

競泳中の泳者の肺気量推定法の開発

産業技術総合研究所 鷲野 壮平
(共同研究者) 同 村井 昭彦
鹿屋体育大学 荻田 太
同 萬久 博敏
信州大学 吉武 康栄

Development of Estimating Lung Volume of a Swimmer During Swimming

by

Sohei Washino, Akihiko Murai

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

Futoshi Ogita, Hirotooshi Mankyu

National Institute of Fitness and Sports in Kanoya

Yasuhide Yoshitake

Shinshu University

ABSTRACT

The purpose of this study was to test if lung volume during swimming can be estimated from optical motion capture system. To achieve this goal, we tried to develop a digital human model expressing respiratory motion. A male swimmer performed lung function tests during the quiet standing and tethered front crawl swimming under the water, and respiratory flow rate and three-dimensional (3D) motion data were measured synchronously. Respiratory flow rate was integrated to obtain lung volume (measured lung volume) as a function of time. 3D motion data of trunk segment was collected by an underwater motion capture system. 3D shape data of the whole body

was scanned for the swimmer on dryland. Digital human model expressing respiratory motion was created based on the 3D shape data. Then, digital human model was fitted to 3D motion data by using inverse kinematics computation, and lung volume was estimated from the change in volume of the model (estimated lung volume). Measured and estimated lung volume were compared by using the Intra-class correlation coefficient (ICC). As a result, ICCs during standing were 0.981 for quiet breathing, 0.995 for force vital capacity, and 0.972 for maximal voluntary ventilation ($P < 0.001$). On the other hand, ICC was smaller during swimming compared with values during standing, with being 0.717 ($P < 0.001$). These results suggest that our digital human model with motion capture data under the water can accurately estimate lung volume at least in lung function tests during standing. Further study is needed to improve our digital human model to estimate lung volume more accuracy during swimming.

要 旨

本研究は、競泳中の肺気量の推定法の開発を目的とし、モーションキャプチャデータから呼吸運動を表現するデジタルヒューマンモデルの開発に取り組んだ。競泳選手を対象に、立位姿勢における呼吸テストおよび牽引クロール泳を行わせた。その際、呼吸流量データと体幹部のマーカータを同期計測した。呼吸運動表現モデルは、3Dスキャナで取得した身体形状データを基に、体幹部の各マーカータに対応するようにリンクセグメントを配置して作成した。呼吸流量データから算出した肺気量を真値とし、呼吸運動表現モデルから推定した肺気量の妥当性を級内相関分析より評価した。呼吸テストとして実施した立位姿勢における安静呼吸 (ICC = 0.981)、努力性肺活量 (ICC = 0.995)、最大随意換気量 (ICC = 0.972) は、いずれも算出方法間で非常に高い一貫性が確認された ($P < 0.001$)。一方、競泳中では高い一貫性 (ICC = 0.717, $P < 0.001$) が認められたものの、呼吸テストと比較して、級内相関係数は低値を示した。以上より、本研究で開発した肺気量推定法は、立位呼吸時には非常に高い精度で算出可能であった

が、競泳中に応用するには、さらなる改善の必要性が示唆された。

緒 言

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。水の密度は空気の約800倍も有していることから、移動時に発生する抵抗が大きい¹⁾。それ故に、「抵抗を制する者、勝負を制す」として知られており、抵抗の減少が、競泳パフォーマンス向上の鍵となる。全力200mクロール泳中には、泳者の水中に沈む容積が距離に伴い大きくなることから、レース後半にはボディポジションは低下し、抵抗が増加していたことが示唆される。したがって、競泳パフォーマンスを向上させる方策として、小さな抵抗を実現するためにボディポジションを高く維持することが挙げられる。

ヒトは肺を浮袋として水面直下で泳ぐことを可能としているが、クロール泳中には肺気量 (肺内の空気量) の減少に伴い、ボディポジションは低下する⁴⁾。競泳中に肺気量を獲得する息継ぎ動作は、ストローク中という時間的制限がある⁵⁾ため、大きな肺気量を獲得するには、素早い吸気動作が

求められるが、それには吸気筋の大きな筋活動が必要とされる⁶⁾。さらに、水中環境では水圧という負荷に逆らって吸気をするが、外因的な吸気抵抗の存在によって吸気筋活動は大きくなる⁷⁾。以上のことから、競泳中の呼吸は陸の上の競技中よりも、大きな吸気筋活動が強いられるといえる。

実際に、2分程度の200m泳後ですら吸気筋力は低下、すなわち吸気筋は筋疲労を呈する^{8,9)}。さらに我々は追加検証を行い、先行研究で報告された200m泳後の吸気筋の筋疲労⁸⁻¹⁰⁾および200m泳中のボディポジションの経時的な低下を確認した上で、200m泳後半におけるボディポジションの低下³⁾に吸気筋の筋疲労度が関連していたことを報告した¹¹⁾。このことは、200m泳後半には吸気筋の筋疲労に伴い、ボディポジションに寄与する肺気量は減少していた可能性を示唆するが、競泳中の肺気量の経時的な変化は方法論的限界があり測定できなかった。競泳中の経時的な肺気量は、シュノーケルを介した流量計より評価こそできるものの、実際の競泳中の呼吸条件とは大きく異なるという問題が生じる。そのため、実環境に即した競泳中の肺気量とボディポジション、ひいては競泳パフォーマンスとの関連性を深く追求できない。

流量計を使用せず非侵襲的に肺気量を推定する方法の一つに、モーションキャプチャを用いた方法がある¹²⁻¹⁵⁾。先行研究においては、体幹セグメントの前後面にそれぞれグリッド上に貼付したマーカーを基に、幾何学的にモデル化することで肺気量を推定している。この手法のゴールドスタンダード法として、89点法が採用されてきたが、Massaroni et al., (2018)の研究において、32点のマーカーから十分高い精度で肺気量が推定できることが報告された。この手法を近年開発された水中モーションキャプチャシステムを用いて行うことで、陸上環境と同様に、競泳中においても経時的な肺気量が推定できると考えられる。その一方

で、水中環境では水の密度の高さ故に、モーションキャプチャ計測時に貼付するマーカーが受ける抵抗によって、競泳パフォーマンスが低下してしまう¹⁶⁾。このことから、競泳パフォーマンスへの影響を小さくするために、より少ないマーカーから肺気量を推定する方法の開発が求められる。

この方法論的限界は、人間工学分野で用いられるデジタルヒューマンモデル¹⁷⁾によって解決できる可能性がある。デジタルヒューマンモデルとは、関節ごとに自由度を持つリンクセグメントモデルとポリゴンメッシュから構成されるポリユーメトリックなモデルであり、ヒトと製品の間に働く接触力の評価^{17,18)}や運動力学解析¹⁹⁾に用いられている。さらに、リンクセグメントモデルの動きに対してメッシュを変形させる際に、Skeletal Subspace Deformation (SSD) 法²⁰⁾を活用することで皮膚の伸びを表現できる。これにより、これまでの幾何学的にモデル化する方法よりも、少ないマーカーから肺気量を推定できることが考えられる。

そこで本研究は、ポリユーメトリックなデジタルヒューマンモデルを用い、水中モーションキャプチャシステムから取得した体幹部のマーカーデータを基に、実環境に即した競泳中の肺気量を経時的に算出する方法の開発を目的とした。

1. 研究方法

1.1 対象者

本研究では、2つの実験を実施し、両実験ともに健康な男性競泳選手1名(22歳, 175cm, 67kg)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実施した。

1. 2 試 技

本実験はすべて鹿屋体育大学の屋内25mプールで実施した。対象者はすべての試技中、水泳用シュノーケル（ワンダーイヤーズ フロントシュノーケル、ワンダーイヤーズ）に接続された蛇菅（1.5m）および流量計を介して呼吸を行った。

実験1：立位呼吸テストにおける呼吸運動表現モデルの妥当性の検証

実験1は、呼吸運動表現モデルが安静立位における呼吸テスト中の肺気量を精度高く推定できるか検証することを目的とした。プール底に置かれた台の高さを調整し、対象者は肩まで水中に沈めた状態にて安静立位での呼吸テストを実施した。作成した呼吸表現運動モデル（1. 4. 2参照）が浅く小さな呼吸を表現できるか検証するために安静呼吸試技を、息の吐き切り（残気量）から吸い切り（全肺気量）までを表現できるか検証するために努力性吸気肺活量試技を、そして、運動時のような素早く大きな呼吸を表現できるか検証するために最大随意換気量8秒間試技をそれぞれ実施させた。その際、呼吸流量データと体幹部に貼付したマーカーデータを時系列データとして取得した。

実験2：競泳試技における呼吸運動表現モデルの妥当性の検証

実験2は、呼吸運動表現モデルが競泳中の肺気量を精度高く推定できるか検証することを目的とした。作成した呼吸表現運動モデル（1. 4. 2参照）が競泳中にも活用できるか検証するために、牽引泳によるクロール泳を実施した。対象者は、ゴムチューブ付き腰ベルトを装着し、一定のゴム張力を維持させるように、モーションキャプチャエリア内の同じ位置でクロール泳を実施した。その際、実験1と同様に、呼吸流量データとモーションキャプチャデータを同期計測した。

1. 3 データ収集

1. 3. 1 呼吸流量データ

水泳用シュノーケル（ワンダーイヤーズ フロントシュノーケル、ワンダーイヤーズ）に蛇菅を介して接続された流量計（Vmax29c, Sensor Medics）より呼吸流量データを計測した。計測したデータは、A/D変換器（PowerLab/16sp, ADInstruments）を介し、200Hzのサンプリング周波数でPCに取り込んだ。モーションキャプチャの測定開始時に出力されるTTL信号より、呼吸流量データとモーションキャプチャデータとの同期をとった。

1. 3. 2 モーションキャプチャデータ

水中カメラ15台と陸上カメラ10台で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）をプール中央を囲むように配置した。Massaroni et al.,(2018)で使用されたマーカーセットを参考に、体幹セグメントの前面、後面にマーカーを貼付した（図1D）。水平レベルは、上段から、第2肋骨レベル、剣状突起レベル、第10肋骨レベル、へそレベルを基準とした。垂直レベルは、前腋窩線と中腋窩線の左右中線を3等分した位置を基準とした。体幹部に計22点のマーカーを貼付し（図1D）、位置座標の時系列データを100Hzのサンプリング周波数で取得した。使用したマーカー（直径19mm）にはネオジム磁石が内蔵されており、別に防水テープで貼付したフラットなネオジム磁石（直径10mm、厚さ2mm）を用いて、体幹部に貼付した。

1. 3. 3 身体形状データ

ボディラインスキャナ（C9036 Body Line Scanner, 浜松ホトニクス）より立位姿勢時の身体形状データを取得した。

1. 4 データ処理

1. 4. 1 流量計から算出した肺気量

呼吸流量データは、時間ずれのない4次のバタークス型のローパスフィルタを用いてカットオフ

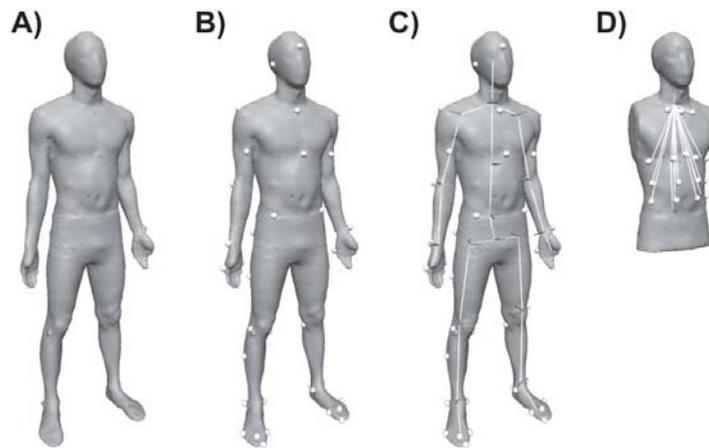


図1 呼吸運動表現モデルの作成

周波数20Hzにて平滑化の処理を施した。その後、呼吸流量データ (l/s) を時間積分することで肺気量 (L) を算出した。このとき、流量計で算出した肺気量は、残気量が考慮されておらず、解析開始時からの肺気量の変化量で評価される。

1. 4. 2 呼吸運動表現モデルの作成

モーションキャプチャデータは、時間ずれの無い4次のバターワース型のローパスフィルタを用いてカットオフ周波数6Hzにて平滑化の処理を施した。

呼吸運動表現モデルの作成は以下の流れで行った。まず、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 (DhaibaWorks¹⁸⁾) に読み込んだ (図1A)。その後、産総研の保有する人体寸法モデルDhaiba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1B)。これにより、個人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 (図1C)。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SSD²⁰⁾を作成した。本研究は、肺気量の算出が目的であるが、モデルがクロール泳運動を復元した際、肩の変形などによって算出誤差が生じる可能性がある。そこで本研究では、ポリゴンメッシュ処理ソフトウェア

(Geomagic Studio 2012, 3D Systems) を用いて、頭部および体幹部のみ抽出し、それに合わせてリンクセグメントを修正した (図1D)。最後に、本研究で使用したマーカーセットを再現するために、身体形状データの表面に特徴点を配置した (図1D)。

この一連の処理を2種類の身体形状データを用いて行った。1つ目はより詳細に表現するために個人の身体形状データを用いた個人モデル、2つ目は本手法の汎用性を検証するためにテンプレートモデルを作成した (図2)。作成した呼吸運動表現モデルとモーションキャプチャデータを用い、逆運動学計算を行うことで、各試技中の姿勢および表皮変形を復元した。呼吸運動表現モデルは、三角メッシュから構成されており、モデルの座標系の原点と三角面の各頂点を結んでできる三角錐の体積の総和を求めることで、モデルの体積を算出した。前述したように、流量計から算出した肺気量は、残気量が考慮されていない解析開始時からの変化量で評価されることから、呼吸運動表現モデルから肺気量を算出する際も、解析開始時からの変化量で評価した。

また、本研究では、流量計から計測した肺気量と呼吸運動表現モデルから推定した肺気量の妥当性を検証するが、流量計で計測したタイミングか

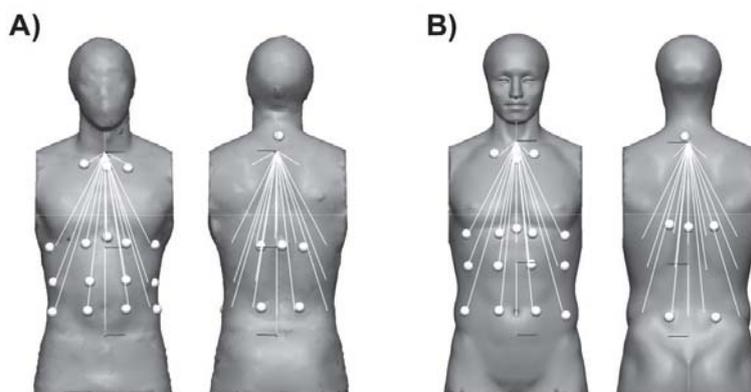


図2 呼吸運動表現モデル
A) 個人モデル, B) テンプレートモデル

ら、シュノーケルおよび蛇管を介して、実際に体幹部が変形するタイミングまでに時間遅れが生じる。そこで、算出方法間の時間遅れをなくすために、相互相関分析を行い、相関係数の極大値が得られたときの時間を基に、算出方法間の時間遅れを補正した。これら分析はすべてMATLAB (version 2015b, MathWorks) を用いて行われた。

1. 5 統計処理

すべての統計処理は統計ソフト (SPSS version 26.0, IBM) を用いて行われた。計測した肺気量 (流量計法) と個人モデルおよびテンプレートモデルより推定した肺気量 (個人モデル法およびテンプレートモデル法) について、級内相関係数 (2, 1) より、呼吸運動表現モデル法の妥当性を検討した。

2. 研究結果

2. 1 呼吸テスト (実験1)

安静呼吸時において流量計法から算出した肺気量と個人モデル法およびテンプレートモデル法から推定した肺気量の結果を図3に示す。級内相関係数は、流量計法と個人モデル法で0.981 ($P < 0.001$)、流量計法とテンプレートモデル法で0.975 ($P < 0.001$) であった。努力性肺活量試技における肺気量の結果を図4に示す。級内相関係数

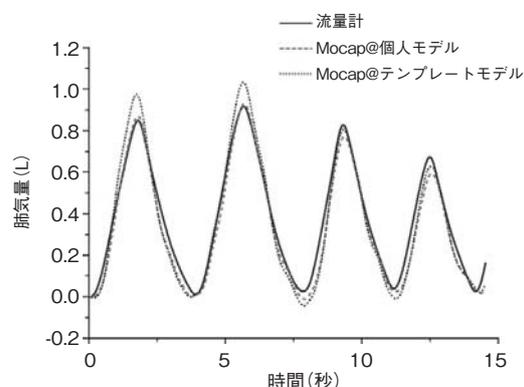


図3 安静呼吸試技の肺気量
正方向が吸気を示す

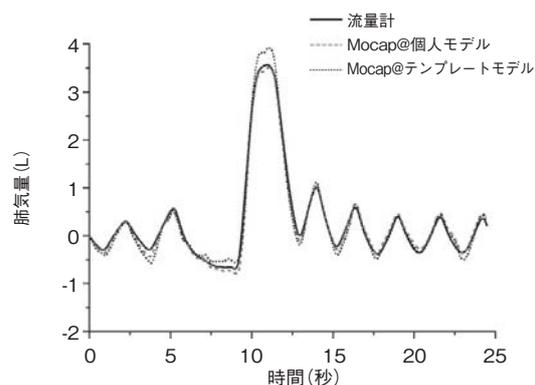


図4 肺活量試技の肺気量
正方向が吸気を示す

は、流量計法と個人モデル法で0.995 ($P < 0.001$)、流量計法とテンプレートモデル法で0.991 ($P < 0.001$) であった。最大随意換気量試技における肺気量の結果を図5に示す。級内相関係数は、流量

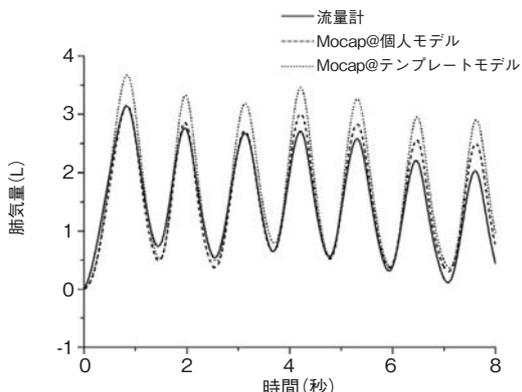


図5 最大換気量試技の肺気量
正方向が吸気を示す

計法と個人モデル法で0.972 ($P < 0.001$), 流量計法とテンプレートモデル法で0.903 ($P < 0.001$)であった。

2. 2 競泳試技 (実験2)

競泳試技における肺気量の結果を図6に示す。級内相関係数は、流量計法と個人モデル法で0.717 ($P < 0.001$), 流量計法とテンプレートモデル法で0.578 ($P < 0.001$)であった。

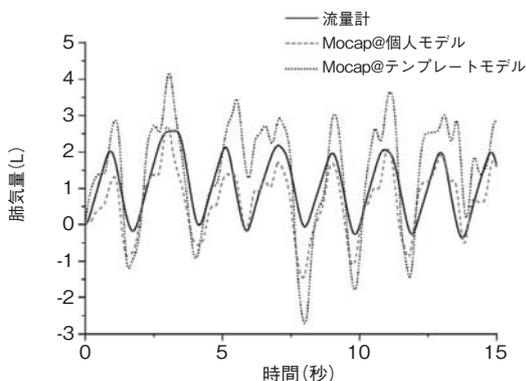


図6 競泳試技の肺気量
正方向が吸気を示す

3. 考 察

本研究は、競泳中の経時的な肺気量の推定法の開発を目的に、呼吸運動表現モデルを作成した。安静立位で実施した呼吸テストにおける肺気量は、呼吸運動表現モデルを用いることで、非常に

高い精度で算出できたが、競泳中においては呼吸テスト時よりも算出精度は低かった。

本研究では、呼吸運動表現モデルおよび体幹部のマーカーから表皮変形を復元し、モデルの体積変化から経時的に肺気量を推定した。呼吸テストで実施したいずれの試技においても級内相関係数は非常に高い値が得られたことより ($ICC > 0.90$), 本手法は、浅く小さな呼吸 (安静呼吸試技), 深く大きな呼吸 (努力性肺活量試技), 運動中のような素早い呼吸 (最大随意換気量試技) においても、非常に高い精度で肺気量が推定可能であることが確認された。一方、競泳試技においては、高い級内相関係数 ($ICC = 0.717$) が得られたものの、呼吸テスト時と比較すると低値を示した。この試技間における算出精度の違いには、四肢の動きに伴う皮膚の伸縮が影響したと考えられる。今回実施した立位姿勢での呼吸テスト中には、四肢の動きはほとんどみられないため、呼吸に伴う動きのみがマーカーデータに反映される。一方、クロール泳中には、肩を大きく動かすため、それに伴う皮膚の伸縮がマーカーデータに影響したことが考えられる。すなわち、競泳試技においては、呼吸以外の動きがマーカーデータに反映された可能性がある。また、肩の動きのみならず、腹腔内圧を増加させるドローインや腹筋群の共収縮によっても、体幹部に体積変化が生じるため、同様に算出誤差が生じることが予想される。これらは、モーションキャプチャで取得したマーカーから肺気量を推定する上での限界点ともいえる。先行研究のように、体幹部の前後面に貼付した多数のマーカーを幾何学的にモデル化する方法¹²⁻¹⁵⁾を用いたとしても、同様に呼吸以外の動きによって算出誤差が生じると考えられる。この問題を解消するには、呼吸動作のみ反映されるマーカーセットを抽出し、それを基にした方法の確立が求められる。

個人の身体形状データを用いた個人モデルに加

え、呼吸運動表現モデル法の汎用性を検証するためにテンプレートモデルを用いて肺気量を推定した。流量計法との級内相関係数は、呼吸テストにおけるいずれの試技においても、個人モデル法がテンプレートモデル法より高値を示した。このことは、身体形状データに用いる体型の違いが表面形状の復元精度に影響することを示すものである。したがって、より精度高く肺気量を推定する必要がある場合には、個人の身体形状データを用いた呼吸運動表現モデルを使用することが推奨される。その一方で、呼吸テスト時にはテンプレートモデル法においても、個人モデル法と同様に、流量計法と非常に高い一致性が認められた ($ICC > 0.90$) ことから、呼吸運動表現モデル法は高い汎用性を有する手法であることが示唆された。

本研究で開発した呼吸運動表現モデルは、競泳のような肩を大きく動かす運動に応用するには、改善が必要である一方、今回実施した呼吸テストに加えて、ランニングや自転車運動のような下肢の運動中には応用できる可能性がある。さらに本手法は、幾何学的にモデル化する32点¹⁵⁾よりも少ない22点のマーカーから非常に高い精度で肺気量を推定することができた。そのため、計測準備の時間コストの削減につながり、臨床分野への応用も期待できる。また、本研究の呼吸運動表現モデルは、体幹部に網羅的にリンクを配置しているため、各リンクの動きを解析することで、胸式呼吸や腹式呼吸といった呼吸法の同定にも応用可能であると考えられる。

4. 結 論

本研究では、実環境に即した競泳中の肺気量変化を経時的に算出する方法の確立を目的に、体幹部のマーカーデータから呼吸運動を表現するデジタルヒューマンモデルを開発に取り組んだ。個人の身体形状データを基に作成した呼吸運動表現モデルを用いることで、体幹部のマーカーデータか

ら立位での呼吸テストにおける肺気量は非常に高い精度で算出できることが確認された。一方、競泳中においては、立位での呼吸テストと比較して、肺気量の算出精度に課題が残った。

謝 辞

本研究に対して助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。また、本研究を実施するにあたり、ご協力いただきました鹿屋体育大学大学院の加地智哉さん、信州大学大学院の鈴木亮晴さん、アーカイブティップス株式会社の早川亮二様、岡田宗典様に御礼申し上げます。

文 献

- 1) Toussaint H., Truijens M., Biomechanical aspects of peak performance in human swimming, *Anim. Biol.*, **55**, 17-40(2005)
- 2) 高木英樹, 抵抗を制する者, 勝負を制す. 水泳水中運動科学, **4**, 5-10(2001)
- 3) Psycharakis S.G., Yanai T., How does buoyancy affect performance during a 200m maximum front crawl swim? *J. Sports Sci.*, **36**, 2061-2067(2018)
- 4) Washino S., Mankyu H., Yoshitake Y., Estimation of vertical COG position by underwater motion-capture system with small number of markers during swimming, *The XIIIth International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming*, 182-186(2018)
- 5) Rodriguez., Maximal oxygen uptake and cardiorespiratory response to maximal 400-m free swimming, running and cycling tests in competitive swimmers, *J. Sport Med. Phys. Fit.*, **40**, 87-95(2000)
- 6) Washino S., Kanehisa H., Yoshitake Y., Neck inspiratory muscle activation patterns during well-controlled inspiration, *Eur. J. Appl. Physiol.*, **117**, 2085-2097(2017)
- 7) Washino S., Mankyu H., Kanehisa H., Mayfield D.L., Cresswell A.G., Yoshitake Y., Effects of inspiratory muscle strength and inspiratory resistance on neck inspiratory muscle activation during controlled inspirations, *Exp. Physiol.*, **104**, 556-567(2019)

- 8) Lomax M.E., McConnell A.K., Inspiratory muscle fatigue in swimmers after a single 200 m swim, *J. Sports Sci.*, **21**, 659–664 (2003)
- 9) Brown S., Kilding A.E., Exercise-induced inspiratory muscle fatigue during swimming: the effects of race distance, *J. Strength Cond. Res.*, **25**, 1204–1209 (2011)
- 10) Jakovljevic D.G., McConnell A.K., 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 (2009)
- 11) Washino S., Murai A., Yanai T., Mankyu H., Yasuhide Y., Inspiratory muscle fatigue would descend body to a deeper level during maximal 200-m front crawl swimming, *The XXVII Congress of the International Society of Biomechanics* (2019)
- 12) Cala S.J., Kenyon C.M., Ferrigno G., Carnevali P., Aliverti A., Pedotti A., Macklem P.T., Rochester D.F., Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis, *J. Appl. Physiol.*, **81**, 2680–2689 (1996)
- 13) Ferrigno G., Carnevali P., Aliverti A., Molteni F., Beulcke G., Pedotti A., Three-dimensional optical analysis of chest wall motion, *J. Appl. Physiol.*, **77**, 1224–1231 (1994)
- 14) Aliverti A., Dellaca R., Pedotti A., Optoelectronic plethysmography: a new tool in respiratory medicine, *Recenti. Prog. Med.*, **92**, 644–647 (2001)
- 15) Massaroni C., Piaia A., Karolina I., Dickinson J., Winter S., Schena E., Silvestri S., Comparison of marker models for the analysis of the volume variation and thoracoabdominal motion pattern in untrained and trained participants, *J. Biomech.*, **76**, 247–252 (2018)
- 16) Washino S., Mayfield D.L., Lichtwark G.A., Mankyu H., Yoshitake Y., Swimming performance is reduced by reflective markers intended for the analysis of swimming kinematics, *J. Biomech.*, **91**, 109–113 (2019)
- 17) Mochimaru M., Digital human models for human-centered design, *J. Robot. Mechatronics*, **29**, 783–789 (2017)
- 18) Endo Y., Tada M., Mochimaru M., Dhaiba: development of virtual ergonomic assessment system with human models, *Digit. Hum. Model*, 1–8 (2014)
- 19) Murai A., Hobara H., Hashizume S., Kobayashi Y., Tada M., Can forward dynamics simulation with simple model estimate complex phenomena?: Case study on sprinting using running-specific prosthesis, *ROBOMECH J.*, **5**, 1–8 (2018)
- 20) Murai A., Endo Y., Tada M., Anatomographic volumetric skin-musculoskeletal model and its Kinematic deformation with surface-based SSD, *IEEE Robotics and Automation Letters*, **1**, 1103–1109 (2016)
- 21) Tayashiki K., Takai Y., Maeo S., Kanehisa H., Intra-abdominal pressure and trunk muscular activities during abdominal bracing and hollowing, *Int. J. Sports Med.*, **37**, 134–143 (2016)