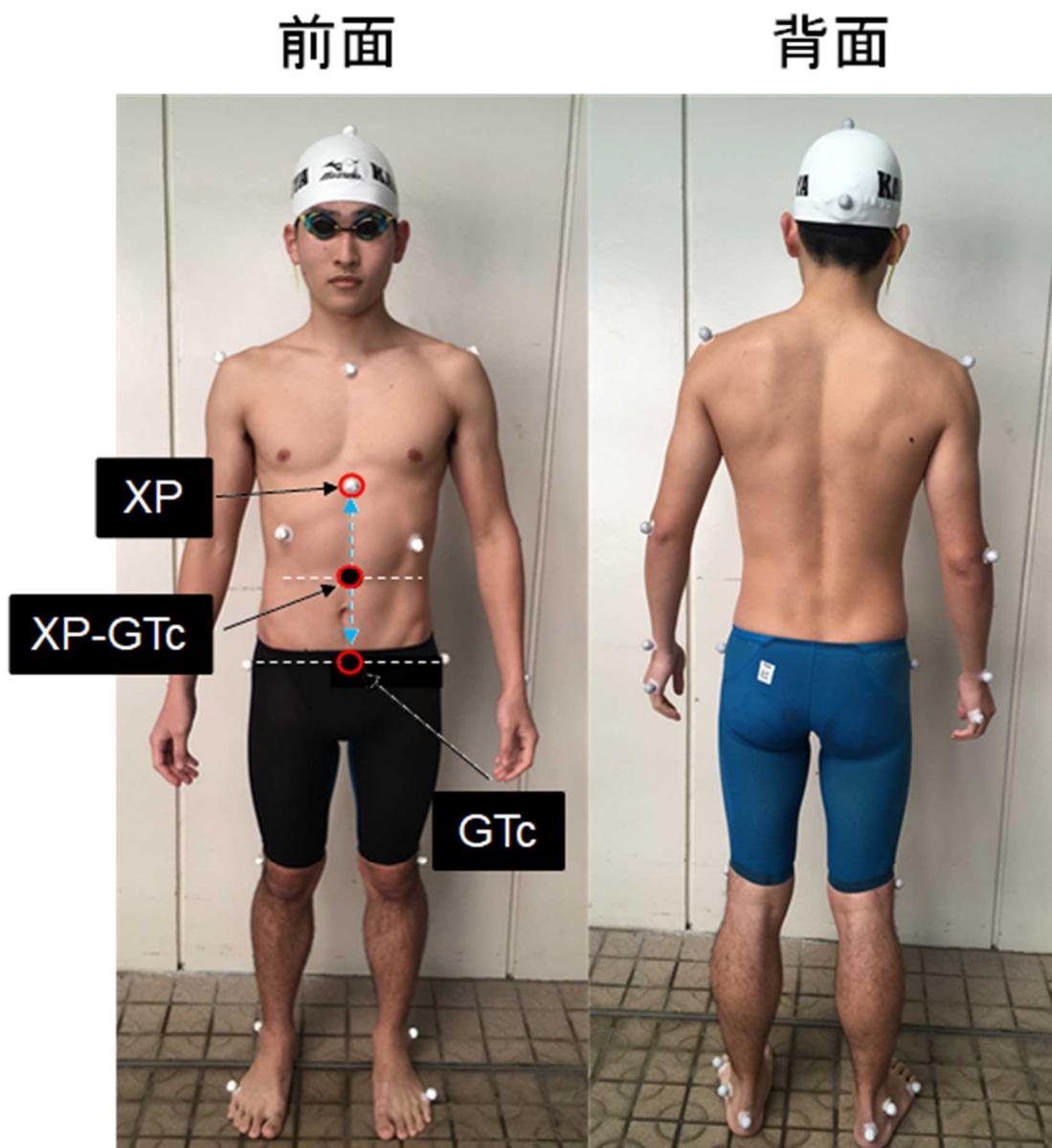


図 3-5. 本研究で使用了した 25 点マーカーセットおよび解析対象とした体幹部のマーカー位置.

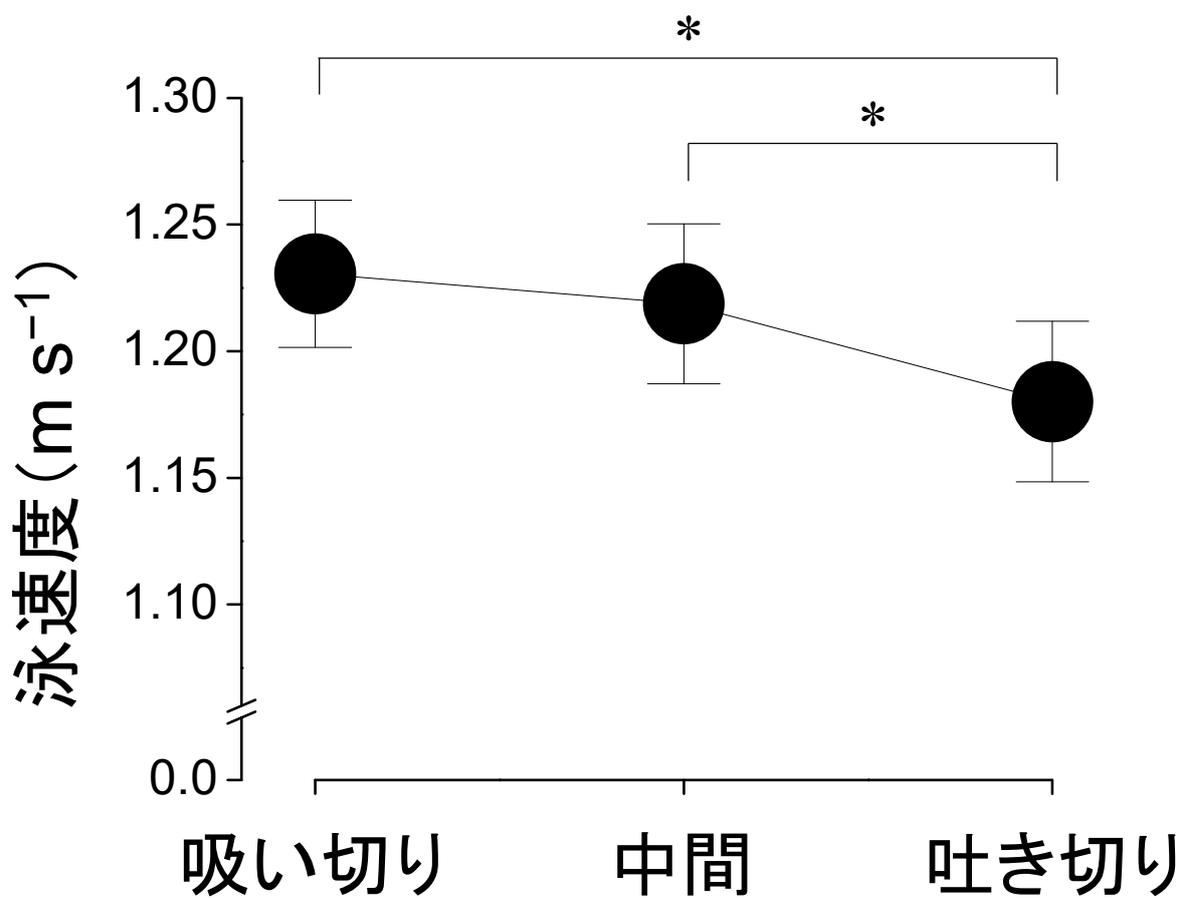


図 3-6. 異なる各肺気量条件時における 1 ストロークサイクル中の泳速度の平均値. \* :  $P < 0.05$ .

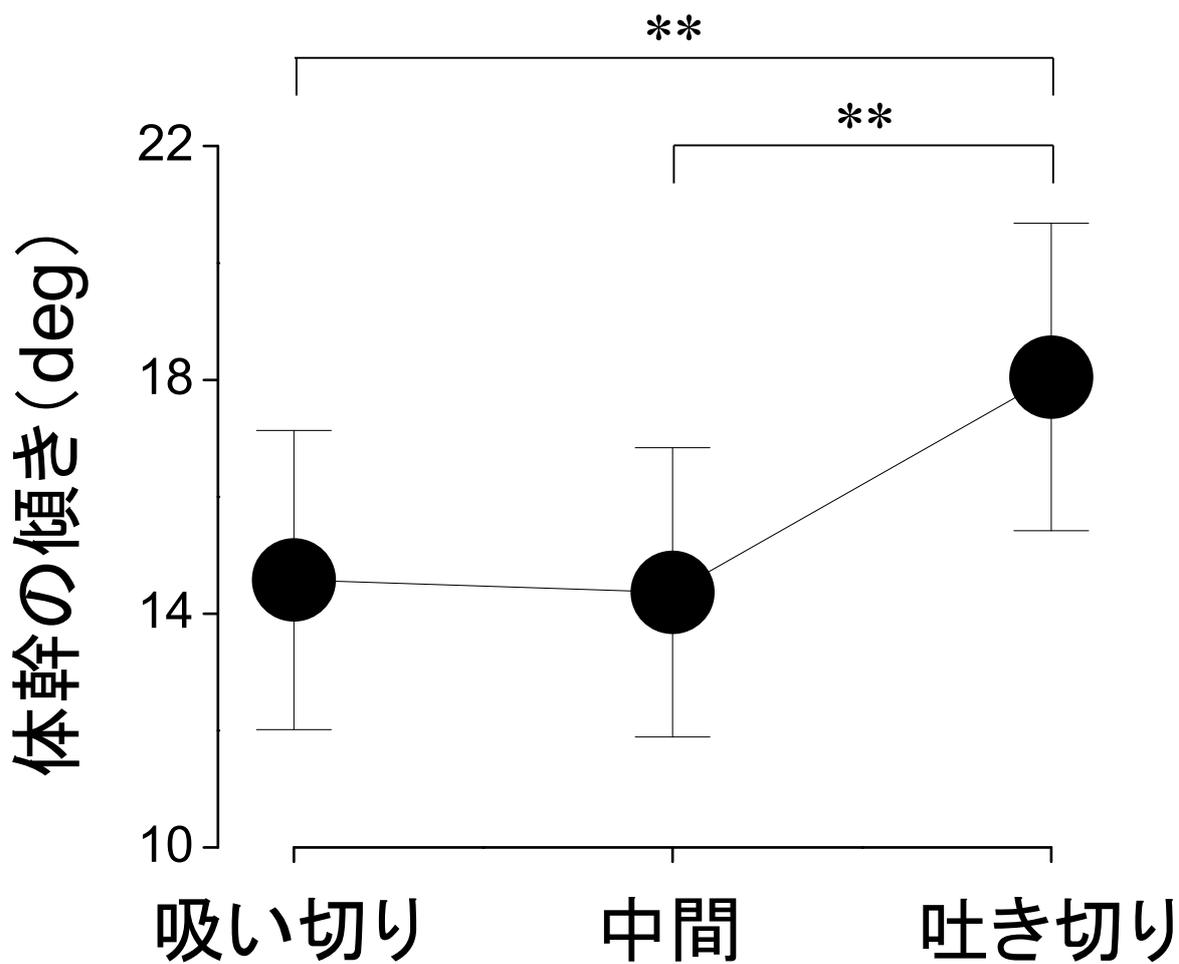


図 3-7. 異なる各肺気量条件時における 1 ストロークサイクル中の体幹の傾きの平均値. \*\*:  $P < 0.01$ .

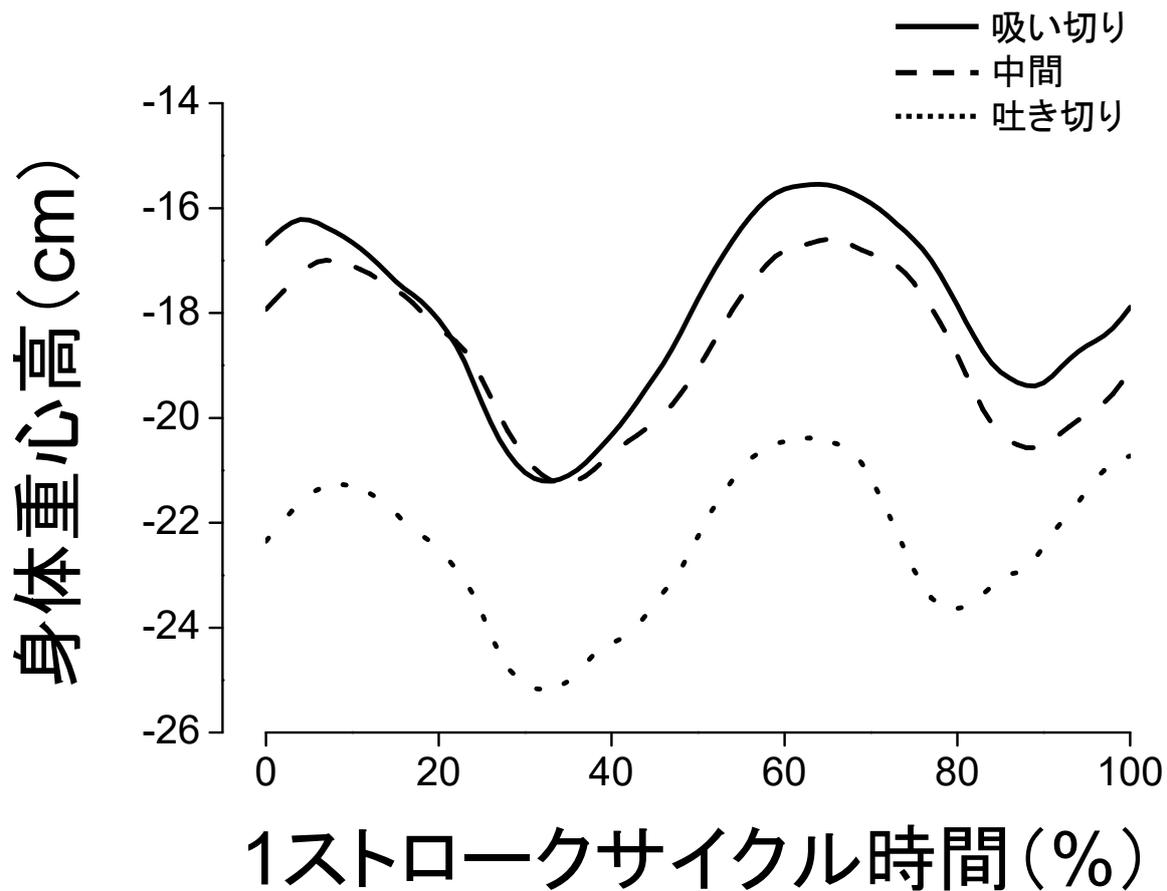


図 3-8. 異なる肺気量条件時における 1 ストロークサイクル中の身体重心高の時系列データの例. 水面を 0 cm と定義.

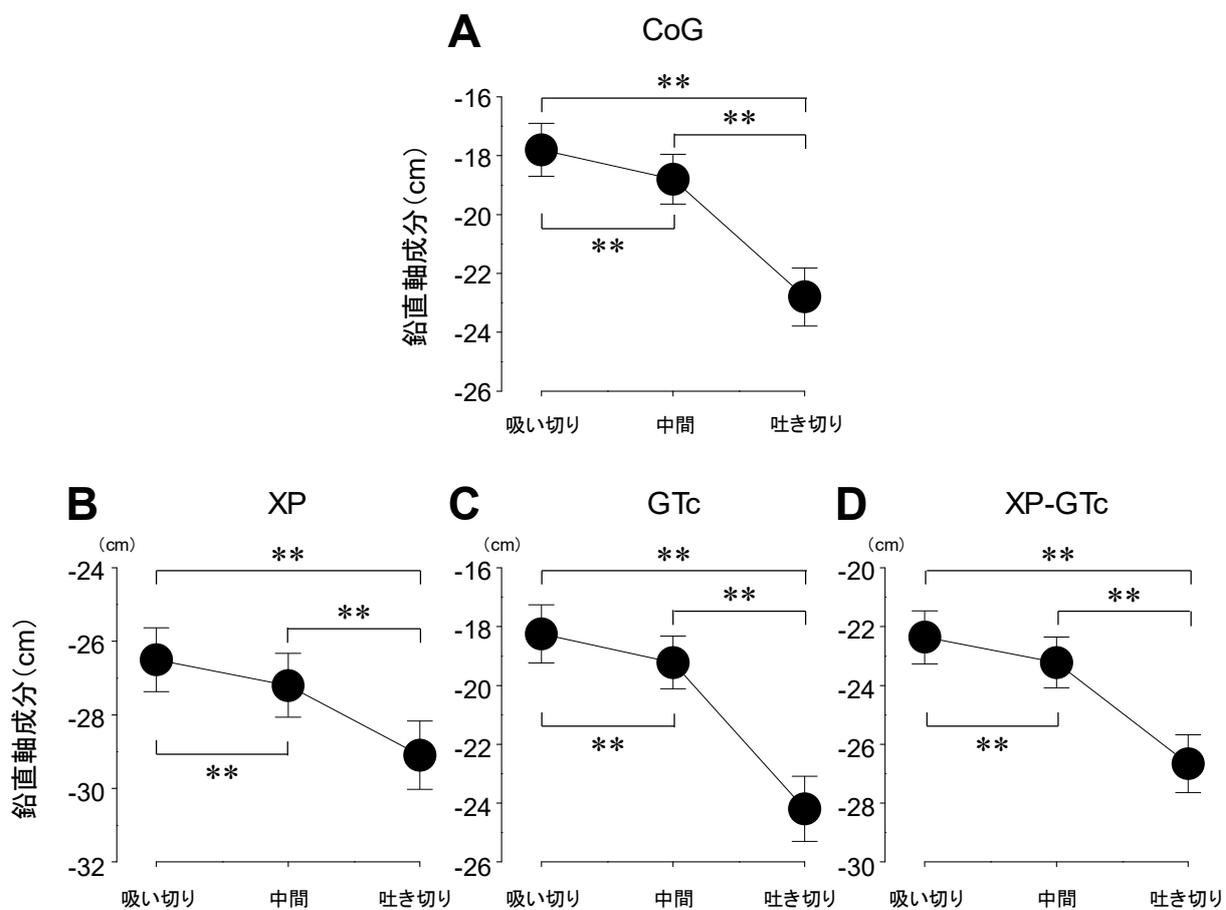


図 3-9. 異なる肺気量条件時の 1 ストロークサイクル中の鉛直方向軸成分の平均値. 水面を 0 cm と定義.

**A** : CoG (身体重心高), **B** : XP (剣状突起), **C** : GTc (左右大転子中点), **D** : XP-GTc (剣状突起と左右大転子の中点). 水面を 0 cm と定義. \*\*:  $P < 0.01$ .

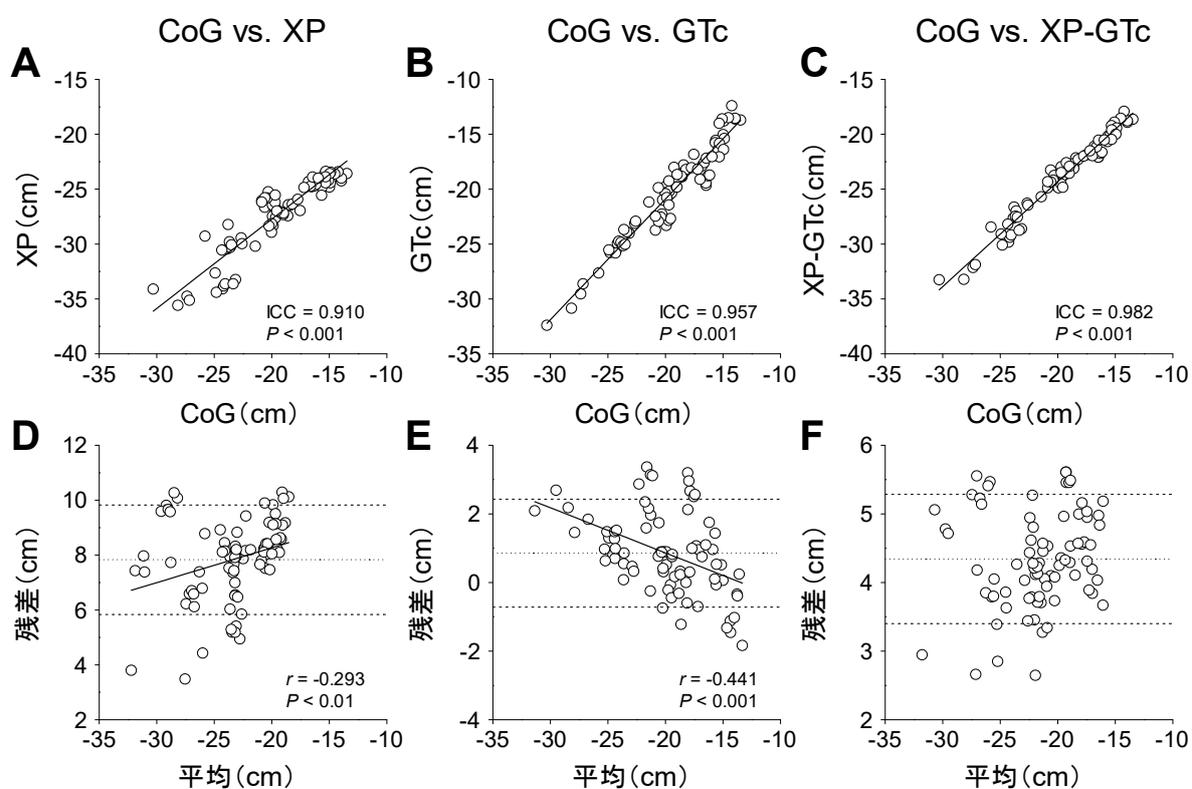


図 3-10. 身体重心高と体幹部の各マーカー位置との級内相関分析（上）および Bland-Altman 分析（下）の結果. **A, D** : CoG vs. XP, **B, E** : CoG vs. GTc, **C, F** : CoG vs. XP-GTc. CoG : 身体重心高, XP : 剣状突起, GTc : 左右大転子中点, XP-GTc : 剣状突起と左右大転子中点の中点. ICC : 級内相関係数,  $r$  : ピアソンの積率相関係数,  $P$  : 有意水準.

## 第3章

### 第3節：全力200mクロール泳中のボディポジションの低下と吸気筋疲労の関係【研究5】

#### 3.3.1. 緒言

研究4より、肺気量の減少に伴いボディポジションは低下することが明らかとなった。研究4では、随意的に肺気量を変化させた条件下にて検証したため、肺気量の減少に伴いボディポジションが低下したことは、物理学的観点を基にすれば当然の結果である。一方、実際のレースのような条件下においては、肺気量の減少に伴うボディポジションの低下がみられるかは不明である。これまで、全力200mクロール泳後には、吸気筋に筋疲労が発現すること (Lomax and McConnell, 2003; Jakovljevic and McConnell, 2009; Brown and Kilding, 2011; Lomax et al., 2012), さらに全力200mクロール泳の後半局面には、ボディポジションは低下することが明らかにされている (Psycharakis and Yanai, 2018)。これらの研究とこれまでの本博士論文の研究結果を踏まえると、吸気筋の筋疲労に伴い、素早い吸気ができなくなるため、吸気時間が同じであれば、1回吸気量の低下に伴う肺気量の減少が引き起こされ、それがボディポジションの低下に関与すると仮説が立てられる。そこで研究5は、実際のレースを想定した全力200mクロール泳中のボディポジションの低下と吸気筋の筋疲労の関連性を検証することを目的とした。

#### 3.3.2. 方法

##### 3.3.2.1. 対象者

競泳の専門的なトレーニングを日常的に行っている男子選手10名 (年齢:  $21.2 \pm 1.8$  歳, 身長:  $1.73 \pm 0.07$  m, 体重:  $68.0 \pm 9.1$  kg, 短水路200mクロール泳自己ベストタイム:  $114.7 \pm 4.4$  秒; 平均値  $\pm$  標準偏差) を対象とした。実験に先立ち、全ての対象者に実験の主旨、試技内容、実験に伴う危険性について十分説明を行い、実験参加の同意を得た。また、本実験は、鹿屋体育大学の倫理審査小委員会にて承認を受けた上で行った。

##### 3.3.2.2. 試技内容

鹿屋体育大学の屋内25mプールにて実施した。実際の競泳場面を想定し、各対象者が競泳の試合で用いている水着、ゴーグル、キャップを使用させた。本研究のプロトコルを図3-11に示す。まず、対象者に、試合を想定したウォーミングアップを各自行わせた後、反射マーカを剣状突起、左右大転子、および左右手部に貼付した。その後、プールサイドにて、最大吸気圧の測定 (Pre) を実施した。そして、全力200mクロール泳の実施直後にプールサイドに上がり、再度、最大吸気圧の測定 (Post) を実施した。

## 第3章

### 3.3.2.3. データ取得

最大吸気圧の測定には、手持ち式の吸気圧センサ機器を用いた (MicroRPM, Micro Medical Ltd, UK). 最大吸気圧は、息を吐き切った状態 (残気量位) から吸気を開始させ、検者の1から5までのカウントに合わせて、5カウント目で最大吸気圧に到達するように漸進的に増加させた。試技中には複数の検者によって、対象者を鼓舞するように声かけが行われた。なお、最大吸気圧の発揮は、普段慣れない動作であることが予想されたため、事前に計3日間に渡って練習を行わせ、値が安定したことを確認した上で実施した。

水中カメラ15台 (Oqus 3+ underwater, Qualisys, Sweden) および陸上カメラ10台 (Oqus 3+, Qualisys, Sweden) から構成された光学式水中モーションキャプチャシステム (Qualisys Track Manager 2.15, Qualisys, Sweden) をスタート位置から5-15 m 区間をキャプチャするように配置し、反射マーカの3次元位置座標の時系列データを100 Hz のサンプリング周波数にて取得した。なお、絶対座標系において、進行方向を+Y, 進行方向に対して右方向を+X, プールの底から水面に向かう方向を+Z と定義した。

### 3.3.2.4. データ処理

吸気筋の筋疲労の程度は、最大吸気圧の Pre から Post への変化率により評価した ( $(1 - \text{Pre}/\text{Post}) \times 100$ ) (Smith et al., 2014)。マーカの位置座標データは、時間遅れのない4次のバターワース型のローパスフィルタにて10 Hz (Winter, 2005) のカットオフ周波数で平滑化の処理を行った。ボディポジションは、研究4で確認された身体重心高と非常に高い一貫性のある剣状突起と左右大転子中点の中点 (XP-GTc; 研究4の図3-5参照) とし、水面からの距離 (水深) で評価した。体幹の傾き (迎え角) は、剣状突起-左右大転子中点ベクトルと YZ 平面のなす角より算出した。進行方向 (+Y) に対して、時計回りをプラスとした。また、泳速度は、身体重心位置の推進方向軸 (Y 軸) の一階微分値より算出した。泳速度、体幹の傾き、およびボディポジションは、手部の反射マーカの鉛直方向軸成分 (Z 軸) より規定された1ストロークサイクル中の平均値を評価値とした。その後、ボディポジションの変化量の評価値として、泳試技の序盤の0-25 m 区間から、競泳パフォーマンス発揮の後半かつ終末効果の影響を考慮した150-175 m 区間までの変化量を算出した。これらの処理は、数値計算ソフトウェア (MATLAB 2016a, Mathworks, USA) で自作した解析プログラムによって行われた。

### 3.3.2.5. 統計処理

統計処理は、すべて統計ソフト (IBM SPSS Statistics 25.0, IBM, Japan) により行われた。Shapiro-Wilk's test により各データの正規性を確認した。全力200 m クロール泳前後の最大吸気圧は対応のある  $t$  検定

### 第3章

よりを比較した (Pre vs. Post). また, 泳速度, 体幹の傾き, およびボディポジションは, 距離区間を因子としたそれぞれ対応のある一元配置分散分析 (8 距離区間) より比較した. 主効果が認められた場合には, さらに事後検定 (Tukey HSD 法) を実施した. また, 効果量 (Effect size) は, 一元配置分散分析の主効果については  $\eta^2$  より, 事後検定および  $t$  検定については Cohen's  $d$  より評価した. 効果量の基準値には,  $d = 0.20$  (小),  $d = 0.50$  (中),  $d = 0.80$  (大) を使用した (Cohen, 1988). さらに, 吸気筋疲労の程度とボディポジションの低下の関連を検討するために, 最大吸気圧の変化率とボディポジションの低下量についてピアソンの積率相関係数を算出した. なお, 有意水準は 5%未満とした. 本文には平均値  $\pm$  標準偏差, また, 図には平均値  $\pm$  標準誤差で結果を示した.

#### 3.3.3. 結果

##### 3.3.3.1. 最大吸気圧

運動後の最大吸気圧は運動前のそれより 9.7%低下した (Pre :  $127.7 \pm 20.5$  cmH<sub>2</sub>O, Post :  $115.3 \pm 15.8$  cmH<sub>2</sub>O,  $d = 0.68$ ,  $P = 0.012$ , 図 3-12).

##### 3.3.3.2. 泳速度

一元配置分散分析の結果, 距離区間の要因に主効果が認められた ( $F=41.63$ , partial  $\eta^2=0.82$ ,  $P<0.001$ , 図 3-13). 事後検定の結果, 175–200 m 区間の泳速度は, 0–25 m 区間 ( $d = 3.41$ ,  $P<0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 2.81$ ,  $P<0.001$ ), 50–75 m 区間 ( $d = 1.64$ ,  $P<0.001$ ), 75–100 m 区間 ( $d = 1.13$ ,  $P = 0.002$ ) よりも低値を示した. 150–175 m 区間の泳速度は, 0–25 m 区間 ( $d = 3.52$ ,  $P<0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 2.92$ ,  $P<0.001$ ), 50–75 m 区間 ( $d = 1.67$ ,  $P<0.001$ ), 75–100 m 区間 ( $d = 1.13$ ,  $P = 0.005$ ) よりも低値を示した. 125–150 m 区間の泳速度は, 0–25 m 区間 ( $d = 3.30$ ,  $P<0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 2.66$ ,  $P = 0.002$ ), 50–75 m 区間 ( $d = 1.34$ ,  $P = 0.002$ ) よりも低値を示した. 100–125 m 区間の泳速度は, 0–25 m 区間 ( $d = 3.28$ ,  $P<0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 2.62$ ,  $P<0.001$ ), 50–75 m 区間 ( $d = 1.18$ ,  $P = 0.019$ ) よりも低値を示した. 75–100 m 区間の泳速度は 0–25 m 区間 ( $d = 2.47$ ,  $P<0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 1.72$ ,  $P<0.001$ ) よりも低値を示した. 同様に, 50–75 m 区間の泳速度は 0–25 m 区間 ( $d = 2.04$ ,  $P<0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 1.20$ ,  $P = 0.017$ ) よりも低値を示した. 25–50 m 区間の泳速度は 0–25 m 区間 ( $d = 1.07$ ,  $P = 0.027$ ) よりも低値を示した.

##### 3.3.3.3. 体幹の傾き

体幹の傾きには, 距離区間の要因に主効果はなかった ( $F=1.40$ , partial  $\eta^2=0.135$ ,  $P=0.265$ , 図 3-14).

## 第3章

### 3.3.3.4. ボディポジション

剣状突起と左右大転子の midpoint 位置には、距離区間の要因に主効果が認められた ( $F=21.10$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.70$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-15). 事後検定の結果、175–200 m 区間のボディポジションは、0–25 m 区間 ( $d = 1.12$ ,  $P < 0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 0.71$ ,  $P < 0.001$ ), 50–75 m 区間 ( $d = 0.52$ ,  $P < 0.001$ ), 75–100 m 区間 ( $d = 0.37$ ,  $P < 0.001$ ), 100–125 m 区間 ( $d = 0.22$ ,  $P = 0.022$ ) よりも低値を示した. 150–175 m 区間のボディポジションは、0–25 m 区間 ( $d = 0.96$ ,  $P < 0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 0.59$ ,  $P < 0.001$ ), 50–75 m 区間 ( $d = 0.44$ ,  $P = 0.001$ ), 75–100 m 区間 ( $d = 0.40$ ,  $P = 0.007$ ) よりも低値を示した. 125–150 m 区間のボディポジションは、0–25 m 区間 ( $d = 0.89$ ,  $P < 0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 0.49$ ,  $P < 0.001$ ), 50–75 m 区間 ( $d = 0.34$ ,  $P = 0.031$ ) よりも低値を示した. 100–125 m 区間のボディポジションは、0–25 m 区間 ( $d = 0.72$ ,  $P < 0.001$ ), 25–50 m 区間 ( $d = 0.34$ ,  $P = 0.036$ ) よりも低値を示した. 25–50 m 区間, 50–75 m 区間, ならびに 75–100 m 区間のボディポジションは 0–25 m 区間よりも低値を示した (並び順に  $d = 0.60$ ,  $P = 0.046$ ;  $d = 0.48$ ,  $P = 0.046$ ;  $d = 0.14$ ,  $P = 0.001$ ).

### 3.3.3.5. 吸気筋の筋疲労とボディポジション低下の関係

最大吸気圧の低下率とボディポジションの低下量の間には、有意な正の強い相関関係が認められた ( $r = 0.700$ ,  $P = 0.024$ , 図 3-16).

### 3.3.4. 考察

研究 5 では、全力 200m 泳後半のボディポジションの低下と吸気筋の筋疲労の関連性を検証した. その結果、先行研究同様、200 m 泳後には最大吸気圧は低下し、また、200 m 泳後半にはボディポジションは低下した. その上で新たに、競泳パフォーマンス発揮の後半におけるボディポジションの低下に吸気筋の筋疲労が関連することが明らかとなった.

研究 1 および研究 2 において、水泳中を想定した吸気動作時 (高い Flow rate, 大きな肺気量, 外因的な吸気抵抗) には吸気筋の高い筋活動レベルを伴うことを明らかにした. このような吸気様式が、全力 200 m 泳後の吸気筋の筋疲労を惹起したと考えられる. また、200 m 泳後に最大吸気圧が低下していたことから、競泳パフォーマンス発揮の後半局面には、すでに吸気筋の筋疲労が発現していたと考えられる. 吸気筋に筋疲労が生じると、吸気圧の発揮能力が低下することから (Guenette et al., 2010), 競泳パフォーマンス発揮の前半局面のように、素早い吸気ができなくなると考えられる. 吸気 Flow rate が低下すると、吸気時間が同じであれば 1 回吸気量は低下すること、または、同じ 1 回吸気量を獲得するため

### 第3章

に吸気時間の延伸させることが考えられる。前者の場合、1回吸気量の低下に伴い、肺気量が減少するため、研究3で示したように、ボディポジションは低下する。後者の可能性を考える際、2018年度日本選手権の男子200m自由形の決勝データ

([http://kizahashi.co.jp/JASF/service/wholesheet.php?EventNo=7018701&pub=1\\_1\\_4\\_6\\_0](http://kizahashi.co.jp/JASF/service/wholesheet.php?EventNo=7018701&pub=1_1_4_6_0))を参照すると、8選手中7選手において、レース終盤(165–195m区間)のストロークタイム(8選手平均 $1.29\text{ s stroke}^{-1}$ )は、レース中盤(65–95m区間, 115–145m区間)のそれよりも低値であった(それぞれ $1.39, 1.38\text{ s stroke}^{-1}$ )ことより、レース終盤には、レース中盤よりも吸気時間は短かったことが考えられる。さらに、それら選手におけるレース終盤のストロークタイムは、レース序盤(15–45m区間)のそれと同等の値であった(両方とも $1.29\text{ s stroke}^{-1}$ )ことを踏まえると、吸気筋の筋疲労によって吸気Flow rateが低下した分、吸気時間の延伸によって肺気量を確保しているわけではない。したがって、レース終盤には1回吸気量の低下に伴って肺気量の減少が引き起こされた可能性が示唆される。以上のことから、吸気筋の筋疲労に伴う肺気量の減少がボディポジションを低下させたと考えられる。

全力200m泳を通じてみられたボディポジションの低下量は、対象者平均で1.5cmであった。前方投影面積は泳速度の影響を受けることから(Zamparo et al., 2009)、ボディポジションも泳速度の影響を受けると考えられる。実際に、全力200m泳を通じて泳速度は低下したが、この泳速度の低下がどの程度ボディポジションの低下に影響を及ぼしたかは不明である。さらに、キック動作もボディポジションに影響する(Yanai, 2001; Yanai and Wilson, 2008)が、本研究においては、キネマティックデータを取得していないため、その点についても言及できない。今後は、全力200m泳中にみられたボディポジションの1.5cmの低下にどの程度肺気量の要因が影響したかを検証するために、同一肺気量時において異なる泳速度がボディポジションに及ぼす影響を明らかにした上で、呼吸特性やキネマティックデータと合わせた包括的な検証が必要だと考えられる。

#### 3.3.5. 小括

先行研究同様、実際のレースを想定した全力200m泳後には、吸気筋の筋疲労の発現および200m泳を通じたボディポジションの低下が確認された。その上で新たに、200m泳後半におけるボディポジションの低下と吸気筋疲労の度合いには関連性があることが明らかとなった。以上より、研究5にて、博士論文全体の仮説のうち「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少→C ボディポジション低下」を明らかにすることができた。

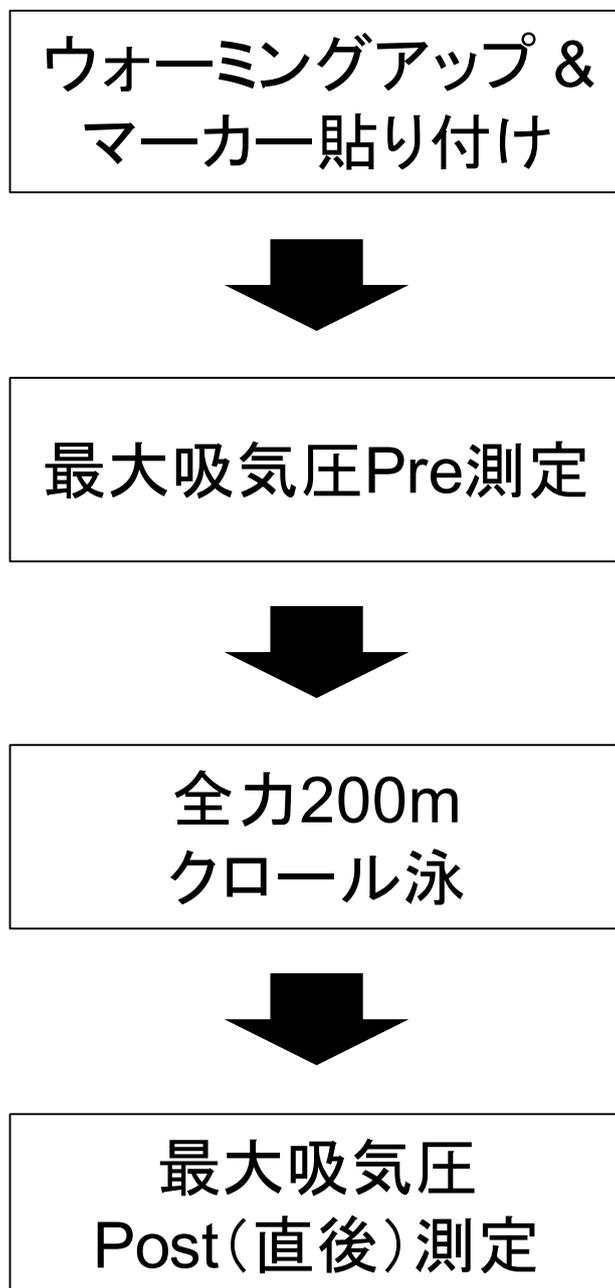


図 3-11. 研究 5 の実験プロトコル.

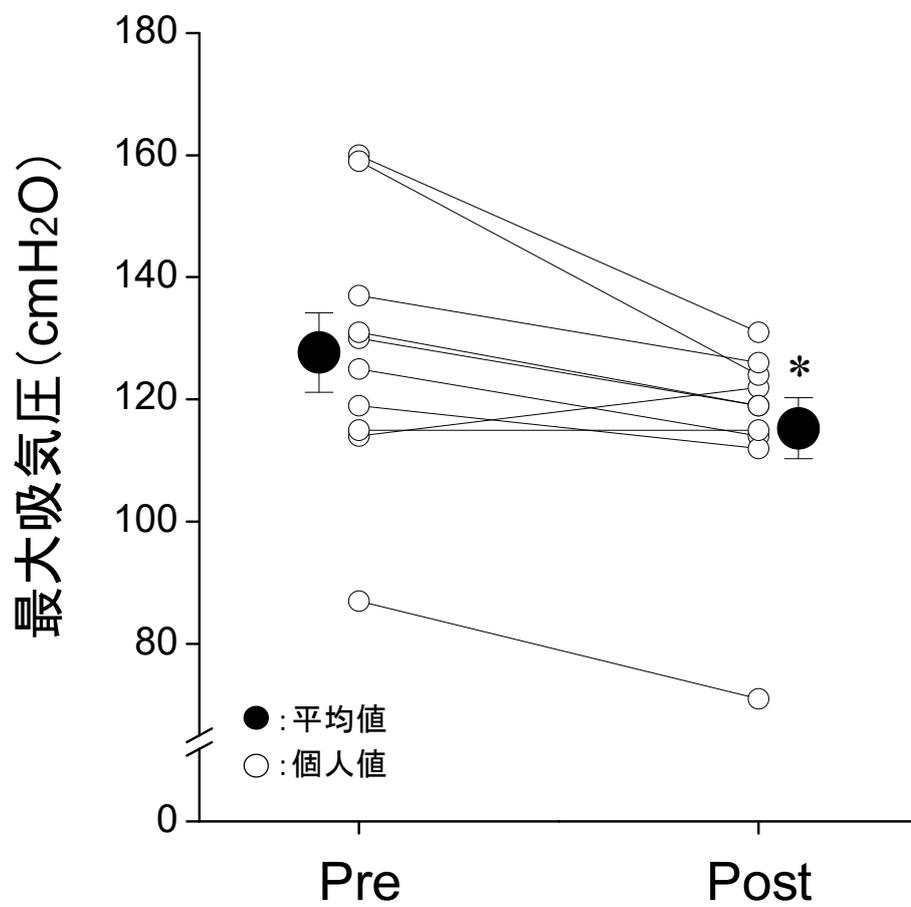


図 3-12. 全力 200m 泳前後の最大吸気圧. \* :  $P < 0.05$ .

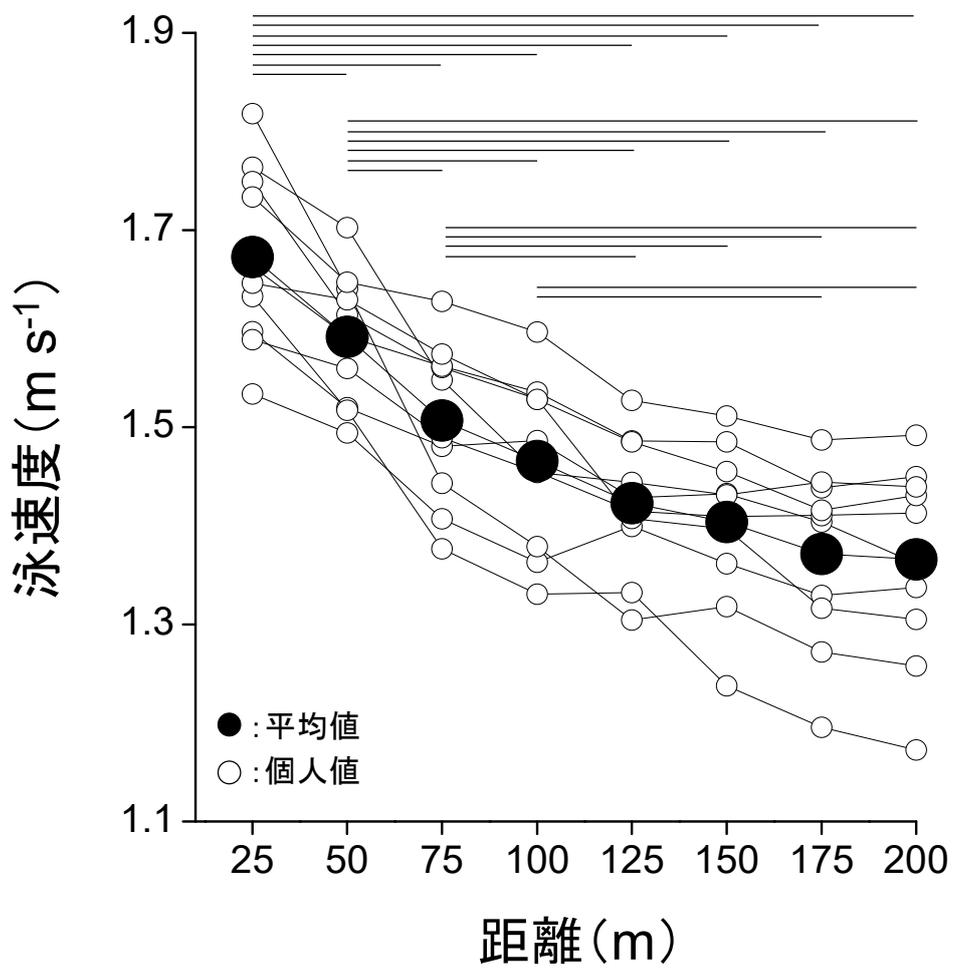


図 3-13. 全力 200m 泳中の各距離区間における泳速度. 水平線 :  $P < 0.05$ .

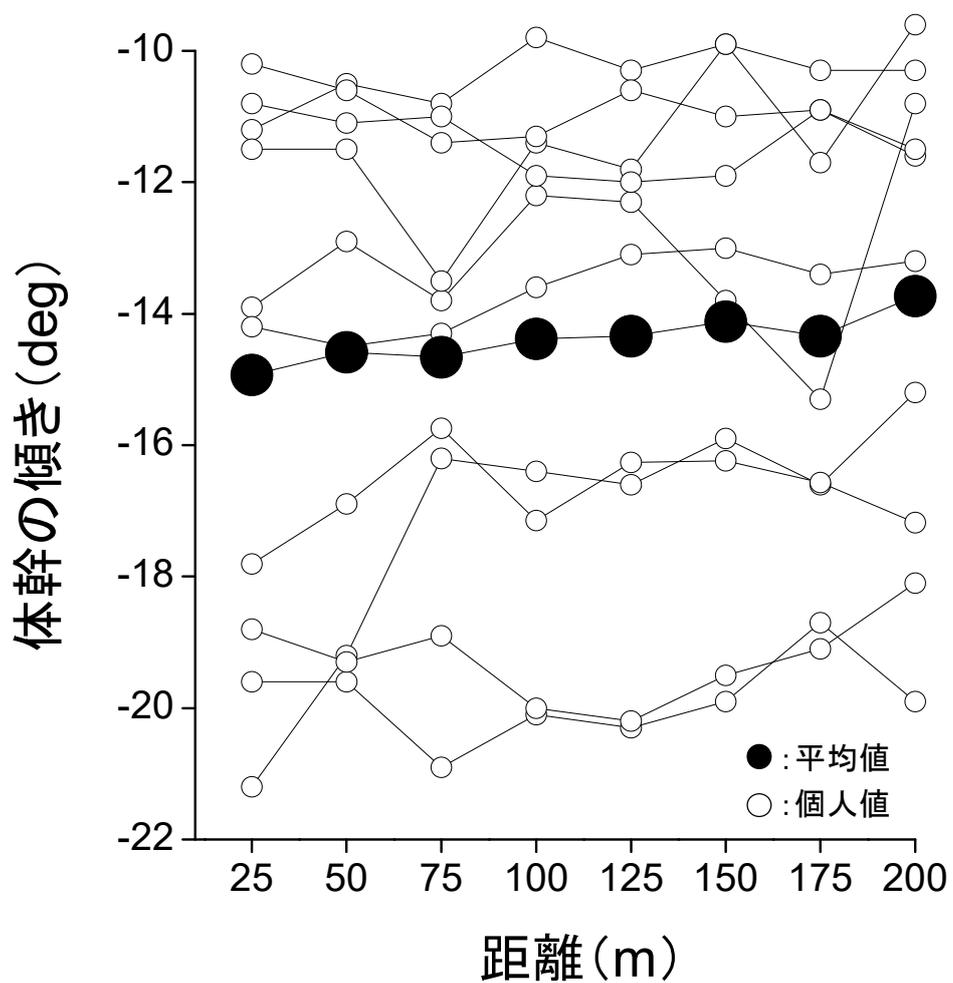


図 3-14. 全力 200m 泳中の各距離区間における体幹の傾き.

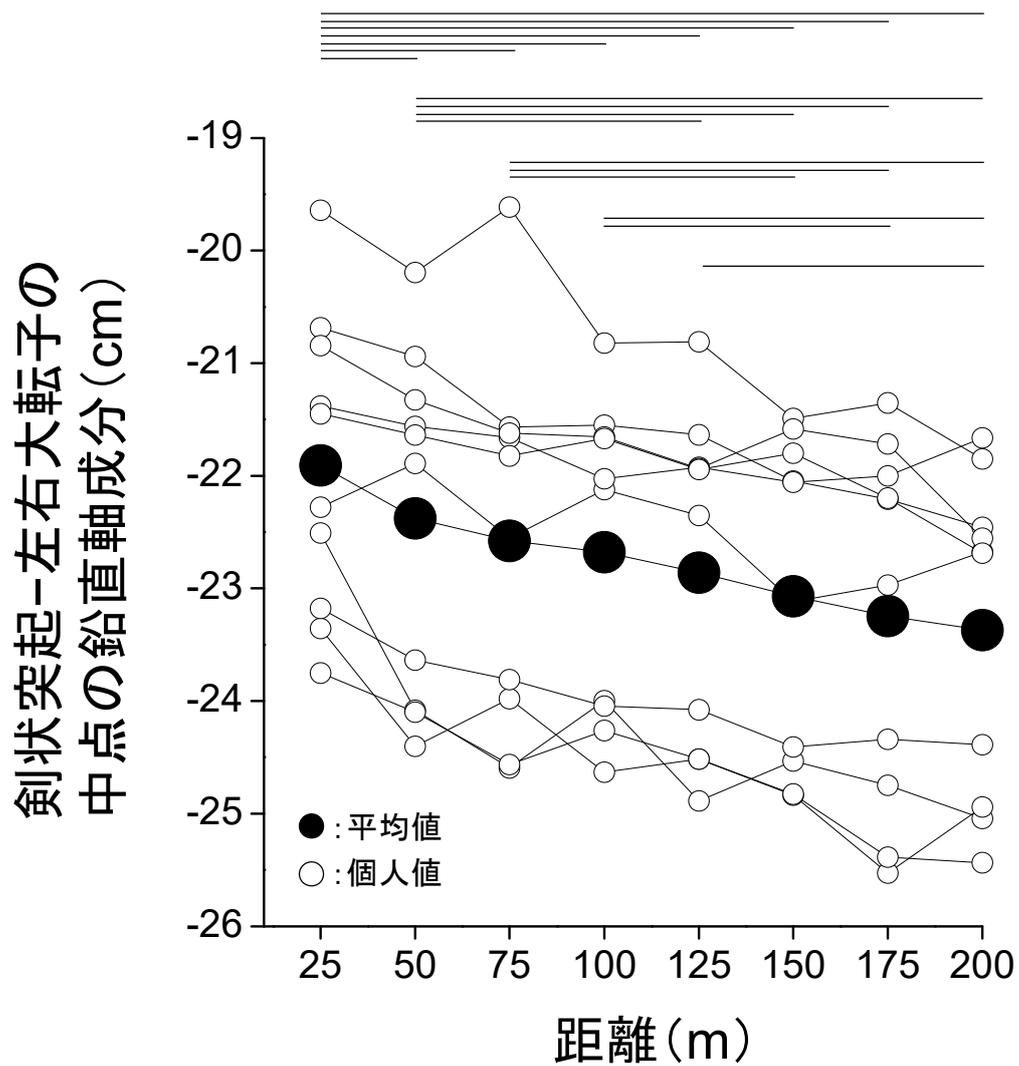


図 3-15. 全力 200m 泳中の各距離区間におけるボディポジション (剣状突起-左右大転子の中点の鉛直方向軸成分). 水面を 0 cm と定義. 水平線 :  $P < 0.05$ .

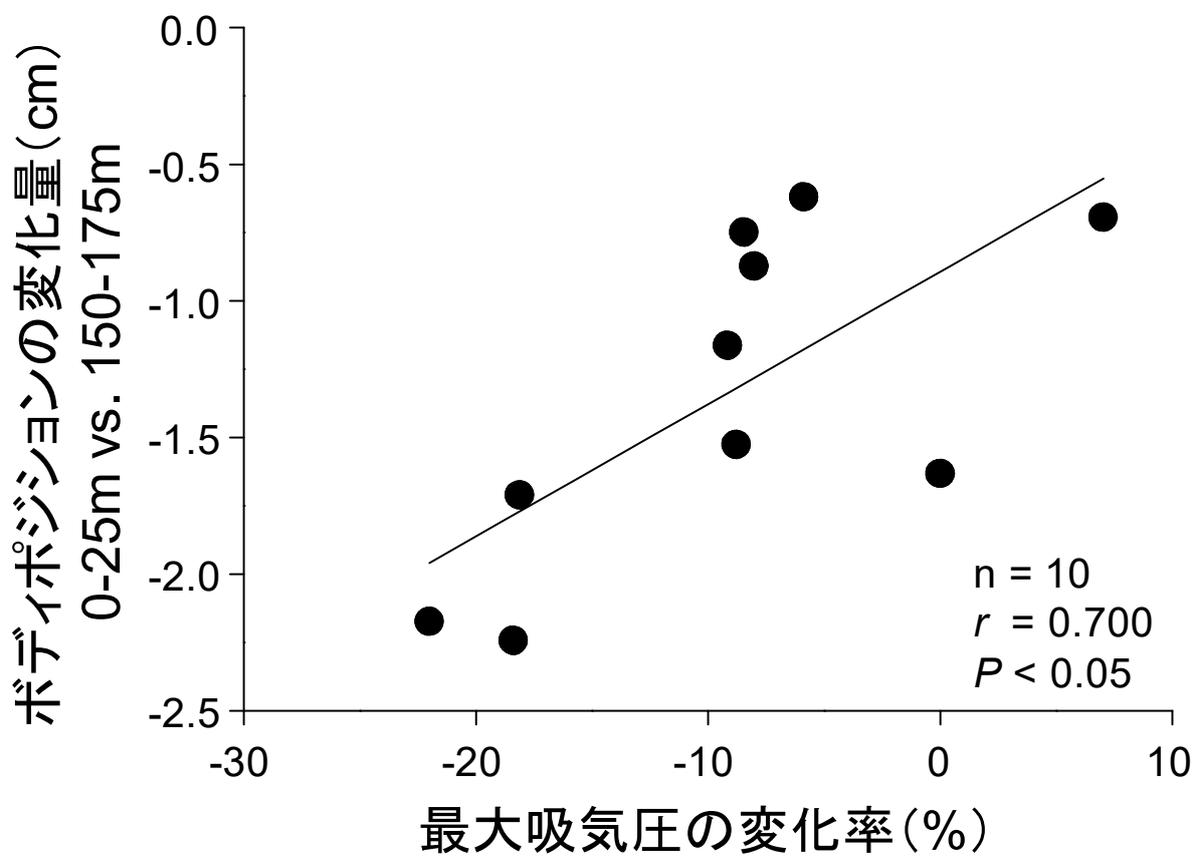


図 3-16. 吸気筋疲労とボディポジションの変化量との関係.  $n$ : サンプルサイズ,  $r$ : ピアソンの積率相関係数,  $P$ : 有意水準.

## 第3章

### 第4節：体型の個人差および肺気量の影響を考慮した水泳中の前方投影面積の算出【研究6】

#### 3.4.1. 緒言

研究4において、肺気量の減少に伴いボディポジションは低下すること、また、研究5において、全力200mクロール泳の後半には、吸気筋の筋疲労度合いに関連してボディポジションは低下することが明らかとなった。しかし、一次元情報であるボディポジション (m) は、抵抗力を評価する簡便な指標として有用であるが、情報の次元が不足しているため、間接的にしか抵抗の大小を評価できない。一方、ボディポジションに加え、体幹の傾きなどの要素を含んだ二次元情報である前方投影面積 (m<sup>2</sup>) は、式1に示されるように抵抗力を構成する圧力抵抗 (形状抵抗) と比例関係 (Toussaint et al., 2000; Gatta et al., 2015) にあり、直接的に抵抗力を評価できる。

$$Da = \frac{1}{2} \rho C_d A v^2 \quad (\text{式1})$$

$Da$  : 抵抗力 (N),  $\rho$  : 流体の密度 (kg m<sup>-3</sup>),  $C_d$  : 抵抗係数,  $A$  : 前方投影面積 (m<sup>2</sup>),  $v$  : 移動速度 (m s<sup>-1</sup>)。それ故に、水泳中の前方投影面積のより正確な評価法を確立することは大きな意義があるといえる。

これまでの水泳中の前方投影面積の算出法には、身長・体重から推定された体表面積と体幹の傾きから算出する方法 (Zamparo et al., 2009) や水中に固定されたカメラ画像における泳者の水中に沈んだ部分をデジタイズする方法が用いられている (Gatta et al., 2015)。前者の方法には、体型の個人差が考慮されないという問題がある。アスリートは競技に特化した体型を有するため、前方投影面積を算出する際に、標準的な体型を推定するモデルの使用は、大きな誤差を生むと考えられる。また、後者の方法には、ストローク動作により発生する泡などの影響に加え、水面の規定が難しい画像の処理を手動で行うことから、解析者内・間の誤差が生じる恐れがある。さらには、膨大な算出時間を要するという問題がある。

これらの問題は、ヒトの構造や機能をコンピュータ上に表現するデジタルヒューマン技術 (Mochimaru, 2017) を応用することで解決できると考えた。具体的に説明すると、ボディラインスキャナより各個人の身体形状データを取得し、それを光学式水中モーションキャプチャシステムより取得したマーカーの時系列データと組み合わせることで、体型の個人差を考慮した前方投影面積の算出が可能となる。さらに、ここで、高いボディポジションを維持するために、大きな肺気量を保持することを考えると、肺気量の増大に伴い胸郭付近は膨張するが、その際、同じ肺気量を保持した状態の身体形状データを扱うことで、肺気量による表面形状の変形まで考慮した前方投影面積の算出が可能となる。前方投影面積を算出する際、プログラミングによる画像のしきい値処理を用いることで、解析者内・間の誤差を含まずに、かつこれまでのデジタイズ処理法よりも解析時間の大幅な短縮が見込める。そこで研究6は、体型の個

## 第3章

人差および肺気量に伴う胸郭付近の変形を考慮した上での水泳中の前方投影面積を算出することを目的とした。その目的を達成するために、息を吸い切った状態での水泳試技にて取得した水中モーションキャプチャデータに、異なる肺気量を保持した身体形状データをそれぞれ組み合わせ、身体形状データ計測時の肺気量の減少に伴い、前方投影面積は過小評価されるという仮説を検証した。

### 3.4.2. 方法

#### 3.4.2.1. 対象者

競泳の専門的なトレーニングを日常的に行っている男子選手1名（年齢：21歳，身長：1.72 m，体重：67.0 kg；平均値 ± 標準偏差）を対象とした。実験に先立ち，対象者に実験の主旨，試技内容，実験に伴う危険性について十分説明を行い，実験参加の同意を得た。また，本実験は，鹿屋体育大学の倫理審査小委員会にて承認を受けた上で行った。

#### 3.4.2.2. 試技内容

鹿屋体育大学の屋内 25 m プールにて実施した。息を吸い切った状態（吸い切り条件）にて，最大下努力度で 15 m クロール泳を 1 回実施させた。なお，本研究では，水泳中の肺気量の変化は考慮していないため，対象者には呼吸動作（吸気・呼気）を行わなわないよう指示した。本研究では，前方投影面積を算出するために，ヒトの関節の動き（前腕の回内・回外など）を復元する上で，研究4の身体重心高算出時（25点）よりも多くの身体特徴点が必要となる。そのため，身体各部に 36 点の反射マーカー（直径 19 mm）を貼付した（図 3-17）。

#### 3.4.2.3. データ取得

水中カメラ 15 台（Oqus 3+ underwater, Qualisys, Sweden）および陸上カメラ 10 台（Oqus 3+, Qualisys, Sweden）から構成された光学式水中モーションキャプチャシステム（Qualisys Track Manager, Qualisys, Sweden）をスタート位置から 5-15 m 区間をキャプチャするように配置し，反射マーカーの 3 次元位置座標の時系列データを 100 Hz のサンプリング周波数で取得した。なお，絶対座標系において，進行方向を+Y，進行方向に対して右方向を+X，プールの底から水面に向かう方向を+Z と定義した。

水中モーションキャプチャの測定と同日に，同じマーカーセットでの身体形状データを陸上に設置されたボディラインスキャナ（C9036 Body Line Scanner, 浜松ホトニクス, Japan）より取得した。測定姿勢は立位 A ポーズ（図 3-17）とし，息を吐き切った状態（吐き切り条件），息を吸い切った状態（吸い切り条件），および主観的にそれらの中間の肺気量にした状態（中間条件）の 3 条件にて取得した。計測前

## 第3章

に水泳中と同様の肺気量に調整し、計測中には呼吸動作（呼気・吸気）を行わないように指示をした。

### 3.4.2.4. データ処理

#### ✓ 下処理

マーカーの位置座標データは、時間遅れのない4次のバターワース型のローパスフィルタにて10 Hz (Winter, 2005) のカットオフ周波数で平滑化の処理を行った (Spyder Python 2.7)。身体形状データは、穴埋めおよびダウンサンプリング (簡略化) の処理 (Geomagic studio 2012, 3D Systems, USA) を施した。

#### ✓ 個人モデルの作成

はじめに、この章で用いる用語を定義する。身体形状データとは、点群データに三角メッシュを貼ったポリゴンデータを、リンクセグメントモデルとは、体節 (セグメント) を剛体とみなし、それらが関節点により連結されたモデルを指す。

個人モデルの作成過程を図 3-18 に示す。まず、下処理された各選手の身体形状データを産業技術総合研究所 (産総研) で開発されたデジタルヒューマン技術を扱うソフトウェア (DhaibaWorks, Endo et al., 2014) で読み込んだ (図 3-18A)。その後、産総研の保有する人体寸法モデル Dhaiba (Endo et al., 2014) と同じマーカーセットを再現するために、身体形状表面に 57 点の特徴点を配置した (図 3-18B)。これにより、各選手の各セグメント長に則したリンクセグメントモデルが同定される (Nohara et al., 2016)

(図 3-18C)。このリンクセグメントモデルは、Dhaiba モデル上に復元されるため、各選手の身体形状データと入れ替えた。その後、リンクセグメントモデルと身体形状データから表皮変形モデル SSD (Murai et al., 2016) を作成した (図 3-18D)。最後に、水泳中のマーカーセットを再現するために、身体形状表面に 36 点の特徴点を配置した (図 3-18E)。この一連の処理を各肺気量条件の身体形状データにて行った。作成した個人モデルおよびそれに対応する肺気量条件のモーションキャプチャデータを用い、逆運動学計算より水泳中の姿勢を復元した。

#### ✓ 前方投影面積の算出

前方投影面積の算出には、プログラミングによる画像のしきい値処理を用いた。画像処理を行う前に、以下の3つの準備を行った (図 3-19)。

1. DhaibaWorks 上にて、プールに浮かべた複数のマーカー付き浮き具より規定された水平面を静水と仮定し、水上部分を隠すように遮蔽物を配置
2. 前方投影面積を絶対値で算出するために、面積が既知のリファレンスを配置 (20 cm の正方形)

## 第3章

### 3. 泳者の身体形状データをしきい値処理のしやすい色に変更

その後、各フレームについて、泳者の進行方向から見た平行投影画像をスクリーンショットした（図 3-20 左上）。本研究で実施した画像のしきい値処理の手順を以下に示す（図 3-20）。

1. カラー画像をグレースケール化し、配置したリファレンスのピクセル数を求め、単位変換係数 ( $\text{cm}^2 \text{ pixel}^{-1}$ ) を算出
2. 遮蔽物およびリファレンスを背景色に変更することで、泳者の身体形状データの水中部分を抽出
3. モノクロ画像に変換（2 値化）した後、泳者の身体形状データの水中部分のピクセル数を求め、単位変換係数によって、前方投影面積を絶対値で評価

これを各肺気量モデルでの 1 ストロークサイクル中の各フレームの画像に対して行った。その後、1 ストロークサイクル中の平均値を各肺気量モデルにて算出した。さらに、解析対象試技と同じ肺気量条件である吸い切りモデルを用いて算出した前方投影面積を基準とした二乗平均平方根誤差（RMSE）を中間モデル、吐き切りモデルとの間でそれぞれ算出することで、使用する身体形状データの違いが前方投影面積の値に与える影響を検証した。

#### ✓ 抵抗力の算出

式 1 を用いて、各肺気量モデル時の抵抗力を算出した。使用したパラメータは、 $\rho : 997 \text{ kg m}^{-3}$ ,  $Cd : 0.3$  (Gatta et al., 2015),  $A$  : 各肺気量モデルより算出した前方投影面積 ( $\text{m}^2$ ),  $v$  : 身体重心位置の水平軸成分の一階微分値 ( $\text{m s}^{-1}$ )。前方投影面積同様、1 ストロークサイクル中の平均値を各肺気量モデルにて算出した。さらに、解析対象試技と同じ肺気量条件である吸い切りモデルを用いて算出した抵抗力を基準とした RMSE を中間モデル、吐き切りモデルとの間でそれぞれ算出した。

### 3.4.3. 結果

#### 3.4.3.1. 個人モデル

作成した各肺気量条件時の個人モデルを図 3-21 に示す。さらに、各肺気量条件時の個人モデルを用いて、泳動作を復元した例を図 3-22 に示す。

#### 3.4.3.2. 前方投影面積

各肺気量モデルで算出した 1 ストロークサイクル中の前方投影面積の時系列データを図 3-23 に示す。前方投影面積は、値の大きい順に、吸い切りモデル ( $1364.4 \text{ cm}^2$ )、中間モデル ( $1342.9 \text{ cm}^2$ )、吐き切りモデル ( $1317.0 \text{ cm}^2$ ) であった。また、吸い切りモデルの前方投影面積を基準とした RMSE は、吐き切

## 第3章

りモデル (51.6 cm<sup>2</sup>) の方が中間モデル (38.0 cm<sup>2</sup>) よりも大きかった。

### 3.4.3.3. 抵抗力

本研究で対象とした試技中の平均泳速度は、1.17 m s<sup>-1</sup>であった。式1を基に、各肺気量モデルより算出した抵抗力は、値の大きい順に、吸い切りモデル (27.6 N)、中間モデル (27.1 N)、吐き切りモデル (26.6 N) であった。吸い切りモデルの抵抗力を基準とした RMSE は、吐き切りモデル (1.03 N) の方が中間モデル (0.75 N) よりも大きかった。

### 3.4.4. 考察

研究6では、体型の個人差および肺気量に伴う胸郭付近の変形を考慮した水泳中の前方投影面積を算出することを目的とし、デジタルヒューマン技術を基に、水中モーションキャプチャデータに身体形状データを組み合わせた手法を開発した。

肺気量に伴う胸郭付近の変形が前方投影面積に及ぼす影響を検討した結果、本研究で基準とした吸い切りモデルを基に算出された前方投影面積よりも、モデル計測時の肺気量が減少するにつれて、前方投影面積は小さい値を示した。さらに、基準との RMSE は、中間モデルよりも吐き切りモデルの方が大きい値であった。これらのことは、身体形状データ計測時の肺気量が小さいほど前方投影面積を過小評価するという研究6の仮説を支持する結果であり、前方投影面積を算出する際には、肺気量に伴う胸郭付近の変形を考慮しないと誤差が生じることを意味する。

これまでの水泳中の前方投影面積の算出は、身長・体重を変数とした回帰モデルから算出された体表面積と体幹の傾きより算出する方法 (Zamparo et al., 2009) や水中に固定されたカメラ画像のデジタイズ処理より算出する方法 (Gatta et al., 2015) が用いられてきた。従来法の問題であった。前者の方法においては、体型の個人差が考慮されていないことおよび肺気量に伴う胸郭付近の変形を考慮していないことが問題である。また、後者の方法においては、解析者内・間差が生じることおよび解析に要する膨大な時間コストが問題である。一方、本手法においては、泳者の進行方向から見た平行投影画面のスクリーンショットおよび各フレーム画像のしきい値処理は、プログラム処理によって行われたことから、解析者内・間の誤差は存在しない。さらに、これらのプログラム処理は自動化されているため、従来法よりも大幅な解析時間縮小および解析者の労力削減が期待される。このように、従来法の問題を解決した上で、肺気量の影響まで考慮した前方投影面積の算出法が開発された。しかし、本手法は、新規性に富んだ手法であるが故に、将来的には、本手法と従来の水中カメラ画像のデジタイズ処理によって算出した前方投影面積を比較し、値の妥当性を担保する必要があると考えられる。

## 第3章

上記に加え、新たに開発した本手法には制限が存在する。すなわち、本研究では水泳中の肺気量変化は考慮していないため、呼吸動作に伴う肺気量変化は考慮されていない。競泳競技の中で最も短い50m種目においては、呼吸動作なく（無呼吸）泳ぎ切れる場合はあるものの、それよりも競泳距離が長い種目では無呼吸泳が不可能であり、競泳中には必ず呼吸動作を伴う。したがって、今後は胸郭に貼付したマーカーの位置関係によって胸郭付近の表面形状が変形するようなセグメントをモデル内に追加するなど、呼吸による肺気量の経時変化まで考慮した個人モデルの改良が必要であると考えられる。

### 3.4.5. 小括

個人の各肺気量条件時の身体形状データより個人モデルを作成し、水中モーションキャプチャデータと組み合わせることで泳動作を復元し、画像のしきい値処理より解析することで、体型の個人差および肺気量の影響を考慮した水泳中の前方投影面積が算出された。研究6より、博士論文全体の仮説を検証する際、方法論的限界であった「D 前方投影面積」の算出が可能となった。

前面

背面



図3-17. 研究6で使用した36点マーカセット.

A) 身体形状データ読み込み B) 特徴点の配置 [Model marker set] C) リンクセグメントモデルの作成 D) 身体形状データ入れ替え E) 特徴点の配置 [Mocap marker set]

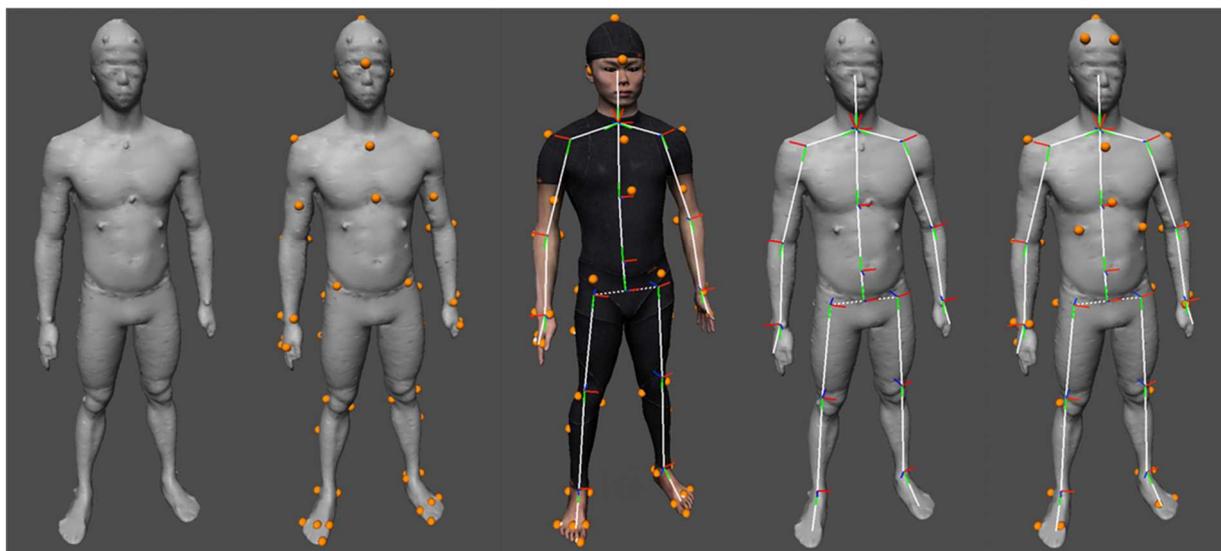


図 3-18. 個人モデルの作成過程.

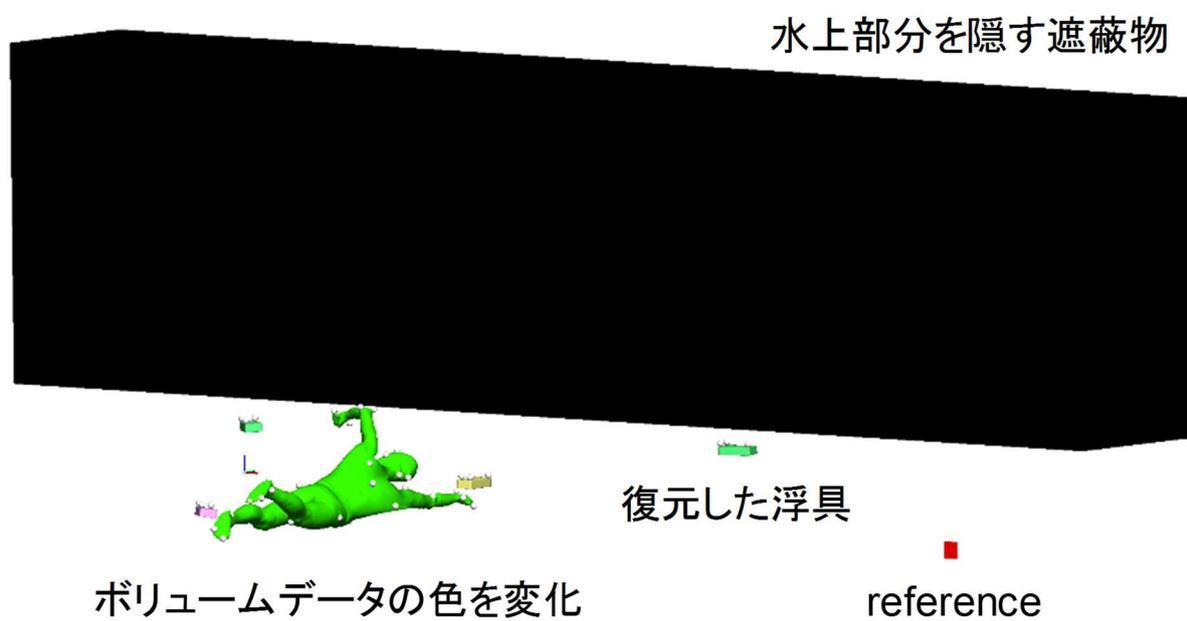


図 3-19. 前方投影面積を算出するための準備.

1. カラーイメージ



2. グレーイメージ



20cm  
20cm  
reference



3. グレーイメージ(水中部分抽出) 4. モノクロイメージ



図 3-20. 前方投影面積の算出する際の画像処理の過程.

A) 吸い切りモデル

B) 中間モデル

C) 吐き切りモデル

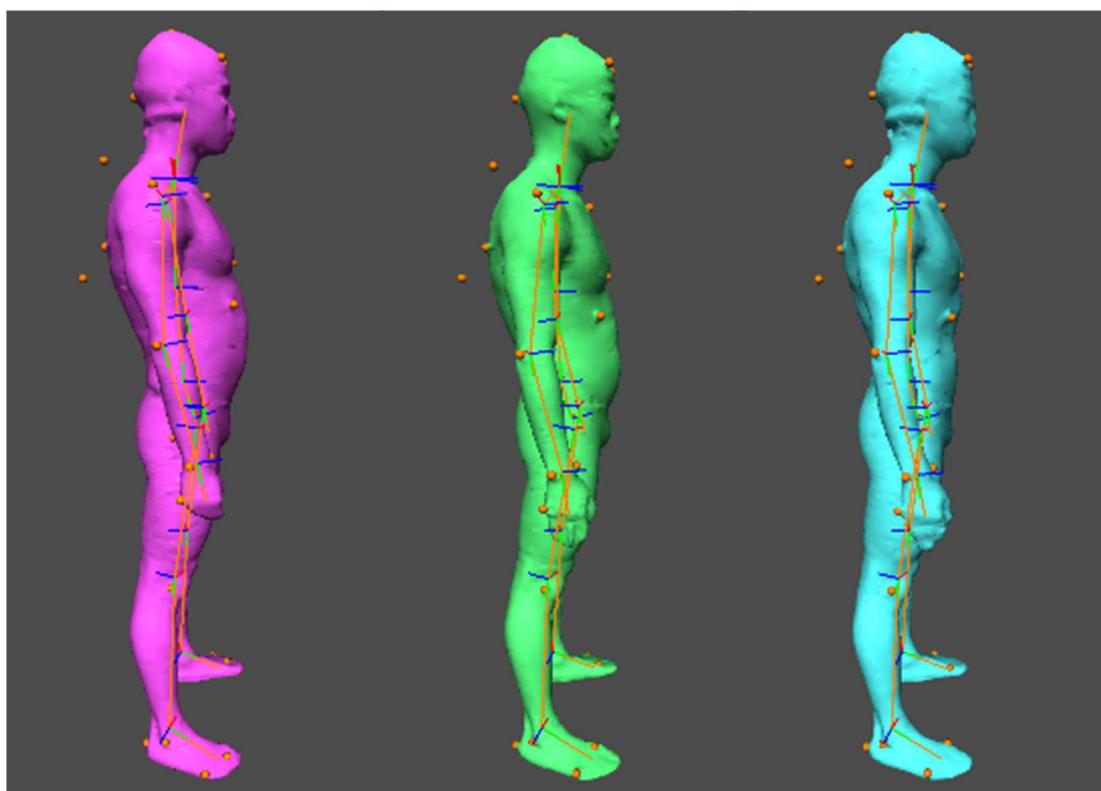


図 3-21. 各肺気量条件時の個人モデル.

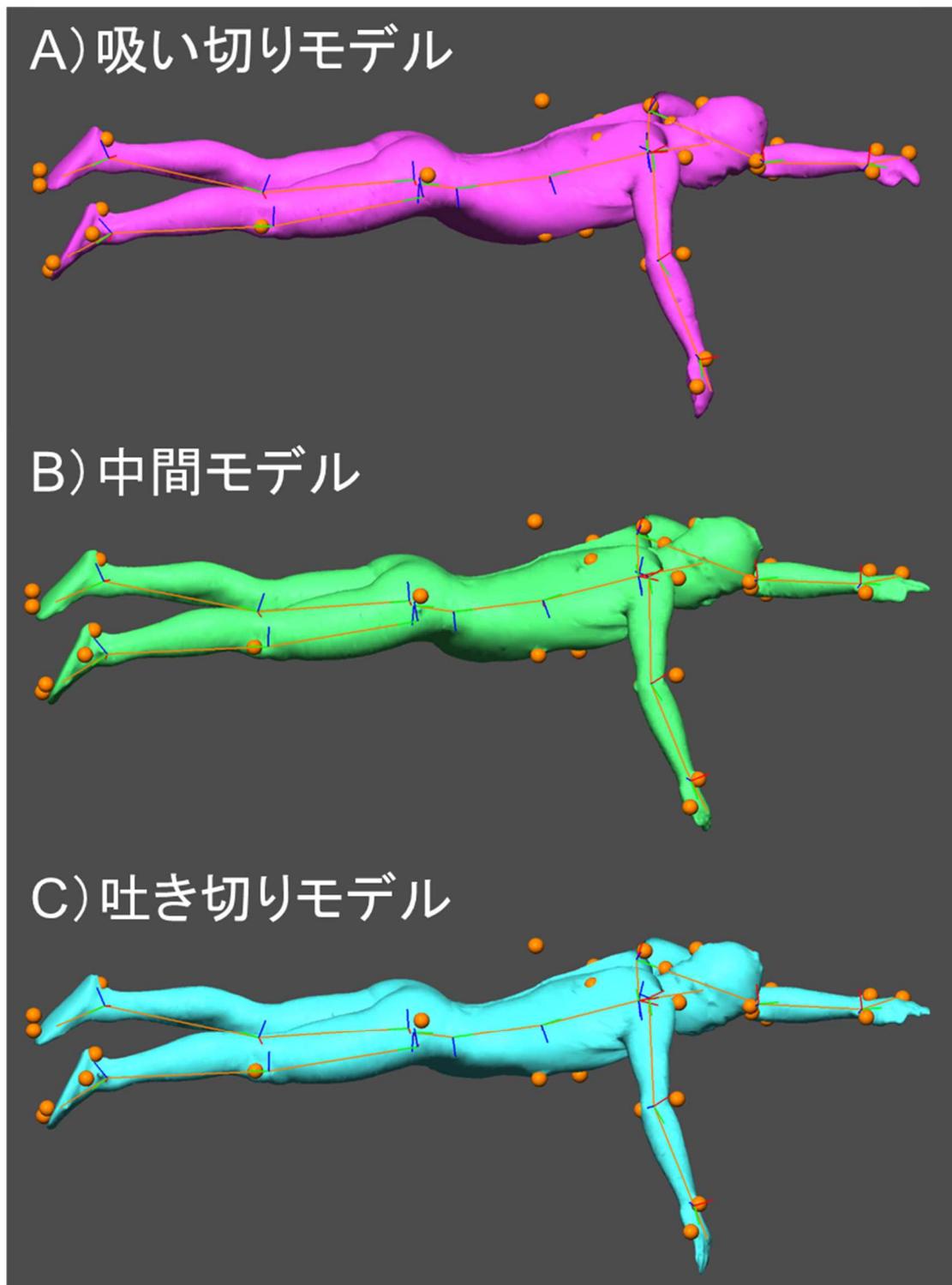


図 3-22. 各肺気量モデルを同一モーションキャプチャデータにフィッティングさせた例.

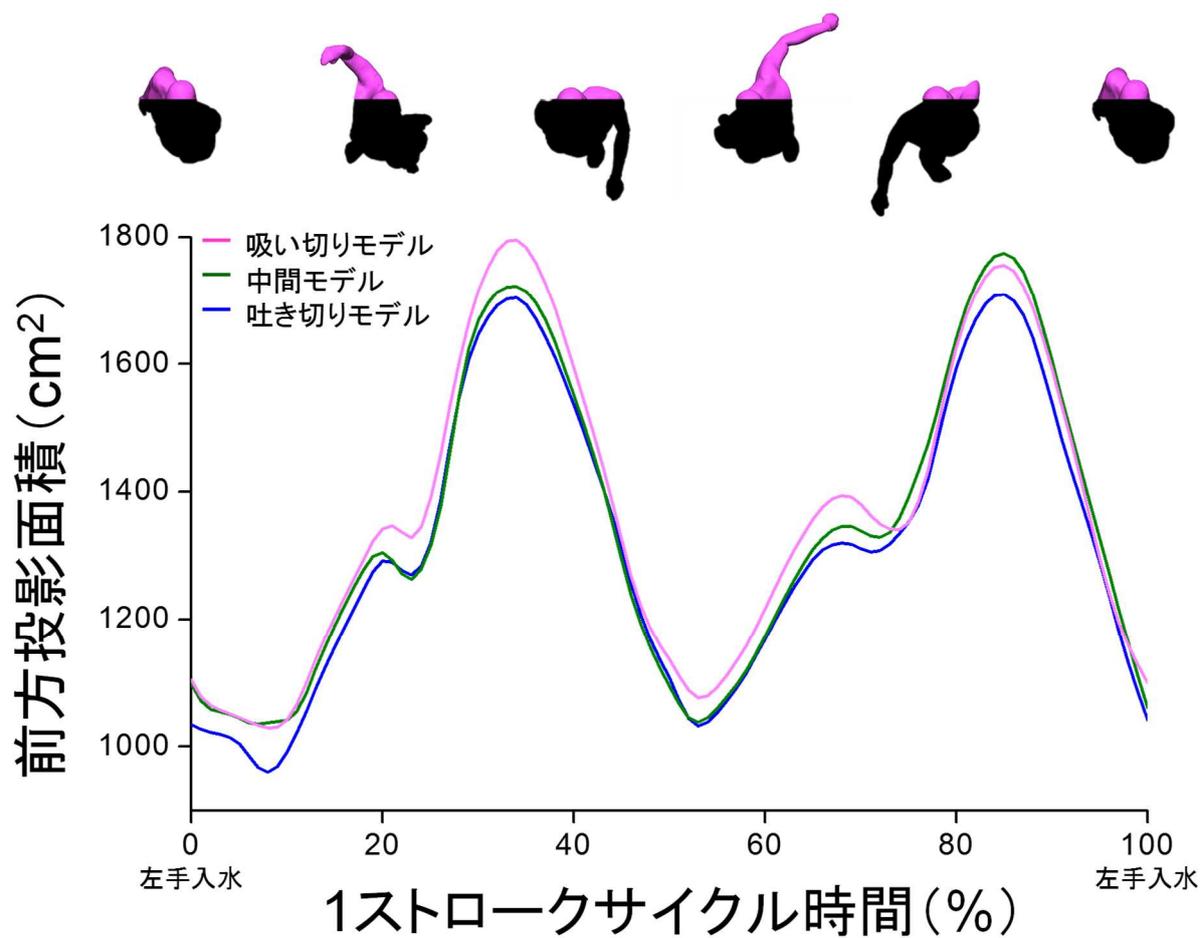


図 3-23. 各肺気量モデルの 1 ストロークサイクル中の前方投影面積の時系列データ. 身体形状データの黒く示した部分が算出した水面下の前方投影面積を示す.

## 第3章

### 第5節：肺気量の違いが水泳中のボディポジションおよび前方投影面積に及ぼす影響【研究7】

#### 3.5.1. 緒言

研究4にて、肺気量の減少がボディポジションを低下させることが明らかとなった。ボディポジションは、競泳パフォーマンスに直接影響する抵抗の大きさを評価する簡便な指標として有用である一方、点情報であるが故、ボディポジションの低下がどの程度競泳パフォーマンスに影響するかは評価できない。その問題を解決するには、水泳中の抵抗に直接関連する指標を算出する必要がある。そこで新たに、泳者に作用する全抵抗のうち、最も高い割合を占める圧力抵抗 (Toussaint et al., 2002) に直接的に関連する前方投影面積に着目し、研究6にて、新たに人間工学分野のデジタルヒューマン技術を基にした水泳中の前方投影面積の算出法を開発した。この手法であれば、肺気量による胸郭付近の変形まで考慮した水泳中の前方投影面積を算出することが可能となる。そこで研究7は、研究6にて開発した手法を用い、体型の個人差および肺気量に伴う胸郭付近の変形を考慮した上で、肺気量の違いが水泳中の前方投影面積に及ぼす影響を検証することを目的とした。

#### 3.5.2. 方法

##### 3.5.2.1. 対象者

競泳の専門的なトレーニングを日常的に行っている男子選手6名（年齢： $21.5 \pm 1.6$  歳，身長： $1.68 \pm 0.05$  m，体重： $63.9 \pm 4.8$  kg，短水路100 m クロール泳自己ベストタイム： $54.2 \pm 1.1$  秒；平均値 ± 標準偏差）を対象とした。実験に先立ち、全ての対象者に実験の主旨、試技内容、実験に伴う危険性について十分説明を行い、実験参加の同意を得た。また、本実験は、鹿屋体育大学の倫理審査小委員会にて承認を受けた上で行った。

##### 3.5.2.2. 試技内容

鹿屋体育大学の屋内25 m プールにて実施した。息を吸い切った状態（吸い切り条件）、息を吐き切った状態（吐き切り条件）、および主観的にそれらの中間の肺気量にした状態（中間条件）の3条件にて、同一最大下努力度で15 m クロール泳をランダムに3回ずつ実施させた。なお、対象者には、①水中から壁を蹴ってスタートすること、②水泳中の肺気量変化に伴うモデルの変形は考慮していないため、呼吸動作（呼気・吸気）はしないこと、③ストローク動作およびキック動作は、全試行でできる限り同じにすることの3点を指示した。前方投影面積を算出するために、ヒトの関節の動き（前腕の回内・回外など）を復元する上で、研究4の身体重心高算出時よりも多くの身体特徴点が必要となる。そのため、身体各部に36点の反射マーカー（直径19 mm）を貼付した（研究6図3-17参照）。

## 第3章

### 3.5.2.3. データ取得

水中カメラ 15 台 (Oqus 3+ underwater, Qualisys, Sweden) および陸上カメラ 10 台 (Oqus 3+, Qualisys, Sweden) から構成された光学式水中モーションキャプチャシステム (Qualisys Track Manager, Qualisys, Sweden) をスタート位置から 5-15 m 区間をキャプチャするように配置し, 反射マーカの 3 次元位置座標の時系列データを 100 Hz のサンプリング周波数で取得した. なお, 絶対座標系において, 進行方向を+Y, 進行方向に対して右方向を+X, プールの底から水面に向かう方向を+Z と定義した.

水中モーションキャプチャの測定と同日に, 同じマーカセットでの身体形状データをボディラインスキャナ (C9036 Body Line Scanner, 浜松ホトニクス, Japan) より取得した. 測定姿勢は立位 A ポーズ (研究 6 図 3-17 参照) とし, 息を吐き切った状態 (吐き切り条件), 息を吸い切った状態 (吸い切り条件), および主観的にそれらの中間の肺気量にした状態 (中間条件) の 3 条件にて取得した. 計測前に水泳中と同様の肺気量に調整し, 計測中には呼吸動作 (呼気・吸気) を行わないように指示をした.

### 3.5.2.4. データ処理

#### ✓ 下処理

マーカの位置座標データは, 時間遅れのない 4 次のバターワース型のローパスフィルタにて 10 Hz (Winter, 2005) のカットオフ周波数で平滑化の処理を行った (Spyder Python 2.7). 身体形状データは, 穴埋めおよびダウンサンプリング (簡略化) の処理 (Geomagic studio 2012, 3D Systems, USA) を施した.

#### ✓ 個人モデルの作成

個人モデルの作成法は, 研究 6 と同様であるため省略する. 研究 7 においても, 個人モデルは, 各肺気量条件の身体形状データを用いて作成した. 作成した個人モデルおよびそれに対応する肺気量条件のモーションキャプチャデータを用い, 逆運動学計算より水泳中の姿勢を復元した.

#### ✓ 泳速度

泳速度は, 身体重心位置の推進方向軸成分 (Y 軸) の一階微分値より算出した.

#### ✓ 身体重心高

個人モデル上に復元される各セグメントの質量および質量中心位置情報を保持するリンクセグメントを基に身体重心位置を算出した. 身体重心高は, 身体重心位置の鉛直方向軸成分 (Z 軸) とし, 水面

## 第3章

からの距離で評価した。

### ✓ 前方投影面積

前方投影面積は、画像のしきい値処理より算出した。詳細は、研究6「前方投影面積の算出」参照。

### ✓ 体幹の傾き

体幹の傾きは、左右肩峰中点-左右大転子中点ベクトルとYZ平面のなす角より算出した (Zamparo et al., 2009)。進行方向 (+Y) に対して、時計回りをプラスとした。

### ✓ 抵抗力

抵抗力は、上記で算出された泳速度および前方投影面積より、研究3・研究6の式1 ( $Da = 1/2 \rho C_d A v^2$ ) を基に算出した。

泳速度、体幹の傾き、身体重心高、前方投影面積、および抵抗力は、手部の反射マーカのZ軸成分より規定された1ストロークサイクル中の平均値を評価値とした。

#### 3.5.2.5. 統計処理

統計処理は、すべて統計ソフト (IBM SPSS Statistics 25.0, IBM, Japan) により行われた。Shapiro-Wilk's test により各データの正規性を確認した後、肺気量の違いが泳速度、身体重心高、体幹の傾き、前方投影面積、および抵抗力に与える影響をみるために、それぞれ対応のある一元配置分散分析 (3 肺気量) を行った。主効果が認められた場合には、さらに事後検定 (Bonferroni 法) を行った。また、効果量 (Effect size) は、一元配置分散分析の主効果については  $\text{partial } \eta^2$  より、事後検定については Cohen's  $d$  より評価した。効果量の基準値には、 $d = 0.20$  (小)、 $d = 0.50$  (中)、 $d = 0.80$  (大) を使用した (Cohen, 1988)。さらに、身体重心高と前方投影面積および体幹の傾きと前方投影面積の関係をみるために、全対象者の全試技のデータにおけるピアソンの積率相関係数を算出した。なお、有意水準は 5%未満とした。本文には平均値  $\pm$  標準偏差、また、図には平均値  $\pm$  標準誤差で結果を示した。

### 3.5.3. 結果

#### 3.5.3.1. 泳速度

一元配置分散分析の結果、肺気量の要因に主効果が認められた ( $F = 4.65$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.482$ ,  $P = 0.037$ )。事後検定の結果、どの条件間にも差はなかった (吐き切り条件:  $1.21 \pm 0.08 \text{ m s}^{-1}$ , 中間条件:  $1.24 \pm 0.10$ )。

## 第3章

$\text{m s}^{-1}$ , 吸い切り条件:  $1.25 \pm 0.08 \text{ m s}^{-1}$ ,  $d = 0.30\text{--}1.19$ ,  $P = 0.087\text{--}1.000$ ).

### 3.5.3.2. 身体重心高

1 ストロークサイクル中の身体重心高の時系列データ例を図 3-24A に示す. 一元配置分散分析の結果, 肺気量の要因に主効果が認められた ( $F = 103.95$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.954$ ,  $P < 0.001$ ). 事後検定の結果, 吐き切り条件 ( $-18.5 \pm 0.5 \text{ cm}$ ) が, 吸い切り条件 ( $-13.9 \pm 0.7 \text{ cm}$ ,  $d = 7.57$ ,  $P < 0.001$ ) および中間条件 ( $-14.8 \pm 0.5 \text{ cm}$ ,  $d = 7.30$ ,  $P < 0.001$ ) よりも低値であった (図 3-25A). 吸い切り条件と中間条件との間に有意な差はなかった ( $d = 1.64$ ,  $P = 0.20$ , 図 3-25A).

### 3.5.3.3. 体幹の傾き

1 ストロークサイクル中の体幹の傾きの時系列データ例を図 3-24B に示す. 一元配置分散分析の結果, 肺気量の要因に主効果が認められた ( $F = 64.59$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.928$ ,  $P < 0.01$ ). 事後検定の結果, 吐き切り条件 ( $15.7 \pm 2.8 \text{ deg}$ ) が, 吸い切り条件 ( $12.7 \pm 2.9 \text{ deg}$ ,  $d = 1.08$ ,  $P = 0.001$ ) および中間条件 ( $12.6 \pm 2.8 \text{ deg}$ ,  $d = 1.13$ ,  $P = 0.001$ ) よりも高値であった (図 3-25B). 一方, 吸い切り条件と中間条件との間に有意な差はなかった ( $d = 0.03$ ,  $P = 1.000$ , 図 3-25B).

### 3.5.3.4. 前方投影面積

1 ストロークサイクル中の前方投影面積の時系列データ例を図 3-24C に示す. 一元配置分散分析の結果, 肺気量の要因に主効果が認められた ( $F = 102.25$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.953$ ,  $P < 0.001$ ). 事後検定の結果, 吐き切り条件 ( $1493.3 \pm 64.8 \text{ cm}^2$ ) が, 吸い切り条件 ( $1297.3 \pm 43.1 \text{ cm}^2$ ,  $d = 3.56$ ,  $P < 0.001$ ) および中間条件 ( $1330.4 \pm 53.8 \text{ cm}^2$ ,  $d = 2.73$ ,  $P = 0.001$ ) よりも高値であり, また, 中間条件では吸い切り条件よりも高値であった ( $d = 0.68$ ,  $P = 0.014$ , 図 3-25C).

### 3.5.3.5. 抵抗力

式 1 より算出した抵抗力は, 吐き切り条件で  $32.8 \pm 3.6 \text{ N}$ , 中間条件で  $30.6 \pm 4.5 \text{ N}$ , 吸い切り条件で  $30.2 \pm 3.4 \text{ N}$  であった. 一元配置分散分析の結果, 肺気量の要因に主効果が認められた ( $F = 6.734$ ,  $\text{partial } \eta^2 = 0.574$ ,  $P = 0.014$ ). しかし, 事後検定の結果, どの条件間にも有意な差はなかった (図 3-26). 抵抗力は, 吐き切り条件において, 吸い切り条件 ( $d = 0.73$ ,  $P = 0.094$ ) および中間条件 ( $d = 0.54$ ,  $P = 0.067$ ) よりも高値の傾向を示し, その効果量はそれぞれ中であった.

### 第3章

#### 3.5.3.6. 身体重心高と前方投影面積、体幹の傾きと前方投影面積の関係

全対象者の全試技において得られた身体重心高と前方投影面積との間には、強い負の相関関係が認められた ( $r = -0.821$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-27). また、体幹の傾きと前方投影面積との間には、正の相関関係が認められた ( $r = 0.548$ ,  $P < 0.001$ , 図 3-28).

#### 3.5.4. 考察

研究7では、体型の個人差および肺気量に伴う胸郭付近の変形を考慮した上で、肺気量の違いが前方投影面積に与える影響を検証した。その結果、肺気量の減少に伴い、前方投影面積は増大することが明らかとなった。

研究7は、対象者数が少ない ( $n=6$ ) ことが問題として挙げられる。たとえば、身体重心高において、11名を対象とした研究4では、吸い切り条件と中間条件の間に有意な差が認められたものの、6名を対象とした研究7では、有意差はなかった。一方、サンプルサイズに左右されない効果量については、吸い切り条件と吐き切り条件間で「大」であったことより、水泳中の肺気量の違いは大きく影響したといえるものの、統計処理上、十分な意味をもたせるためには、今後サンプルサイズを増やす必要がある。研究4にて、肺気量の減少に伴いボディポジションは低下することが明らかとなったが、ボディポジションから競泳パフォーマンスに直接影響する抵抗力を算出することができなかった。この問題を解決するためには、抵抗力に直接関連する指標を算出する必要があったが、方法論的限界により実現できなかった。しかし、研究6にて、新たに抵抗力の直接的指標である水泳中の前方投影面積の算出法が開発されたことで、肺気量の違いが前方投影面積に及ぼす影響の検証が可能となった。その結果、研究4で明らかにした肺気量の減少に伴うボディポジションの低下に加えて、新たに肺気量の減少に伴い、前方投影面積は増大することが明らかとなった。特に、息吐き切り条件においては、研究4と同様、肺気量の減少に伴いボディポジションは低下し、さらに、体幹の傾きが大きかった（後傾）ことより、相互作用によってさらに前方投影面積が増大することが示された。

一方、抵抗力は、肺気量の要因に主効果は認められたものの、条件間での差は認められなかった（図 3-26）。抵抗力は、前方投影面積のみならず泳速度が影響する（研究4・研究6式1参照）。そこで、前方投影面積単体の要因が抵抗力に及ぼす影響を検証するために、前方投影面積は各肺気量条件で得られた値を、泳速度は吸い切り条件時の値を、それぞれ用いて算出した抵抗力を比較した。一元配置分散分析および事後検定（Bonferroni法）の結果、肺気量の減少に伴い、抵抗力は増大することが認められた（吸い切り条件： $30.4 \pm 3.3$  N, 中間条件： $31.1 \pm 3.7$  N, 吐き切り条件： $34.9 \pm 3.6$  N,  $P = 0.010-0.020$ ,  $d = 0.23-1.31$ ）。このことは、肺気量が減少することでボディポジションは低下ならびに前方投影面積は増

## 第3章

大し、それが抵抗力の増大を引き起こすことを意味する。

今回算出した前方投影面積 ( $m^2$ ) は二次元情報であり、ボディポジションや体幹の傾きなどの要素が含まれている。実際に、身体重心高と前方投影面積との間には、強い負の相関関係 ( $r = -0.821$ ; 図 3-27) が、体幹の傾きと前方投影面積との間には、中程度の正の相関関係がそれぞれ認められた ( $r = 0.548$ ; 図 3-28)。このことは、ボディポジションと前方投影面積の関連性を意味すると同時に、抵抗力の直接的な指標である前方投影面積は、ボディポジションだけでは説明できないことを意味する。すなわち、ボディポジションは一次元情報であり、抵抗力の評価には情報の次元が不足していることを示唆する。

### 3.5.5. 小括

研究4で明らかにされた肺気量の減少に伴うボディポジションの低下に加えて、新たに前方投影面積は増大することが明らかとなった。これにより、博士論文全体の仮説のうち「B 肺気量減少→C ボディポジション低下→D 前方投影面積増大→E 抵抗力増大」を明らかにすることができた。

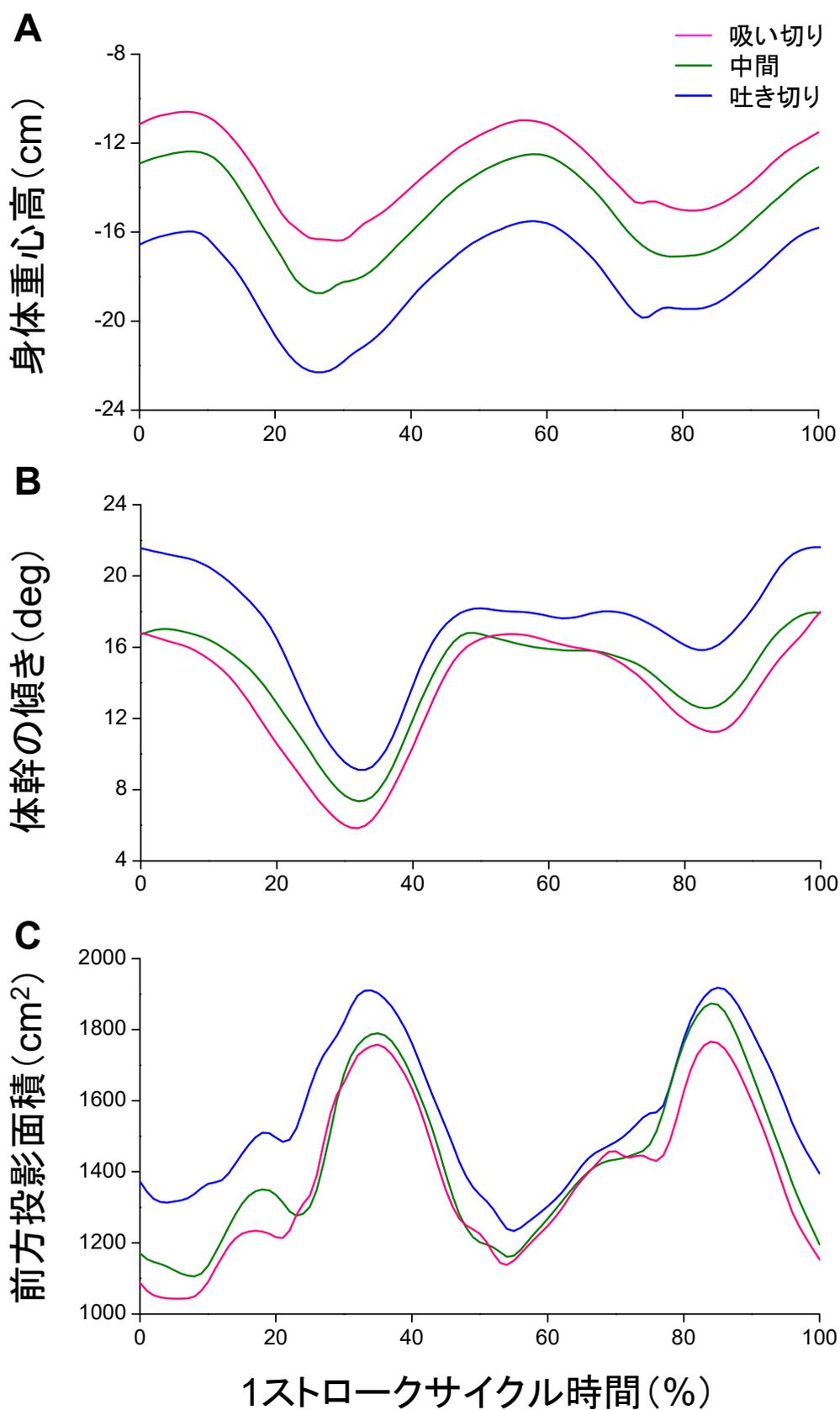


図 3-24. 異なる肺気量時の 1 ストロークサイクル中における身体重心高 (A), 体幹の傾き (B), 前方投影面積 (C) の時系列データの例. 左手の入水時を 0% と定義.

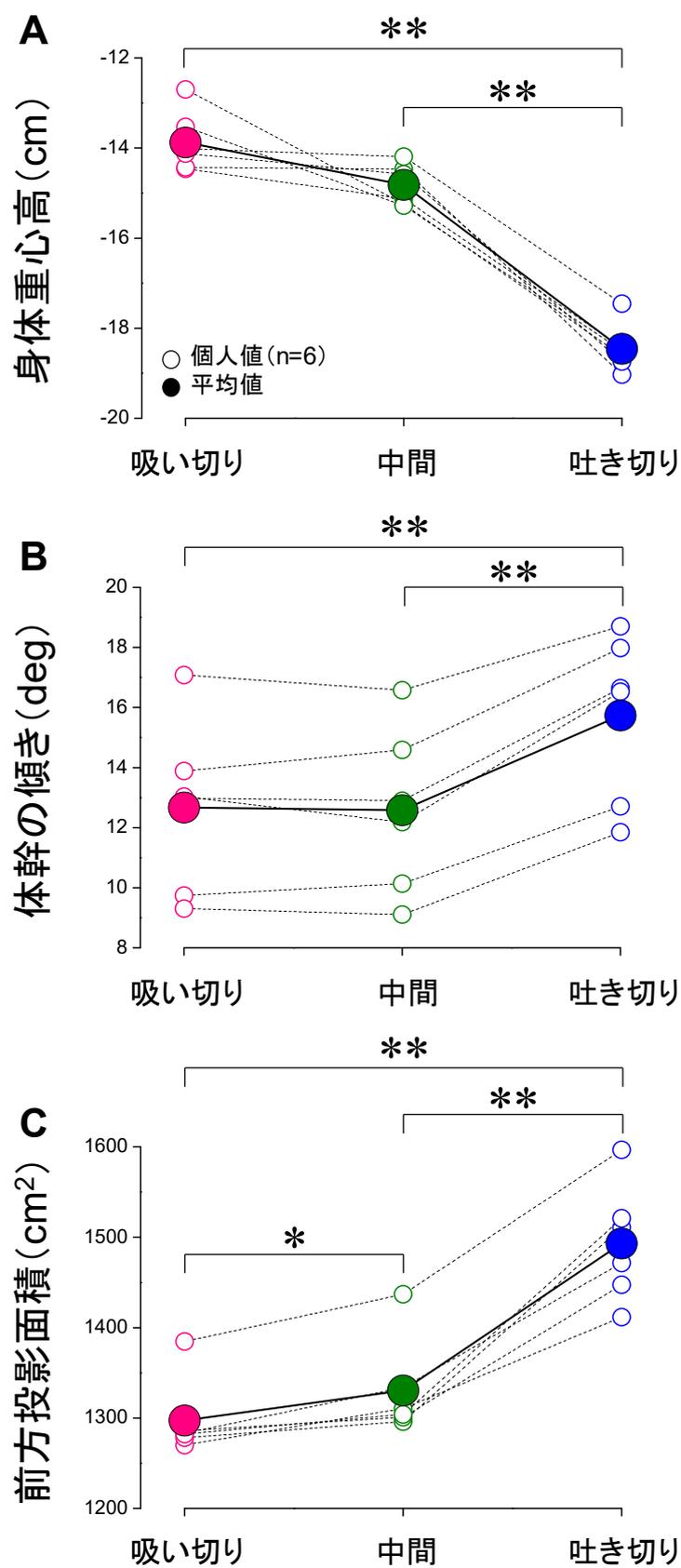


図 3-25. 異なる肺気量時の 1 ストロークサイクル中における身体重心高 (A), 体幹の傾き (B), 前方投影面積 (C) のグループデータ. \*:  $P < 0.05$ , \*\*:  $P < 0.01$ .

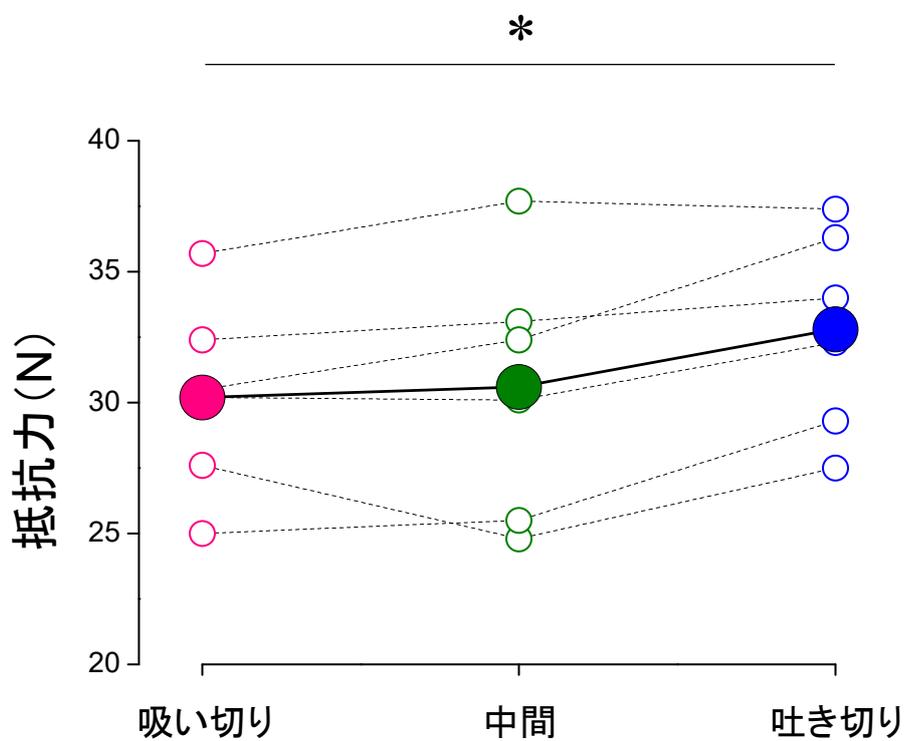


図 3-26. 異なる肺気量時の抵抗力のグループデータ. \*:  $P < 0.05$ . 肺気量の主効果のみ認められた.

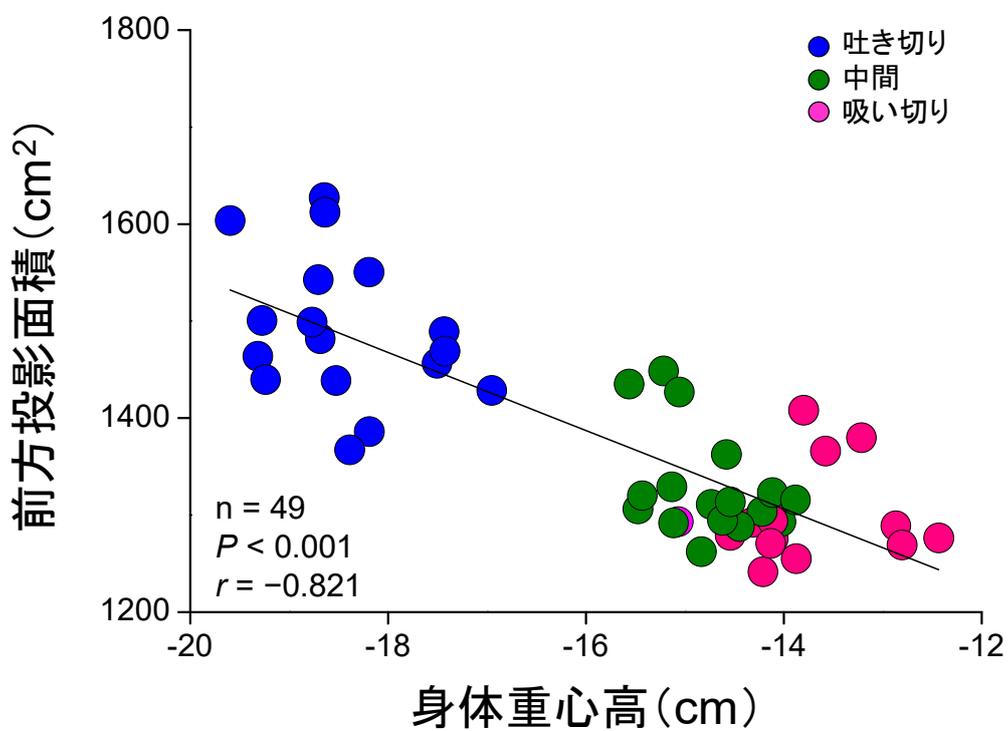


図 3-27. 全対象者の全試技を通じた身体重心高と前方投影面積の関係.

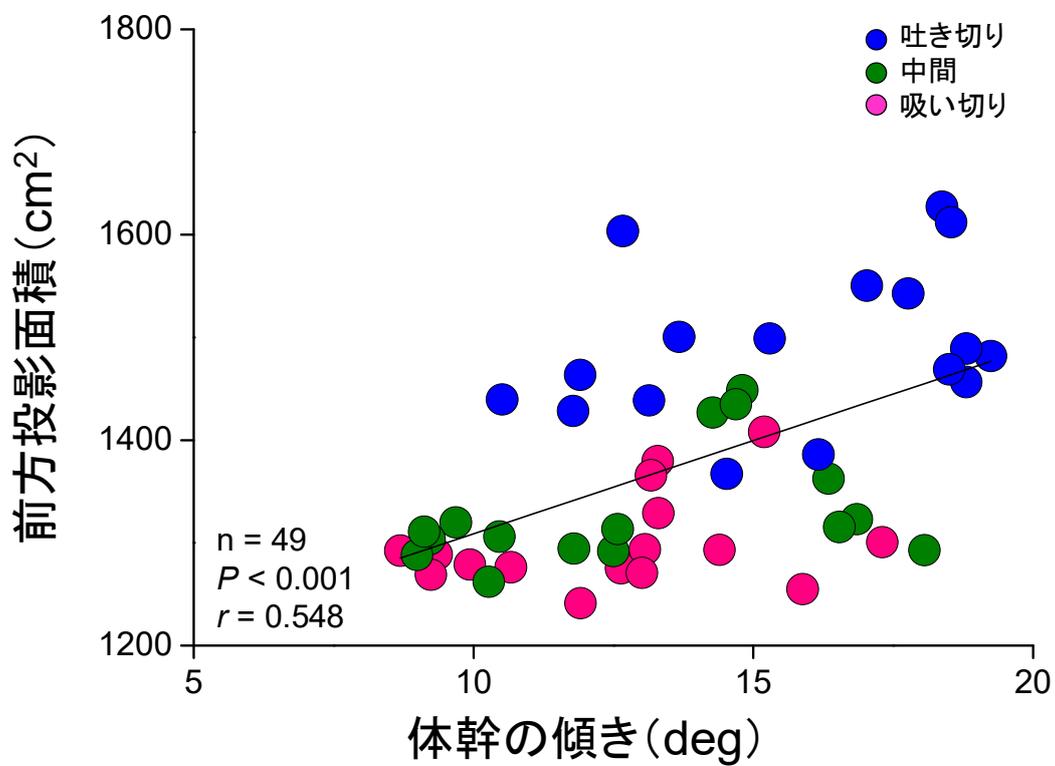


図 3-28. 全対象者の全試技を通じた体幹の傾きと前方投影面積の関係.

# 第4章

## 総括

## 第4章

### 4.1. 本研究の主知見

本博士論文の目的は、「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少→C ボディポジション低下→D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」という一連の関連性を証明することであった。その目的を達成するために実施した7つの研究より得られた主な結果を図4-1 および以下にまとめる。

- 吸気補助筋の筋活動量は、Flow rate の増加に伴い指数関数的に増加する【研究1】。
- 同一 Flow rate 時の筋活動量は、肺気量の増加および吸気抵抗の追加によって増加する【研究1・2】。
- 貼付したマーカの受ける抵抗によって、競泳パフォーマンスは低下する【研究3】。
- 肺気量の減少に伴い、水泳中のボディポジションは低下する【研究4】。
- 全力200 m 泳中のボディポジションの低下には吸気筋の筋疲労度が関連する【研究5】。
- 光学式水中モーションキャプチャシステムとデジタルヒューマン技術を活用することで体型の個人差および肺気量の影響を考慮した水泳中の前方投影面積を算出できる【研究6】。
- 肺気量の減少に伴い、水泳中の前方投影面積は増大し、また、ボディポジションの低下と前方投影面積の増大には関連性がある【研究7】。

以上の結果より、本博士論文の一連の仮説のうち、随意的に肺気量を調整させた研究4, 6, 7より「B 肺気量の減少→C ボディポジション低下→D 前方投影面積増大」の部分は、明確に立証することができた。一方で、実際の競泳パフォーマンスに応用するには、本博士論文の一連の仮説のうち、「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少」および「D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」の矢印の部分に仮定を置いており、「A 吸気筋疲労」が「E 抵抗増大」を惹起させる可能性を示すまでに留まる。そのため、今回の研究結果を実際の競泳パフォーマンスに応用するには、いくつか限界が残る。以上を踏まえ、本博士論文の限界点および今後の展望について、次に述べる。

### 4.2. 本研究の限界および今後の展望

研究1・2より、競泳中に類似した素早い吸気、大きな肺気量、外因的な吸気抵抗といった呼吸条件下は、吸気筋の筋疲労を誘発しやすい筋活動特性であることを明らかにし、その上で研究5において検証した「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少→C ボディポジション低下」の「B 肺気量減少」の部分は、吸気筋の筋疲労に伴う吸気 Flow rate の低下および1回吸気量の低下によって肺気量の減少が生じたと考察したが、研究5では、実際の水泳中に呼吸データを測定しているわけではなく、吸気筋の筋疲労度とボディポジション低下の関連性より、吸気筋の筋疲労がボディポジションの低下に関与した可能性を示したに過ぎない。また、研究4, 6, 7では、肺気量を随意的に調整させた。ボディポジションは、肺気量条件に応じて変化したことから、試技中に異なる肺気量を保持させていたことは明白であるが、具体的な

## 第4章

水泳中の肺気量 (L) は不明である。この問題を解決する方策として、胸郭セグメントのマーカ位置から肺気量 (L) を推定する肺モデルの作成が挙げられる。これを水泳条件下に実現できれば、今回と同じ測定条件下にて、マーカ位置より肺気量を推定できるようになり、水泳中の肺気量の経時変化を明らかにすることができる。

次に、「D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」の部分について述べる。同一速度での競泳中に、前方投影面積が増大することにより圧力抵抗が増加することは自明であるが、泳者にかかる全抵抗を測定したわけではない。泳者に作用する抵抗には、前方投影面積が関与する圧力抵抗の他に、摩擦抵抗と造波抵抗がある (Toussaint and Beek, 1992)。摩擦抵抗は、前方投影面積の増加に伴い、水流と泳者の接触領域が増加するため、前方投影面積の増大によって摩擦抵抗も大きくなるはずである。一方、造波抵抗は、前方投影面積が増加することで水から受ける浮力の増大に伴い、身体全体の上下動が小さくなるため、造波抵抗は逆に小さくなる可能性が考えられる。そこで、高いボディポジションを実現するウェットスーツ着用時に自己推進抵抗 (全抵抗) が小さくなる (Toussaint et al., 1989) ことも踏まえ、上記を言い換えると、たとえ、ボディポジションが低くなることによって、造波抵抗が小さくなったとしても、それよりも圧力抵抗が大きくなる分、全抵抗は大きくなることが示唆される。つまり、本研究では泳動作中の全抵抗を測定していないものの、ボディポジション低下に伴う前方投影面積の増大が泳動作中の各抵抗の和 (全抵抗値) を増大させると結論つけることができる。以上より、「D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」の関連性は証明できたと考えられる。

本博士論文で実現した水泳中の前方投影面積の時系列データの算出は、水泳の運動解析において大きな進歩だと考える。一方、研究6および研究7で算出した前方投影面積は、異なる肺気量を保持させた状態で泳がせた際の結果であるが、実際の水泳中には、呼吸動作に伴う胸郭付近の表面形状の変形が生じる。今後は、より水泳中の実環境に即した条件下で前方投影面積を算出するために、胸郭セグメントに貼付したマーカから胸郭付近の表面形状の変形まで復元するように個人モデルの拡張が必要である。これを実現できれば、レース環境と同様に、呼吸動作に伴う肺気量変化を考慮した前方投影面積が算出可能となる。加えて、光学式水中モーションキャプチャシステムより算出可能なキネマティクスデータと合わせて包括的に考察することで、抵抗の少ない動きの解明など、さらなる水泳の運動解析分野の発展が期待される。

近年、光学式水中モーションキャプチャシステムが開発されたことより、陸上での競技と同様、様々なキネマティクスデータを算出できるようになり、水泳の運動解析分野に光明が差し込んだ。さらに、人間工学分野で用いられるデジタルヒューマン技術は、選手・コーチへのビジュアルフィードバックにうまく活用できると考えられる。図4-2に示したのは、研究7にて行った異なる肺気量時の同一泳者を

## 第4章

鉛直方向軸成分 (Z 軸) のみ保持し、骨盤セグメントにおける相対座標系の前後軸成分 (Y 軸)・左右軸成分 (X 軸) を同じ位置にセットしたものである。これにより、肺気量条件間の動きの違いを視覚的に理解しやすくなる。または、他者の動きと比較することも可能であり、デジタルヒューマン技術を活用することで、自身の泳ぎを効果的に理解しやすくなると考えられる。

水中モーションキャプチャシステムは、水中と陸上でそれぞれカメラセッティングを行わなければならない。陸上環境では、常設されたモーションキャプチャシステムが使用されることが多い。一方、水中モーションキャプチャシステムは、開発されたばかりであることはもちろん、プールには維持費の問題があることから、実験専用のプールはない。今回実験を行った鹿屋体育大学のプールも同様、日頃から水泳部がトレーニングでプールを使用するため、測定の都度、非常に労力を要する大掛かりな準備を行う必要があった。将来、水中モーションキャプチャシステムが常設されたプールが建設されたならば、よりスムーズにデータを取得でき、水泳の運動解析分野の発展がさらに加速することが期待される。

### 4.3. 結論

本博士論文の目的は、競泳の競技特性を基に考えられた「A 吸気筋疲労→B 肺気量減少→C ボディポジション低下→D 前方投影面積増大→E 抵抗増大」という一連の仮説を検証することであった。その目的を達成するために、7つの研究を行った。まず、第2章にて、吸気筋の筋疲労に影響する吸気補助筋の筋活動特性について検証した。その結果、研究1) Flow rate の増加に伴い吸気補助筋の筋活動量は指数関数的に増加すること、また、同一 Flow rate 時の筋活動量は肺気量の増加に伴い増加すること、研究2) 吸気抵抗を外因的に追加することで同一 Flow rate・肺気量時の筋活動量は増加することが明らかとなった。これらのことから、水泳中の呼吸条件(素早い吸気、大きな肺気量、外因的な吸気抵抗)では、吸気筋の高い筋活動レベルを伴うことが明らかとなった。その上で、第3章にて、呼吸と競泳パフォーマンスの関連性について検証した。具体的な仮説の検証の前に、光学式水中モーションキャプチャシステムを用いる際の方法論的限界を確認するために、研究3) 貼付したマーカーの受ける抵抗によって、競泳パフォーマンスは低下することを確認した。その後、研究4) 肺気量の減少に伴いボディポジションは低下すること、研究5) 全力200m泳中のボディポジションの低下には吸気筋の筋疲労が関連すること、さらには、研究6) 人間工学分野のデジタルヒューマン技術を用いることで、泳者に作用する全抵抗のうち、最も大きな割合を占める圧力抵抗と比例関係にある前方投影面積の算出が可能となり、研究7) 肺気量の減少に伴い前方投影面積は増大することが明らかとなり、肺気量の減少は同一泳速時の抵抗力を増大させることが示された。以上より、本博士論文の一連の仮説は証明され、吸気筋の筋疲労が競泳パフォーマンスの新たな制限因子となる可能性が示唆された。

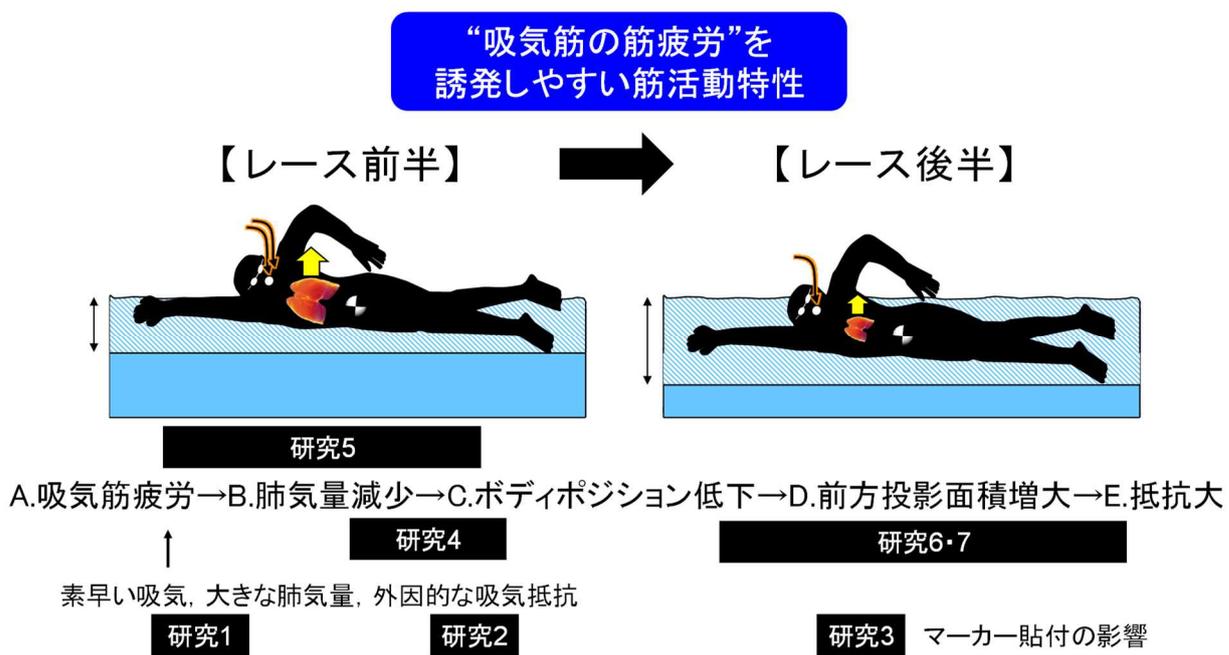


図 4-1. 本研究の主知見.

## 第4章

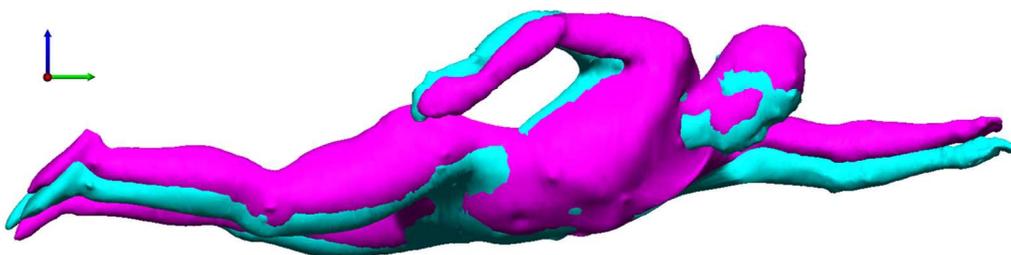


図 4-2. デジタルヒューマン技術の応用例. 研究 7 の息吸い切り条件と吐き切り条件の鉛直方向軸成分を比較するために, 骨盤セグメントの相対座標系の前後・左右軸成分を同じ位置にセットした (YouTube にて公開, [https://youtu.be/zjNboLAl\\_WA](https://youtu.be/zjNboLAl_WA)).

文献

文献

## 文献

- Aaron EA, Seow KC, Johnson BD, and Dempsey JA (1992) Oxygen cost of exercise hyperpnea: implications for performance. *J Appl Physiol* 72:1818–1825.
- 阿江通良・湯海鵬・横井孝志 (1992) 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム* 11:23–33.
- Akaike H (1974) A new look at the statistical model identification. *IEEE Trans Automat Contr* 19:716–723.
- Aubier M, Farkas G, De Troyer A, Mozes R, and Roussos C (1981) Detection of diaphragmatic fatigue in man by phrenic stimulation. *J Appl Physiol* 50:538–544.
- Babcock MA, Johnson BD, Pegelow DF, Suman OE, Griffin D, and Dempsey JA (1995) Hypoxic effects on exercise-induced diaphragmatic fatigue in normal healthy humans. *J Appl Physiol* 78:82–92.
- Bai TR, Cooper J, Koelmeyer T, Pare PD, and Weir TD (2000) The effect of age and duration of disease on airway structure in fatal asthma. *Am J Respir Crit Care Med* 162:663–669.
- Bailey SJ, Romer LM, Kelly J, Wilkerson DP, Dimenna FJ, and Jones AM (2010) Inspiratory muscle training enhances pulmonary O<sub>2</sub> uptake kinetics and high-intensity exercise tolerance in humans. *J Appl Physiol* 109:457–468.
- Bellemare F and Bigland-Ritchie B (1987) Central components of diaphragmatic fatigue assessed by phrenic nerve stimulation. *J Appl Physiol* 62:1307–1316.
- Bolink SAAN, Naisas H, Senden R, Essers H, Heyligers IC, Meijer K, and Grimm B (2016) Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system. *Med Eng Phys* 38:225–231.
- Bonacci J, Saunders PU, Hicks A, Rantalainen T, Vicenzino BT, and Spratford W (2013) Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: A biomechanical study. *Br J Sports Med* 47:387–392.
- Brown PI, Sharpe GR, and Johnson MA (2008) Inspiratory muscle training reduces blood lactate concentration during volitional hyperpnoea. *Eur J Appl Physiol* 104:111–117.
- Brown S and Kilding AE (2011) Exercise-induced inspiratory muscle fatigue during swimming: the effects of race distance. *J Strength Cond Res* 25:1204–1209.
- Butler JE, McKenzie DK, and Gandevia SC (1999) Discharge properties and recruitment of human diaphragmatic motor units during voluntary inspiratory tasks. *J Physiol* 518:907–920.
- Campbell EJM (1955) The role of the scalene and sternomastoid muscles in breathing in normal subjects; an electromyographic study. *J Anat* 89:378–386.
- Cao Z, Simon T, Wei SE, and Sheikh Y (2016) Realtime multi-person 2D pose estimation using part affinity fields. In: *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Caesars Palace, Las Vegas.

## 文献

- Chatham K, Baldwin J, Griffiths H, Summers L, and Enright S (1999) Inspiratory Muscle Training Improves Shuttle Run Performance in Healthy Subjects. *Physiotherapy* 85:676–683.
- Chino K, Ohya T, Katayama K, and Suzuki Y (2018) Diaphragmatic shear modulus at various submaximal inspiratory mouth pressure levels. *Respir Physiol Neurobiol* 252–253:52–57.
- Chollet D, Delaplace C, Pelayo P, Tourny C, and Sidney M (1997) Stroking characteristic variations in the 100-M freestyle for male swimmers of differing skill. *Percept Mot Skills* 85:167–177.
- Cohen J (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd ed. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Cortesi M, Fantozzi S, Dimichele R, Zamparo P, and Gatta G (2014) Passive drag reduction using full-body swimsuits: the role of body position. *J Strength Cond Res* 28:3164–3171.
- De Andrade DA, Silva TNS, Vasconcelos H, Marcelino M, Rodrigues-Machado MG, Galindo Filho VC, Moraes NH, Marinho PEM, and Amorim CF (2005) Inspiratory muscular activation during threshold® therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J Electromyogr Kinesiol* 15:631–639.
- De Bruin PF, Ueki J, Bush A, Khan Y, Watson A, and Pride NB (1997) Diaphragm thickness and inspiratory strength in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Thorax* 52:472–475.
- De Troyer A and Estenne M (1984) Coordination between rib cage muscles and diaphragm during quiet breathing in humans. *J Appl Physiol* 57:899–906.
- De Troyer A, Estenne M, Ninane V, Van Gansbeke D, and Gorini M (1990) Transversus abdominis muscle function in humans. *J Appl Physiol* 68:1010–1016.
- De Troyer A, Peche R, Yernault JC, and Estenne M (1994) Neck muscle activity in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 150:41–47.
- Decorte N, Lafaix PA, Millet GY, Wuyam B, and Verges S (2012) Central and peripheral fatigue kinetics during exhaustive constant-load cycling. *Scand J Med Sci Sport* 22:381–391.
- Del Balso C and Cafarelli E (2007) Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. *J Appl Physiol* 103:402–411.
- Dempsey JA, Amann M, Harms CA, and Wetter TJ (2012) Respiratory system limitations to performance in the healthy athlete: some answers , more questions ! *Dtsch Z Sportmed* 63:157–162.
- Dempsey JA, Amann M, Romer LM, and Miller JD (2008) Respiratory system determinants of peripheral fatigue and endurance performance. *Med Sci Sports Exerc* 40:457–461.
- Dempsey JA, Romer L, Rodman J, Miller J, and Smith C (2006) Consequences of exercise-induced respiratory muscle work. *Respir Physiol Neurobiol* 151:242–250.

## 文献

- Dempsey JA, Sheel AW, St Croix CM, and Morgan BJ (2002) Respiratory influences on sympathetic vasomotor outflow in humans. *Respir Physiol Neurobiol* 130:3–20.
- Dimitriadis Z, Kapreli E, Konstantinidou I, Oldham J, and Strimpakos N (2011) Test/retest reliability of maximum mouth pressure measurements with the MicroRPM in healthy volunteers. *Respir Care* 56:776–782.
- Dominelli PB, Archiza B, Ramsook AH, Mitchell RA, Peters CM, Molgat-Seon Y, Henderson WR, Koehle MS, Boushel R, and Sheel AW (2017) Effects of respiratory muscle work on respiratory and locomotor blood flow during exercise. *Exp Physiol* 11:1535–1547.
- Dominelli PB, Render JN, Molgat-Seon Y, Foster GE, Romer LM, and Sheel AW (2015) Oxygen cost of exercise hyperpnoea is greater in women compared with men. *J Physiol* 593:1965–1979.
- Duiverman ML, van Eykern LA, Vennik PW, Koëter GH, Maarsingh EJW, and Wijkstra PJ (2004) Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. *J Appl Physiol* 96:1723–1729.
- Edwards AM and Walker RE (2009) Inspiratory muscle training and endurance: a central metabolic control perspective. *Int J Sports Physiol Perform* 4:122–128.
- Endo Y, Tada M, and Mochimaru M (2014) Dhaiba: development of virtual ergonomic assessment system with human models. *Digit Hum Model*:1–8.
- Enoka RM and Duchateau J (2008) Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol* 586:11–23.
- Enright SJ, Unnithan VB, Heward C, Withnall L, and Davies DH (2006) Effect of high-intensity inspiratory muscle training on lung volumes, diaphragm thickness, and exercise capacity in subjects who are healthy. *Phys Ther* 86:345–354.
- Falla D, Dall’Alba P, Rainoldi A, Merletti R, and Jull G (2002) Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. *Eur J Appl Physiol* 87:542–549.
- Farina D, Merletti R, and Enoka RM (2004) The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 96:1486–1495.
- Farina D, Merletti R, and Enoka RM (2014) The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol* 117:1215–1230.
- Farina D, Merletti R, Indino B, Nazzaro M, and Pozzo M (2002) Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles: experimental and model results. *Muscle Nerve* 26:681–695.
- Fernandes RJ, Sousa M, MacHado L, and Vilas-Boas JP (2011) Step length and individual anaerobic threshold

## 文献

- assessment in swimming. *Int J Sports Med* 32:940–946.
- Foster GE, Koehle MS, Dominelli PB, Mwangi FM, Onywera VO, Boit MK, Tremblay JC, Boit C, and Sheel AW (2014) Pulmonary mechanics and gas exchange during exercise in Kenyan distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 46:702–710.
- Fuglevand AJ, Winter DA, and Patla AE (1993) Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools. *J Neurophysiol* 70:2470–2488.
- Gandevia SC, Leeper JB, McKenzie DK, and De Troyer A (1996) Discharge frequencies of parasternal intercostal and scalene motor units during breathing in normal and COPD subjects. *Am J Respir Crit Care Med* 153:622–628.
- Gatta G, Cortesi M, Fantozzi S, and Zamparo P (2015) Planimetric frontal area in the four swimming strokes: Implications for drag, energetics and speed. *Hum Mov Sci* 39:41–54.
- Gelb AF, Licuanan J, Shinar CM, and Zamel N (2002) Unsuspected loss of lung elastic recoil in chronic persistent asthma. *Chest* 121:715–721.
- Guenette JA, Chin RC, Cheng S, Dominelli PB, Raghavan N, Webb KA, Neder JA, and O'Donnell DE (2014) Mechanisms of exercise intolerance in global initiative for chronic obstructive lung disease grade 1 COPD. *Eur Respir J* 44:1177–1187.
- Guenette JA, Romer LM, Querido JS, Chua R, Eves ND, Road JD, McKenzie DC, and Sheel AW (2010) Sex differences in exercise-induced diaphragmatic fatigue in endurance-trained athletes. *J Appl Physiol* 109:35–46.
- Guenette JA, Witt JD, McKenzie DC, Road JD, and Sheel AW (2007) Respiratory mechanics during exercise in endurance-trained men and women. *J Physiol* 581:1309–1322.
- Harik-Khan RI, Wise RA, and Fozard JL (1998) Determinants of maximal inspiratory pressure. *Am J Respir Crit Care Med* 158:1459–1464.
- Harms CA, Babcock MA, McClaran SR, Pegelow DF, Nickele GA, Nelson WB, and Dempsey JA (1997) Respiratory muscle work compromises leg blood flow during maximal exercise. *J Appl Physiol* 82:1573–1583.
- Harms CA, Wetter TJ, McClaran SR, Pegelow DF, Nickele A, Nelson WB, Hanson P, and Dempsey JA (1998) Effects of respiratory muscle work on cardiac output and its distribution during maximal exercise. *J Appl Physiol* 85:609–618.
- Harms CA, Wetter TJ, St Croix CM, Pegelow DF, and Dempsey JA (2000) Effects of respiratory muscle work on exercise performance. *J Appl Physiol* 89:131–138.
- Hawkes EZ, Nowicky AV., and McConnell AK (2007) Diaphragm and intercostal surface EMG and muscle performance after acute inspiratory muscle loading. *Respir Physiol Neurobiol* 155:213–219.

## 文献

- Hill JM (2000) Discharge of group IV phrenic afferent fibers increases during diaphragmatic fatigue. *Brain Res* 856:240–244.
- Hoerner SF (1965) Fluid-dynamic drag: theoretical, experimental and statistical information. In: *Hoerner Fluid Dynamics*, pp 3–8. Bricktown.
- Hollander AP, De Groot G, van Ingen Schenau GJ, Toussaint HM, De Best H, Peeters W, Meulemans A, and Schreurs AW (1986) Measurement of active drag during crawl arm stroke swimming. *J Sports Sci* 4:21–30.
- Holm P, Sattler A, and Fregosi RF (2004) Endurance training of respiratory muscles improves cycling performance in fit young cyclists. *BMC Physiol* 4:9.
- Holmer I and Gullstrand L (1980) Physiological responses to swimming with a controlled frequency of breathing. *Scand J Sport Sci* 2:1–6.
- Hudson AL, Gandevia SC, and Butler JE (2007) The effect of lung volume on the co-ordinated recruitment of scalene and sternomastoid muscles in humans. *J Physiol* 584:261–270.
- Hudson AL, Joulia F, Butler AA, Fitzpatrick RC, Gandevia SC, and Butler JE (2016) Activation of human inspiratory muscles in an upside-down posture. *Respir Physiol Neurobiol* 226:152–159.
- Hutten J, van Eykern LA, Cobben JM, and van Aalderen WMC (2007) Cross talk of respiratory muscles. It is possible to distinguish different muscle activity? *Respir Physiol Neurobiol* 158:1–2.
- Jakovljevic DG and McConnell AK (2009) Influence of different breathing frequencies on the severity of inspiratory muscle fatigue induced by high-intensity front crawl swimming. *J Strength Cond Res* 23:1169–1174.
- Johnson BD, Weisman IM, Zeballos RJ, and Beck KC (1999) Emerging concepts in the evaluation of ventilatory limitation during exercise: The exercise tidal flow-volume loop. *Chest* 116:488–503.
- Jolley CJ, Luo YM, Steier J, Reilly C, Seymour J, Lunt A, Ward K, Rafferty GF, Polkey MI, and Moxham J (2009) Neural respiratory drive in healthy subjects and in COPD. *Eur Respir J* 33:289–297.
- Kaplan O, Yamamoto G, Yoshitake Y, Taketomi T, Sandor C, and Kato H (2016) In-situ visualization of pedaling forces on cycling training videos. In: *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, pp 994–999.
- Kaplan O, Yarnamoto G, Taketomi T, Yoshitake Y, Plopski A, Sandor C, and Sandor C (2018) Towards Situated Knee Trajectory Visualization for Self Analysis in Cycling. In: *2018 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pp 595–596.
- Katayama K and Amann M (2012) Respiratory muscle fatigue modulates the circulatory response to exercise. *J Phys Fit Sport Med* 1:523–530.

## 文献

- Katayama K, Iwamoto E, Ishida K, Koike T, and Saito M (2012) Inspiratory muscle fatigue increases sympathetic vasomotor outflow and blood pressure during submaximal exercise. *AJP Regul Integr Comp Physiol* 302:R1167–R1175.
- Kilding AE, Brown S, and McConnell AK (2010) Inspiratory muscle training improves 100 and 200 m swimming performance. *Eur J Appl Physiol* 108:505–511.
- Kjendlie P-L and Olstad BH (2012) Automatic 3D motion capture of swimming: marker resistance. *Med Sci Sport Exerc* 44(5S):476.
- Koh TJ and Grabiner MD (1993) Evaluation of methods to minimize cross talk in surface electromyography. *J Biomech* 26:151–157.
- Kubota M, Kobayashi H, Quanjer PH, Omori H, Tatsumi K, and Kanazawa M (2014) Reference values for spirometry, including vital capacity, in Japanese adults calculated with the LMS method and compared with previous values. *Respir Investig* 52:242–250.
- Kudo S, Sakurai Y, Miwa T, and Matsuda Y (2017) Relationship between shoulder roll and hand propulsion in the front crawl stroke. *J Sports Sci* 35:945–952.
- Kufel TJ, Pineda LA, Junega RG, Hathwar R, and Mador MJ (2002) Diaphragmatic function after intense exercise in congestive heart failure patients. *Eur Respir J* 20:1399–1405.
- Kugler F and Janshen L (2010) Body position determines propulsive forces in accelerated running. *J Biomech* 43:343–348.
- Labonte LE, Tan WC, Li PZ, Mancino P, Aaron SD, Benedetti A, Chapman KR, Cowie R, FitzGerald JM, Hernandez P, Maltais F, Marciniuk DD, O'Donnell D, Sin D, Bourbeau J, Canadian Respiratory Research Network, and CanCOLD Collaborative Research Group (2016) Undiagnosed chronic obstructive pulmonary disease contributes to the burden of health care use: Data from the CanCOLD study. *Am J Respir Crit Care Med* 194:285–298.
- Lawrence JH and De Luca CJ (1983) Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol* 54:1653–1659.
- Leddy JJ, Limprasertkul A, Patel S, Modlich F, Buyea C, Pendergast DR, and Lundgren CEG (2007) Isocapnic hyperpnea training improves performance in competitive male runners. *Eur J Appl Physiol* 99:665–676.
- Lin K, Watkins B, Johnson T, Rodriguez J, and Barton M (2008) Screening for chronic obstructive pulmonary disease using spirometry: summary of the evidence for the U.S. preventive services task force. *Ann Intern Med* 148:535–543.
- Loke J, Mahler DA, and Virgulto JA (1982) Respiratory muscle fatigue after marathon running. *J Appl Physiol* 52:821–

## 文献

824.

- Lomax M, Grant I, and Corbett J (2011) Inspiratory muscle warm-up and inspiratory muscle training: separate and combined effects on intermittent running to exhaustion. *J Sports Sci* 29:563–569.
- Lomax M, Iggleden C, Tourell A, Castle S, and Honey J (2012) Inspiratory Muscle Fatigue After Race-Paced Swimming Is Not Restricted to the Front Crawl Stroke. *J Strength Cond Res* 26:2729–2733.
- Lomax ME and McConnell AK (2003) Inspiratory muscle fatigue in swimmers after a single 200 m swim. *J Sports Sci* 21:659–664.
- Loring SH, Garcia-Jacques M, and Malhotra A (2009) Pulmonary characteristics in COPD and mechanisms of increased work of breathing. *J Appl Physiol* 107:309–314.
- Luo YM, Moxham J, and Polkey MI (2008) Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clin Sci* 115:233–244.
- Maarsingh EJW, van Eykern LA, de Haan RJ, Griffioen RW, Hoekstra MO, and van Aalderen WMC (2002) Airflow limitation in asthmatic children assessed with a non-invasive EMG technique. *Respir Physiol Neurobiol* 133:89–97.
- Mador MJ, Kufel TJ, Pineda LA, and Sharma GK (2000) Diaphragmatic fatigue and high-intensity exercise in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 161:118–123.
- Martin TR, Castile RG, Fredberg JJ, Wohl ME, and Mead J (1987) Airway size is related to sex but not lung size in normal adults. *J Appl Physiol* 63:2042–2047.
- 増渕ゆかり・阿部直・横場正典・山田拓実・片桐真人・富田友幸 (2001) 肺気量の変化と頸部吸気補助筋群の活動. *日本呼吸器学会雑誌* 39:244–249.
- Mickleborough TD, Nichols T, Lindley MR, Chatham K, and Ionescu AA (2010) Inspiratory flow resistive loading improves respiratory muscle function and endurance capacity in recreational runners. *Scand J Med Sci Sport* 20:458–468.
- Mochimaru M (2017) Digital human models for human-centered design. *J Robot Mechatronics* 29:783–789.
- Mollendorf JC, Termin AC, Oppenheim E, and Pendergast DR (2004) Effect of swim suit design on passive drag. *Med Sci Sports Exerc* 36:1029–1035.
- Murai A, Endo Y, and Tada M (2016) Anatomographic volumetric skin-musculoskeletal model and its Kinematic deformation with surface-based SSD. In: *IEEE Robotics and Automation Letters*, pp 1103–1109.
- Nardone A, Schieppati M, and Umana F (1988) Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *J Physiol* 395:363–381.

## 文献

- 成田健造・中島求・仙石泰雄・本間三和子・椿本昇三・高木英樹 (2018) 多段階の泳速度におけるクロール泳中の自己推進時抵抗とストリームライン姿勢中の受動抵抗の比較. 体育学研究 63:505–515.
- Narita K, Nakashima M, and Takagi H (2017) Developing a methodology for estimating the drag in front-crawl swimming at various velocities. *J Biomech* 54:123–128.
- Nohara R, Endo Y, Murai A, Takemura H, Kouchi M, and Tada M (2016) Multiple regression based imputation for individualizing template human model from a small number of measured dimensions. In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp 2188–2193.
- Noriega-Sánchez SA, Legaz-Arrese A, Suarez-Arrones L, Santalla A, Floría P, and Munguía-Izquierdo D (2015) Forced inspiratory volume in the first second as predictor of front-crawl performance in young sprint swimmers. *J Strength Cond Res* 29:188–194.
- O'Donnell DE (2001) Ventilatory limitations in chronic obstructive pulmonary disease. *Med Sci Sport Exerc* 33:S647–S655.
- O'Donnell DE (2006) Impacting patient-centred outcomes in COPD: breathlessness and exercise tolerance. *Eur Respir Rev* 15:37–41.
- 荻田太・黄忠・黒部一道・西脇雅人・小澤源太郎・田中孝夫・田口信教 (2009) 新型競泳用水着が水泳運動中の抵抗指標に及ぼす影響. *スポーツパフォーマンス研究* 1:238–250.
- Ogita F and Tabata I (1992) Oxygen uptake during swimming in a hypobaric hypoxic environment. *Eur J Appl Physiol* 65:192–196.
- Ohya T, Hagiwara M, Chino K, and Suzuki Y (2016a) Maximal inspiratory mouth pressure in Japanese elite male athletes. *Respir Physiol Neurobiol* 230:68–72.
- Ohya T, Yamanaka R, Hagiwara M, Oriishi M, and Suzuki Y (2016b) The 400- and 800-M track running induces inspiratory muscle fatigue in trained female middle-distance runners. *J Strength Cond Res* 30:1433–1437.
- Olstad BH, Vaz JR, Zinner C, Cabri JMH, and Kjendlie P-L (2017a) Muscle coordination, activation and kinematics of world-class and elite breaststroke swimmers during submaximal and maximal efforts swimmers during submaximal and maximal efforts. *J Sports Sci* 35:1107–1117.
- Olstad BH, Zinner C, Vaz JR, Cabri JMH, and Kjendlie P-L (2017b) Muscle activation in world-champion, world-class, and national breaststroke swimmers. *Int J Sports Physiol Perform* 12:538–547.
- Pang PCW, Pepper MG, and Ducker DA (1995) Monitoring respiratory activity in neonates using diaphragmatic electromyograph. *Med Biol Eng Comput* 33:385–390.
- Press VG, Cifu AS, and White SR (2017) Screening for chronic obstructive pulmonary disease. *JAMA* 318:1702–1703.

## 文献

- Psycharakis SG, and Yanai T (2018) How does buoyancy affect performance during a 200m maximum front crawl swim? *J Sports Sci* 36:2061–2067.
- Quon BS, Wilkie SS, Molgat-Seon Y, Schaeffer MR, Ramsook AH, Wilcox PG, and Guenette JA (2015) Cardiorespiratory and sensory responses to exercise in adults with mild cystic fibrosis. *J Appl Physiol* 119:1289–1296.
- Ramírez-Sarmiento A, Orozco-Levi M, Güell R, Barreiro E, Hernandez N, Mota S, Sangenis M, Broquetas JM, Casan P, and Gea J (2002) Inspiratory muscle training in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 166:1491–1497.
- Ramsook AH, Molgat-Seon Y, Schaeffer MR, Wilkie SS, Camp PG, Reid WD, Romer LM, and Guenette JA (2017) Effects of inspiratory muscle training on respiratory muscle electromyography and dyspnea during exercise in healthy men. *J Appl Physiol:jap.00046.2017*.
- Raper AJ, Thompson WT, Shapiro W, and Patterson JL (1966) Scalene and sternomastoid muscle function. *J Appl Physiol* 21:497–502.
- Ratnovsky A, Elad D, and Halpern P (2008) Mechanics of respiratory muscles. *Respir Physiol Neurobiol* 163:82–89.
- Reininga IHF, Stevens M, Wagenmakers R, Boerboom AL, Groothoff JW, Bulstra SK, and Zijlstra W (2011) Compensatory trunk movements in patients with hip osteoarthritis: accuracy and reproducibility of a body-fixed sensor-based assessment. *Am J Phys Med Rehabil* 90:681–687.
- Rodríguez FA (2000) Maximal oxygen uptake and cardiorespiratory response to maximal 400-m free swimming, running and cycling tests in competitive swimmers. *J Sports Med Phys Fitness* 40:87–95.
- Romer LM, McConnell AK, and Jones DA (2002) Effects of inspiratory muscle training on time-trial performance in trained cyclists. *J Sports Sci* 20:547–562.
- Romer LM and Polkey MI (2008) Exercise-induced respiratory muscle fatigue: implications for performance. *J Appl Physiol* 104:879–888.
- Ross E, Middleton N, Shave R, George K, and McConnell A (2008) Changes in respiratory muscle and lung function following marathon running in man. *J Sports Sci* 26:1295–1301.
- Shadgan B, Guenette JA, Sheel AW, and Reid WD (2011) Sternocleidomastoid muscle deoxygenation in response to incremental inspiratory threshold loading measured by near infrared spectroscopy. *Respir Physiol Neurobiol* 178:202–209.
- Sheel AW, Boushel R, and Dempsey JA (2018) Competition for blood flow distribution between respiratory and locomotor muscles: implications for muscle fatigue. *J Appl Physiol* 125:820–831.

## 文献

- Sheel AW, Derchak PA, Morgan BJ, Pegelow DF, Jacques AJ, and Dempsey JA (2001) Fatiguing inspiratory muscle work causes reflex reduction in resting leg blood flow in humans. *J Physiol* 537:277–289.
- Sheel AW and Guenette JA (2008) Mechanics of breathing during exercise in men and women: sex versus body size differences? *Exerc Sport Sci Rev* 36:128–134.
- Sheel AW, Guenette JA, Yuan R, Holy L, Mayo JR, McWilliams AM, Lam S, and Coxson HO (2009) Evidence for dysanapsis using computed tomographic imaging of the airways in older ex-smokers. *J Appl Physiol* 107:1622–1628.
- Similowski T, Fleury B, Launois S, Cathala HP, Bouche P, and Derenne JP (1989) Cervical magnetic stimulation: a new painless method for bilateral phrenic nerve stimulation in conscious humans. *J Appl Physiol* 67:1311–1318.
- Sinderby C, Beck J, Spahija J, Weinberg J, and Grassino A (1998) Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease. *J Appl Physiol* 85:2146–2158.
- Smith JR, Ade CJ, Broxterman RM, Skutnik BC, Barstow TJ, Wong BJ, and Harms CA (2014) Influence of exercise intensity on respiratory muscle fatigue and brachial artery blood flow during cycling exercise. *Eur J Appl Physiol* 114:1767–1777.
- St Croix CM, Morgan BJ, Wetter TJ, and Dempsey JA (2000) Fatiguing inspiratory muscle work causes reflex sympathetic activation in humans. *J Physiol* 529:493–504.
- Stell IM, Polkey MI, Rees PJ, Green M, and Moxham J (2001) Inspiratory muscle strength in acute asthma. *Chest* 120:757–764.
- 高木英樹 (2001) 抵抗を制する者、勝負を制す. *水泳水中運動科学* 4:5–10.
- Tanner DA, Duke JW, and Stager JM (2014) Ventilatory patterns differ between maximal running and cycling. *Respir Physiol Neurobiol* 191:9–16.
- Tayashiki K, Takai Y, Maeo S, and Kanehisa H (2016) Intra-abdominal pressure and trunk muscular activities during abdominal bracing and hollowing. *Int J Sports Med* 37:134–143.
- Taylor BJ, How SC, and Romer LM (2013) Expiratory muscle fatigue does not regulate operating lung volumes during high-intensity exercise in healthy humans. *J Appl Physiol* 114:1569–1576.
- Taylor JL and Gandevia SC (2008) A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol* 104:542–550.
- Terzano C, Ceccarelli D, Conti V, Graziani E, Ricci A, and Petroianni A (2008) Maximal respiratory static pressures in patients with different stages of COPD severity. *Respir Res* 9:1–7.
- Thomas K, Elmeua M, Howatson G, and Goodall S (2016) Intensity-dependent contribution of neuromuscular fatigue

## 文献

- after constant-load cycling. *Med Sci Sports Exerc* 48:1751–1760.
- Thomas K, Goodall S, Stone M, Howatson G, St Clair Gibson A, and Ansley L (2015) Central and peripheral fatigue in male cyclists after 4-, 20-, and 40-km time trials. *Med Sci Sports Exerc* 47:537–546.
- Tong TK and Fu FH (2006) Effect of specific inspiratory muscle warm-up on intense intermittent run to exhaustion. *Eur J Appl Physiol* 97:673–680.
- Toussaint H and Truijens M (2005) Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Anim Biol* 55:17–40.
- Toussaint HM and Beek PJ (1992) Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sport Med* 13:8–24.
- Toussaint HM, Bruinink L, Coster R, de Looze M, Van Rossem B, van Veenen R, and de Groot G (1989) Effect of a triathlon wet suit on drag during swimming. *Med Sci Sports Exerc* 21:325–328.
- Toussaint HM, Hollander AP, van den Berg C, and Vorontsov A (2000) Biomechanics of swimming. In: *Exercise and Sport Science* (Garrett WE & Kirkendall DT, eds), pp 639–660.
- Toussaint HM, van Stralen M, and Stevens E (2002) Wave drag in front crawl swimming. In: *ISBS*, pp 279–282.
- Tsunokawa T, Nakashima M, and Takagi H (2015) Use of pressure distribution analysis to estimate fluid forces around a foot during breaststroke kicking. *Sport Eng* 18:149–156.
- Turner LA, Tecklenburg-Lund SL, Chapman RF, Stager JM, Wilhite DP, and Mickleborough TD (2012) Inspiratory muscle training lowers the oxygen cost of voluntary hyperpnea. *J Appl Physiol* 112:127–134.
- Ueki J, De Bruin PF, and Pride NB (1995) In vivo assessment of diaphragm contraction by ultrasound in normal subjects. *Thorax* 50:1157–1161.
- Van Cutsem M, Duchateau J, and Hainaut K (1998) Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol* 513 Pt 1:295–305.
- Vennell R, Pease D, and Wilson B (2006) Wave drag on human swimmers. *J Biomech* 39:664–671.
- Verges S, Boutellier U, and Spengler CM (2008) Effect of respiratory muscle endurance training on respiratory sensations, respiratory control and exercise performance: a 15-year experience. *Respir Physiol Neurobiol* 161:16–22.
- Vestbo J, Hurd SS, Agustí AG, Jones PW, Vogelmeier C, Anzueto A, Barnes PJ, Fabbri LM, Martinez FJ, Nishimura M, Stockley RA, Sin DD, and Rodriguez-Roisin R (2013) Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease GOLD executive summary. *Am J Respir Crit Care Med* 187:347–365.
- Volianitis S, McConnell AK, Koutedakis Y, and Jones DA (2001a) Specific respiratory warm-up improves rowing

## 文献

- performance and exertional dyspnea. *Med Sci Sports Exerc* 33:1189–1193.
- Volianitis S, McConnell AK, Koutedakis Y, McNaughton L, Backx K, and Jones DA (2001b) Inspiratory muscle training improves rowing performance. *Med Sci Sports Exerc* 33:803–809.
- Von Porat A, Henriksson M, Holmström E, Thorstensson CA, Mattsson L, and Roos EM (2006) Knee kinematics and kinetics during gait, step and hop in males with a 16 years old ACL injury compared with matched controls. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 14:546–554.
- Ward ME, Eidelman D, Stubbing DG, Bellemare F, and Macklem PT (1988) Respiratory sensation and pattern of respiratory muscle activation during diaphragm fatigue. *J Appl Physiol* 65:2181–2189.
- Wen AS, Woo MS, and Keens TG (1997) How many maneuvers are required to measure maximal inspiratory pressure accurately? *Chest* 111:802–807.
- Wetter TJ, Harms CA, Nelson WB, Pegelow DF, and Dempsey JA (1999) Influence of respiratory muscle work on VO<sub>2</sub> and leg blood flow during submaximal exercise. *J Appl Physiol* 87:643–651.
- Wilson EE, McKeever TM, Lobb C, Sherriff T, Gupta L, Hearson G, Martin N, Lindley MR, and Shaw DE (2014) Respiratory muscle specific warm-up and elite swimming performance. *Br J Sports Med* 48:789–791.
- Winter DA (2005) *Biomechanics and motor control of human movement*, 3rd ed. New York, NY: John Wiley & Sons.
- Witt JD, Guenette JA, Rupert JL, McKenzie DC, and Sheel AW (2007) Inspiratory muscle training attenuates the human respiratory muscle metaboreflex. *J Physiol* 584:1019–1028.
- Wood J and Biagland-Ritchie B (1983) Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles: an anatomical/functional argument for the existence of both. *Am J Phys Med* 62:287–299.
- Yacoub S and Raoof K (2008) Noise removal from surface respiratory EMG signal. *Int J Comput Inf Eng* 2:227–234.
- 山地啓司 (2017) 呼吸筋トレーニングは呼吸機能やスポーツパフォーマンスを改善するか ～これからの研究のための概念と方向性に関するレビュー～. *体力科学* 66:171–184.
- Yanai T (2001) Rotational effect of buoyancy in frontcrawl: Does it really cause the legs to sink? *J Biomech* 34:235–243.
- Yanai T and Wilson BD (2008) How does buoyancy influence front-crawl performance? Exploring the assumptions. *Sport Technol* 1:89–99.
- Yokoba M, Abe T, Katagiri M, Tomita T, and Easton PA (2003) Respiratory muscle electromyogram and mouth pressure during isometric contraction. *Respir Physiol Neurobiol* 137:51–60.
- Yoshitake Y, Ikeda A, and Shinohara M (2018) Robotic finger perturbation training improves finger postural steadiness and hand dexterity. *J Electromyogr Kinesiol* 38:208–214.

## 文献

Yoshitake Y, Shinohara M, Kouzaki M, and Fukunaga T (2004) Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. *J Appl Physiol* 97:2090–2097.

Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, and Shinohara M (2014) Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle Nerve* 50:103–113.

Zamparo P, Gatta G, Pendergast D, and Capelli C (2009) Active and passive drag: The role of trunk incline. *Eur J Appl Physiol* 106:195–205.

## 謝辞

### 謝辞

信州大学（元鹿屋体育大学）の吉武康栄教授には、修士時代よりご指導いただきました。吉武先生のご専門ではありませんでしたが、私の興味があった「呼吸筋」、「水泳」を研究テーマに修士論文、博士論文に取り組みさせていただきありがとうございました。その中で、文章や発表スライドについて、熱心にご指導いただきありがとうございました。特に、論理的な文章構成について、非常に学ばせていただきました。吉武先生は、様々な研究分野を幅広くかつ深く研究されており、また、世界基準で研究活動に取り組む姿勢から、研究者のモデルのように思っております。私の他にも学生を抱え、それぞれが別の研究テーマに取り組んでおりましたが、それぞれの学生に指導をし、研究を形にされている姿に敬服しました。

鹿屋体育大学の金久博昭教授には、修士課程時より私の研究内容に関して、多々ご助言をいただきました。また、博士課程においては、定例ミーティング時にも多々学ばせていただきました。特に発表や論文でのストーリーの組み立て方について、非常に学ばせていただきました。また、時には温かい言葉をかけていただき、研究の励みとなりました。ありがとうございました。

鹿屋体育大学の荻田太教授には、まず博士の副査・副指導教員を快く承諾いただいたことに感謝致します。また、実験プロトコルの考案、正しいデータの取得法、データの解釈などをご指導いただき、私の研究活動の基礎を作ってくださいました。加えて、水中モーションキャプチャシステムという素晴らしい機器を導入下さったことに感謝致します。

鹿屋体育大学の高井洋平准教授には、副査を快く承諾いただき、貴重なご指摘・ご意見をいただきました。ありがとうございました。

鹿屋体育大学の與谷謙吾講師には、副指導教員を快く承諾いただき、様々な方面からご助言いただきましたことに感謝致します。

産業技術総合研究所の村井昭彦主任研究員には、博士後期課程の3年次にてご指導いただきました。非常にご多忙な中、熱心にご指導いただきました。専門分野が異なることもあり、はじめの頃は、右も左もわからないような私に丁寧にご指導下さったことで、無事、研究6、研究7にて形にすることができました。また、産総研で学べたことで工学手法を用いた水泳研究の新たな可能性を感じることもできました。ありがとうございました。

順天堂大学（元鹿屋体育大学）の宮本直和准教授には、週1回の抄読会において、様々なご意見をいただき、特にデータ解釈の点で非常に多くのことを学ばせていただきました。また、ご異動になるまで、副指導教員を担当していただきありがとうございました。

早稲田大学の矢内利政教授には、水泳関係の共同研究者として多々の確なアドバイスをいただき、私

## 謝辞

の研究を精査することができました。ありがとうございました。

鹿屋体育大学の萬久博敏准教授、角川隆明講師には、水泳部のご都合がある中、部員を被検者としてのご承諾いただきありがとうございました。加えて、水中モーションキャプチャ実験の実験セッティングのご助言や現場の目線からみた貴重なご意見をいただきありがとうございました。

東京理科大学竹村研究室・産総研技術研修生の澤留朗さんには、産総研にて同じ年齢・同学年であったこともあり、公私ともに大変お世話になりました。特に研究6、研究7に関する解析の部分で多くのことを質問しましたが、毎回快く教えていただきありがとうございました。

鹿屋体育大学吉武・金久研究室の博士後期課程の渡邊裕宣さんとは、同じ研究室の学生として、非常に多くの時間を研究室で共に過ごしました。渡邊さんとは、研究の専門分野は異なりますが、非常に多くの刺激を受けることができました。また、私が産総研に行ってから、大学の事務関係のお願いを快く承諾していただきありがとうございました。博士課程を楽しく過ごすことができたのは、渡邊さんのおかげです。これからも互いに刺激し合えていけたらと思っております。

鹿屋体育大学吉武・金久研究室の博士後期課程の塩見さん、修士課程の内田くんとは、同じ時期に大学院生活を過ごすことができ、多々刺激を受けることができました。ありがとうございました。

国立スポーツ科学センターの津野天兵さんには、水中モーションキャプチャシステムの使い方において非常にお世話になりました。水中モーションキャプチャシステムが鹿屋体育大学に導入されてから、カメラのセッティングからデータ取得まで試行錯誤した経験があったからこそ、今ではきれいにデータを取得できるようになりました。ありがとうございました。

吉武・金久研究室の学部4年の鈴木亮晴くん、萬久研究室の学部4年の加地智哉くんには、大変労力が必要な水中モーションキャプチャシステム関係の実験を手伝っていただきました。おかげさまでスムーズに実験を進めることができました。ありがとうございました。

本研究で被検者を快く承諾して下さった水泳部の先輩の皆さん、部活のある中ご協力いただきありがとうございました。おかげさまで、貴重なデータを多々取得することができました。研究成果を水泳界に還元できるように取り組みます。

アーカイブティップス株式会社の早川亮二様、岡田宗典様には、水中モーションキャプチャシステムに関して手厚いサポートをしていただきました。早川様、岡田様のサポートなくしては、水中モーションキャプチャシステムのデータ取得はできなかったと思います。ありがとうございました。

研究活動に取り組む中で、時には無理をすることもありましたが、体調を崩すことなく博士論文を執筆することができました。そのように丈夫に育ててくれた、またここまで支えてくれた両親に最大の感謝を述べて終わりとします。