

運動時の左室-動脈カップリングにおける大動脈インピーダンスの寄与を解明：MRI計測による検討

産業技術総合研究所 福家真理那
(共同研究者) 同 樽味孝
同 東本翼
九州大学病院 稗田道成

Elucidating the Contribution of Aortic Impedance to Ventricular-Arterial Coupling During Exercise: An MRI-Based Study

by

Marina Fukuie, Takashi Tarumi, Tsubasa Tomoto

Human Informatics and Interaction Research institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Tehnology (AIST)

Michinari Hieda

Department of Medicine and Biosystemic Science Hematology, Oncology, and Cardiovascular Medicine, School of Medicine Kyushu University Fukuoka Japan

ABSTRACT

Because exercise alters both cardiac and vascular dynamics, the impact of aortic impedance on left ventricular ejection is likely to vary depending on the mode of exercise and an individual activity level. Aortic impedance, which represents the opposition to pulsatile blood flow, is a key determinant of left ventricular afterload and plays an important role in ventricular-arterial coupling. In this study, we aimed to investigate the influence of aortic impedance on left ventricular dynamics under two conditions: the acute effects of different exercise modes (Study 1) and the chronic adaptations observed in endurance-trained athletes (Study 2). In Study 1, we assessed

the relationship between aortic impedance and indices of left ventricular mechanical dynamic during rhythmic handgrip and dynamic cycling exercises. Handgrip exercise led to a selective increase in the pulsatile components of aortic impedance, particularly the characteristic impedance, which corresponds to aortic wall distensibility. These changes were significantly associated with increases in myocardial oxygen demand and mechanical energy output of the left ventricle. In contrast, cycling exercise decreased aortic impedance across a wider frequency range, including both characteristic and low-frequency harmonics. However, these changes showed no clear association with left ventricular mechanical dynamic indices, suggesting that different exercise modalities may influence ventricular-arterial interaction through distinct mechanisms. In Study 2, endurance-trained athletes exhibited chronically lower pulsatile aortic impedance at rest, which was associated with lower myocardial oxygen demand. However, no distinct features were found in mechanical energy indices. Together, these findings suggest that the effects of aortic impedance on ventricular-arterial coupling are modulated by both acute exercise mode and long-term exercise habits. Understanding these interactions may provide physiological insights for individualized exercise prescriptions aimed at optimizing cardiovascular efficiency.

キーワード

大動脈インピーダンス, 左室-動脈連関, 左室エネルギー動態, 運動様式, 運動時測定

Keyword

Aortic input impedance, Left ventricular-arterial coupling, Left ventricular energetics,

Exercise modality, Exercise measurement

要 旨

運動強度によって左室と動脈の循環生理学的挙動が動的に変化するため、大動脈インピーダンスの左室駆出への影響は運動様式や運動習慣により差異が生じると考えられる。本研究では、運動の急性効果として、ハンドグリップおよび自転車運動時の大動脈インピーダンスと左室のエネルギー動態の関係（課題1）、および慢性効果として持久系 Athlete におけるこれら指標の特性（課題2）を検討した。課題1では、ハンドグリップ運動で拍動性の高いインピーダンスが増加し、心筋酸素需

要や機械的エネルギーの増加と関連していた。一方、自転車運動ではインピーダンスは全体的に低下したが、左室の指標との明確な関連はみられなかった。課題2では、Athleteは拍動性の高いインピーダンスが低く、心筋酸素需要の低さと関連していたが、機械的エネルギーには特異的な特徴は認められなかった。以上より、大動脈インピーダンスは運動様式や運動習慣に依存して左室-動脈カップリングに影響を与えることが示唆された。

緒 言

左室からの血液駆出は、大動脈圧（後負荷）に

打ち勝ち、大動脈弁を開放することによって達成される。この後負荷は拍動性を有しており、心拍ごとの血圧・血流変動を反映する大動脈インピーダンスによって定量的に評価される。一方、臨床研究で一般的に用いられている末梢血管抵抗や平均動脈圧は、定常的な後負荷の指標であるため、心臓と血管がダイナミックに相互作用するヒト循環における本質的な負荷を捉えきれない可能性がある。

運動中、心臓は拍出量を増加させるために心拍数や収縮力を増強する一方、動脈系は血管トーンスでの調整を通じて全身の血流配分を制御する。これらの生理応答は、左室と動脈系の相互作用(左室-動脈カップリング)に変化をもたらし、左室駆出特性や左室エネルギー駆動効率にも影響を及ぼすと考えられる。特に、運動時における動脈系の動的な応答変化が左室エネルギー駆出効率に変化をもたらす可能性があり、この機序を理解することは、運動処方最適化や循環器疾患患者におけるリスク評価に重要な知見を提供する。

以上を踏まえ、本研究では、2種類の運動様式(レジスタンス運動および有酸素運動)における大動脈インピーダンスが左室エネルギー動態へ及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。また、第二の目的として、我々が以前報告¹⁾した持久系Athleteにおけるインピーダンス特性が、左室機械的・代謝的エネルギーと関連するかどうかを検討し、持久性運動の慢性効果(トレーニング適応)についても併せて評価した。

1. 方法

(課題1) 対象者 本課題では健常若年者19名からデータを収集した。心血管疾患及び運動器障害の既往がある者、現在または過去に喫煙歴のある者は除外した。また、MRIの安全基準を満たしていない者、閉所恐怖症をもつ者も除外対象者とした。すべての実験手続き、プロトコルは産業技

術総合研究所の倫理審査委員会の承認の下実施された。すべての対象者から、書面によるインフォームドコンセントが取得された。

(課題1) 実験プロトコル 対象者には、実験2時間以上前の絶食および測定24時間以上前からの激しい運動やカフェインの摂取を控えるように指示した。実験室に来室後、実験説明、形態的身体特性の計測を実施した。その後、MRIテーブルの上で仰臥位にさせ、左室短軸画像、大動脈血流画像を取得した。安静時の撮像終了後に、仰臥位安静姿勢のまま、利き手に関係なく、全対象者共通で右手での最大握力(MVC)テスト(TSD121B-MRI, BIOPAC Systems, California, U.S.A.)を2回行い、最大値のほうをMVCとして採用した。2分程度の安静後、40% MVCで3秒収縮・3秒弛緩の反復性ハンドグリップ運動(RHG)を行わせた。定常状態の達成のため、運動開始1分間後に胸部MRIの撮像を始めた。左室CINE画像の撮像終了まで運動を継続させた。撮像終了後、2分間安静にし、同じ手順で位相差コントラスト法(PC-MRI)によるRHG中の大動脈血流波形を取得した。各撮像中間で左上腕血圧から一般伝達関数法による大動脈圧波形の記録を行った。運動中、対象者はモニターの握力のリアルタイム表示を見ながら力を調整した。

RHG終了後、一度MRI室から退出し、20分間程度の安静を取ってから、再度MRI室に入室し、安静時の左室短軸CINE画像および大動脈血流波形を取得した。その後、予備実験で心拍数100拍/分となる絶対強度(男性15 watt, 女性10 watt)でケーデンス50回転/分の自転車運動をさせた。なおケーデンスは、メトロノームを用いて維持させた。定常状態での撮像を行うため運動開始1分後から撮像を始めた。左室短軸CINE画像撮像に連続して大動脈CINE PC-MRI撮像を行った。大動脈PC-MRI撮像終了後の大動脈圧波形の記録が終わるまで運動は継続させた。

(課題2) 対象者 本課題は、我々が以前、持久系 Athlete の大動脈インピーダンス特性に関する報告¹⁾におけるデータを再解析した。解析対象者は、持久系 Athlete 15名、同年代の Sedentary 16名であった。ただし、左室 CINE 画像は欠損や質が不良であるデータを除き、Athlete 6名、Sedentary 10名分のデータで解析した。

(課題2) 実験プロトコル 課題1の安静時撮像方法と同様の手順で撮像した。

MRI データ取得と解析大動脈血流：上行大動脈血流は、CINE PC-MRI を用いて測定した。まず3点の位置決定ツールを用いて胸部大動脈の斜位矢状断像(二重斜位)、いわゆる candy-cane view を取得した。次に2次元高速フィールドエコーシーケンスを用いて心電図同期(レトロスペクティブ ECG ゲーティング)下に自由呼吸で CINE PC-MRI 撮像を行った。データ取得スライスが肺動脈分岐部直上に配置した。CINE PC-MRI では、マグニチュード画像および位相画像を以下のパラメータで取得した：速度エンコーディング 250 cm/s、心周期数：30 フェーズ、視野 350 × 300 mm、面内分解能 1.22 × 1.22 mm、スライス厚 8 mm、繰り返し時間 4.0 ms、エコー時間：2.4 ms、フリップ角：10°、信号平均回数 2 回。撮像時間は対象者の心拍数に依存するが、5分程度であった。すべての CINE PC-MRI データは画質を目視で確認し、速度アライアシング (aliasing) は全被験者において認められなかった。

CINE PC-MRI データは、Q-flow ソフトウェア (Philips Medical Systems, Amsterdam, The Netherlands) を用いて半自動的に解析され、上行大動脈の血流波形が作成された。上行大動脈の血管腔境界を1枚のマグニチュード画像上において手動でトレースした。次にその境界が残りのすべてのマグニチュード画像に対応する各心周期の位相画像へ自動的に適用された。上行大動脈血流量率波形は心周期全体にわたり断面積と平均血流速

度の積で算出された。課題2の一回拍出量は左室短軸画像の取得数が少ないため、大動脈血流量波形により算出した。一回拍出量と心拍数の積から心拍出量を算出し、平均血圧を心拍出量で割り総末梢血管抵抗を算出した。

大動脈圧：CINE- PC MRI 中、上行大動脈圧は、SphygmoCor XCEL システム (ATCOR Medical, Sydney, Australia) を用いて、上腕圧波形から一般化伝達関数により推定された。XCEL システムの電子モジュールは MRI 室の外に設置され、MRI 室の壁にある波導を通して空気チューブを延長し、MRI ボア内で仰向けに横たわる参加者が装着したカフに接続された。上腕動脈血圧を記録した後、カフは拡張期血圧以下のレベルまで再度加圧され、20秒間そのまま保持して連続的な上腕圧波形を収集した。圧波形は収縮期および拡張期血圧値で較正され、一般化伝達関数を用いて 128 Hz で単一の大動脈圧波形として再構成された。延長されたチューブ付きの上腕動脈オシロメトリックカフは、MRI 室内での大動脈圧推定に適しており、本研究および以前報告した研究¹⁾でも使用されている。延長チューブの妥当性に関しては先の研究で報告している。

大動脈インピーダンスの算出方法：インピーダンススペクトルは、位相コントラスト MRI から得られた上行大動脈の時間あたりの血流量 (m^3/s) と、SphygmoCor XCEL システムから得られた上行大動脈圧 (mmHg) のフーリエ変換から計算された。両信号は、心拍ごとに 1000 ポイントに再サンプリングされ、DC 成分が除去された。大動脈圧と流量の波形は、FFT (高速フーリエ変換) にかけて、それぞれのハーモニック (調和成分) における周波数領域での複素圧と流量を得た。その後、各ハーモニックにおける圧 (P) を流量 (Q) で割ることで、複素数インピーダンス $Z(f) = P(f) / Q(f)$ が算出された。反射波の影響が最も少ないとされる特性インピーダンス (Z_c) を個々のイン

ピーダンス位相が0交差した以降の高調波における係数を平均して算出した。

左室容積と左室容積-圧ループ：心臓MRIを用いて左心室の形態および機能を評価した。撮像には、短軸断面のバランスド・ファスト・フィールド・エコー法 (balanced fast field echo) を用い、心電図に同期したレトロスペクティブ・ゲーティングおよび呼吸終末での息止めを行った。撮像条件は以下のとおりである：視野 (field of view) は340×340 mm, スライス厚は8 mm, スライス数は14枚 (スライス間のギャップなし), 面内分解能は1.41×1.41 mm, 心周期あたりのフェーズ数は30, フリップ角は50°であった。左室容積曲線は、QMassソフトウェア (Version 8.1, Medis Medical Imaging Systems B.V., Leiden, The Netherlands) を用いた修正シンプソン法により算出した。この曲線より最大と最小を拡張・収縮末期容積 (LVEDV・ESV) とした。駆出率 (ejection fraction, EF) は、以下の式により求めた：EF (%) = (LVEDV - ESV) / LVEDV × 100。

左室容積曲線と同時に取得された大動脈圧波形を用いて先行研究²⁾に基づき、以下の方法で圧-容積ループを描画した。大動脈圧と左室容積波形を100ポイントにリサンプリング処理を行い、各ポイントで圧/容積から時変仮エラスタンスを算出する。この時変エラスタンスE (t) の算出式であるDouble-Hill関数に必要な因子を算出した。

$$E(t) = E_{max} \times \frac{\left(\frac{t}{t_{max}}\right)^n}{1 + \left(\frac{t}{t_{max}}\right)^n} \times \frac{1}{1 + \left(\frac{t}{t_{min}}\right)^m}$$

E_{max}: 時変仮エラスタンスの最大値, t: 時間, t_{max}: E_{max}の時間, t_{min}: エラスタンスの低下する時間, n: 収縮期の立ち上がりの鋭さ, m: 弛緩期の低下の鋭さ。このうち「t_{min}」, 「n」, 「m」は任意の時間で初期設定された。時変仮エラスタンスとDouble-Hill関数により算出されたE (t) の二乗誤差を算出した。二乗誤差と上記のDouble-

Hill関数の構成因子を用いてエクセルのソルバー機能でのDouble-Hill関数により算出されたE (t) の最適化を行った。左室圧 (LVP) を以下の式より算出した。

$$LVP = E(t) \times (LVV - V_0)$$

E (t): 最適化後の時変エラスタンス, LVV: 時点の左室容積, V₀: 左室内圧「0」の時の容積。本研究ではV₀を0に設定した。

菅らの概念³⁾にしたがってPVループを使って左室機械的エネルギーを算出した。このループ内を左室血液駆出に関わる外部機械的エネルギーであるStroke work (J) として算出した。熱や蓄積エネルギーとなるPotential energy (J) として、ループ外左側の収縮末期圧-容積直線 (V₀とE_{max}を結ぶ直線) の下の面積を算出した。また、左室機械的エネルギー変換効率性はStroke workとPEの総和をStroke workで割り100分率にして算出した。

統計解析：課題1における統計解析には混合線形モデルを用いた。反復測定デザインに対しては、共分散構造として複合対称性を仮定した。固定効果因子として「条件 (安静・運動)」を指定し、各条件における主要アウトカムの差を評価した。また、各指標間の条件による変化の相関は反復測定相関により算出した。

課題2では、サンプルの欠損が多かった左室容積に関わる指標を除き、各群間の比較には対応のないt検定を用いた。左室容積指標については正規性を満たさなかったため、Mann-Whitney U testを用いた。各指標間の相関解析にはピアソンの積率相関係数を使用した。

すべての統計解析はSPSS Statistics version 26 (IBM Corp., Armonk, NY, U.S.A) を用いて行い、p値<0.05を統計学的有意とした。

2. 結果

課題1：ハンドグリップ運動 対象者の身体的特性は、平均年齢 24 ± 4 歳、身長 169.2 ± 9.7 cm、体重 63.3 ± 17.1 kg、体格指数 (BMI) 21.9 ± 4.5 kg/m²であった。対象者19名全員がハンドグリップ運動を完遂し、欠損データは存在しなかった。

血行動態の結果は、表1に示した。上腕 (Brachial)・大動脈 (Aortic) 収縮期血圧 (systolic BP)、拡張期血圧 (Aortic diastolic BP)、平均血圧 (Aortic MAP) はハンドグリップ運動時に顕著に増加した。しかし反射波の代表的な指標である増大指数 (Augmentation index) は増加傾向にとどまった。

表1では、左室容積変化も示した。拡張末期容積 (EDV) はハンドグリップ運動で平均5 mLのわずかな増加を示し、収縮末期容積 (ESV) に変化はなかったが駆出率 (EF) は増強していなかった。

心拍数 (Heart rate) と1回拍出量 (Stroke volume) が顕著に増加したため、心拍出量 (Cardiac output) も有意な増加を示した。一方末梢血管抵抗 (TPR) に変化はなかった。

左室機械的エネルギー指標 (表1) はStroke workとPotential energyの両方がハンドグリップ運動で増加したが、左室機械的エネルギー変換効率 (LV mechanical efficiency energy) に有意な変化は認められなかった。

大動脈インピーダンスの位相はハーモニックスの主効果と相互作用を認めた。第1-2のHRハーモニックスでは条件間に差はなく血流が先行した (位相が負) 状態であったが、第3HRハーモニックスでハンドグリップ運動条件の位相が急激な上昇を示し、急峻な圧の先行が認められた。ただし、どちらも第2から第3HRハーモニックスの間で位相の逆転が生じた。係数 (Modulus) の変化 (図1 (A)) もハーモニックスの主効果と相互作用を認

表1 Change in cardiovascular parameters during rhythmic handgrip (RHG) exercise

N	(female)	Rest		RHG		LMM p-values
		Mean	(95%CI) (Lower-Upper)	Mean	(95%CI) (Lower-Upper)	
<i>Blood pressure measurements</i>						
Heart rate	beats/min	63	(59-68)	75	(70-80)	<0.001
Brachial systolic BP	mmHg	112	(107-117)	127	(122-132)	<0.001
Brachial pulse pressure	mmHg	42	(39-46)	43	(39-47)	0.591
Aortic systolic BP	mmHg	97	(92-102)	113	(108-117)	<0.001
Aortic pulse pressure	mmHg	27	(25-29)	27	(25-29)	0.565
Aortic diastolic BP	mmHg	70	(66-75)	85	(81-90)	<0.001
Aortic MAP	mmHg	81	(76-85)	98	(93-102)	<0.001
Augmentation index	%	1.39	(-4.29-7.08)	5.88	(0.20-11.57)	0.060
<i>Left ventricular measurements</i>						
EDV	mL	103	(92-114)	108	(97-119)	0.001
ESV	mL	46	(40-52)	48	(41-54)	0.170
EF	%	55.9	(53.3-58.5)	56.7	(54.0-59.3)	0.292
Stroke volume	mL	57	(51-63)	61	(55-66)	0.007
Cardiac output	L/min	3.56	(3.18-3.93)	4.49	(4.12-4.86)	<0.001
TPR	mmHg/L/min	23.37	(21.13-25.61)	22.46	(20.22-24.70)	0.262
Stroke work	J	0.770	(0.681-0.858)	0.925	(0.837-1.014)	<0.001
Potential energy	J	0.577	(0.484-0.671)	0.684	(0.591-0.778)	<0.001
LV mechanical efficiency	%	57.8	(55.6-59.9)	58.0	(55.9-60.2)	0.688

These data were demonstrated as estimated mean and 95% confidence interval. Bold p-values presented < 0.050. BP: blood pressure, EDV: end-diastolic volume, EF: ejection fraction, ESV: end-systolic volume, MAP: mean arterial pressure, TPR: total peripheral resistance

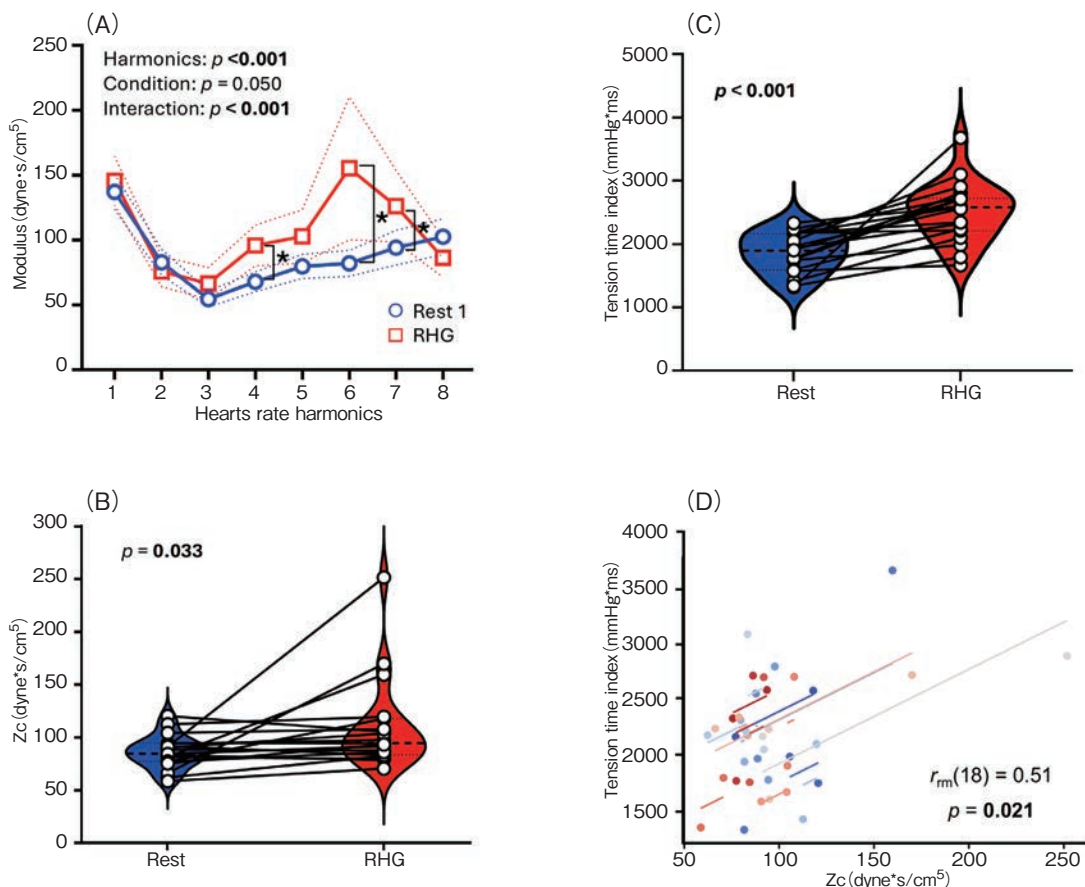


図1 ハンドグリップ運動時の大動脈インピーダンスと心筋酸素需要

(A) 心拍ハーモニクスにおける大動脈インピーダンス, (B) 特性インピーダンス, (C) 緊張時間指数, (D) 特性インピーダンスと心筋酸素需要の関係を示す。(A-C)における青は安静時, 赤はハンドグリップ運動時を示す。(A)の[*]は事後検定で有意な群間差が認められたことを示す。(B・C)の丸記号と折れ線は個人の安静時からハンドグリップ運動時の変化を示す。

めた, 第4と第6-7 HR ハーモニクスでハンドグリップ運動時の方が有意に高いModulusが認められた。反射波の影響が最小限になる特性インピーダンス (Z_c , 図1 (B)) はハンドグリップ運動時に有意に増加した。

左室酸素需要の指標である緊張時間指数 (Tension time index) はハンドグリップ運動時に有意に増加した (図1 (C))。

特性インピーダンスと左室エネルギー動態との関係性を反復測定相関分析で解析した結果, 特性インピーダンスは, Stroke work ($r_{rm}(18) = 0.46$, 95% CI [0.024, 0.751], $p = 0.04$), Potential energy ($r_{rm}(18) = 0.59$, 95% CI [0.201, 0.819], $p = 0.006$) およびTension time index ($r_{rm}(18) = 0.51$, 95% CI

[0.089, 0.778], $p = 0.021$, 図1 (D)) と正の相関が認められた。一方, TPRはStroke work ($r_{rm}(18) = -0.20$, 95% CI [-0.59, 0.267], $p = 0.401$), Potential energy ($r_{rm}(18) = -0.03$, 95% CI [-0.469, 0.415], $p = 0.889$) およびTension time index ($r_{rm}(18) = 0.16$, 95% CI [-0.307, 0.56], $p = 0.509$) と相関関係はなかった。

2. 1 課題1: 自転車運動

自転車運動も19名全員が完遂したが, 安静時および運動時の両方で血圧が測定できなかった者が1名, 運動時のみ血圧が測定できなかった者が5名, 大動脈血流と血圧の測定位相がずれていた者が1名存在した。これらを除外した結果, 安静

時18名、運動時13名の血行動態指標および左室容積指標が得られた。なお、大動脈インピーダンスに関しては、運動時に12名の実測値を用いて解析を行った。本課題における統計解析は、混合線形モデルを用い、欠損値補完処理は標準的な統計手続きに基づいて行った。結果は、推定平均値および95%信頼区間で示した。

自転車運動時の血行動態の変化は表2に示している。上腕・大動脈収縮期、拡張期、平均血圧は有意に増加した。Augmentation indexは大きく減少しているように観察されるがばらつきが大きく、有意な差とはならなかった。

EDVおよびESVはどちらも有意に増加した。EFは増加傾向が認められた。Heart rateとStroke volumeの両方の顕著な増加の結果、Cardiac outputはおおよそ2倍増加を示した。TPRは低下した。

自転車運動時の左室機械的エネルギーは、

Stroke workとPotential energyの両方の有意な増加が認められた。しかし、LV mechanical efficiencyに変化はなかった。

自転車運動時の大動脈インピーダンスの位相は、ハーモニックスの主効果と相互作用を認めた。位相逆転周囲に条件間の差はなかった。Modulusは第7-8の高周波領域だけでなく、第1-2 HRハーモニックスの低周波領域でも自転車運動時の方が有意に低いインピーダンスを示した(図2(A))。しかし、Zcでは自転車運動時の低下傾向しか認められなかった(図2(B))。

一方、自転車運動時のTension time indexは有意に増加した(図2(C))。

安静から自転車運動によるZcの変化はStroke work ($r_{rm}(11) = -0.43$, 95% CI [-0.793, 0.158], $p = 0.142$), Potential energy ($r_{rm}(11) = -0.54$, 95% CI [-0.84, 0.019], $p = 0.058$), Tension time index ($r_{rm}(12) = -0.37$, 95% CI [-0.75, 0.205], $p = 0.199$, 図2

表2 Change in cardiovascular parameters during cycling around heart rate 100 beats/min

N	(female)	Rest		Cycling		LMM p-values
		Mean	(95%CI) (Lower-Upper)	Mean	(95%CI) (Lower-Upper)	
<i>Blood pressure measurements</i> *						
Brachial systolic BP	mmHg	112	(108-117)	122	(117-128)	0.006
Brachial pulse pressure	mmHg	44	(38-50)	47	(41-53)	0.235
Aortic systolic BP	mmHg	96	(93-99)	106	(102-109)	<0.001
Aortic pulse pressure	mmHg	27	(24-31)	27	(23-31)	0.818
Aortic diastolic BP	mmHg	69	(66-72)	79	(75-82)	<0.001
Aortic MAP	mmHg	79	(77-82)	91	(88-94)	<0.001
Augmentation index	%	-1.2	(-9.7-7.4)	-8.2	(-18.3-1.8)	0.205
<i>Left ventricular measurements</i> +						
Heart rate	beats/min	63	(57-69)	94	(88-100)	<0.001
EDV	mL	101	(88-115)	122	(109-135)	<0.001
ESV	mL	43	(35-51)	50	(42-57)	0.006
EF	%	58	(55-61)	60	(57-63)	0.058
Stroke volume	mL	59	(52-65)	72	(66-79)	<0.001
Cardiac output	L/min	3.69	(3.15-4.24)	6.70	(6.16-7.25)	<0.001
TPR	mmHg/L/min	22.33	(20.28-24.37)	14.38	(12.27-16.49)	<0.001
Stroke work	J	0.800	(0.708-0.893)	0.969	(0.870-1.067)	<0.001
Potential energy	J	0.574	(0.466-0.682)	0.704	(0.589-0.820)	0.007
LV mechanical efficiency	%	59.0	(56.0-62.0)	59.1	(55.8-62.5)	0.927

These data were demonstrated as estimated mean and 95% confidence interval. Bold p-values presented < 0.050. BP: blood pressure, EDV: end-diastolic volume, EF: ejection fraction, ESV: end-systolic volume, MAP: mean arterial pressure, TPR: total peripheral resistance, *: Hemodynamic data were available for 19 participants at rest and for 14 participants during cycling exercise (blood pressure waveforms could not be obtained in 5 participants during cycling). +: Data from all 19 participants were available for both rest and cycling conditions.

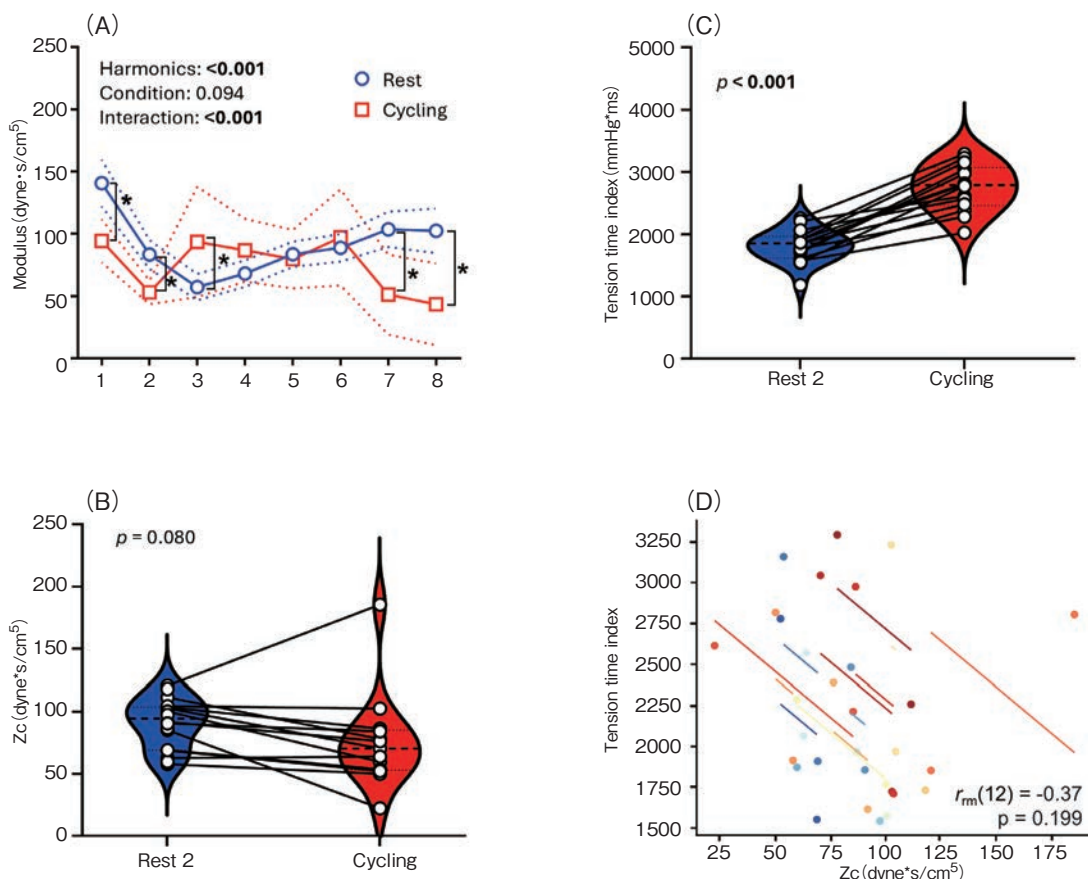


図2 自転車運動時の大動脈インピーダンスと心筋酸素需要

(A) 心拍ハーモニクスにおける大動脈インピーダンス、(B) 特性インピーダンス、(C) 緊張時間指数、(D) 特性インピーダンスと心筋酸素需要の関係を示す。(A-C)における青は安静時、赤は自転車運動時を示す。(A)の「*」は事後検定で有意な群間差が認められたことを示す。(B・C)の丸記号と折れ線は個人の安静時から自転車運動時の変化を示す。

(D)のどれとも関連する指標はなかった。しかし、TPR と、Stroke work ($r_{rm}(12) = -0.81, 95\% \text{ CI } [-0.936, -0.481], p < 0.001$), Potential energy ($r_{rm}(12) = -0.74, 95\% \text{ CI } [-0.913, -0.348], p = 0.002$), Tension time index ($r_{rm}(13) = -0.88, 95\% \text{ CI } [-0.959, -0.662], p < 0.001$) これらの指標は関連しなかった。

2. 2 課題2: 持久系 Athlete (慢性効果)

持久系 Athlete (15名) と Sedentary (16名) 群の平均年齢 (20 ± 1 vs. 21 ± 2 歳, $p = 0.181$) と身長 (171.4 ± 6.1 vs. 172.8 ± 5.7 cm, $p = 0.529$) には違いはなかった。体重 (57.6 ± 6.2 vs. 67.3 ± 13.5 kg, $p = 0.017$) と BMI (19.7 ± 1.2 vs. 22.6 ± 4.2 kg/m², p

$= 0.015$) は Athlete 方が有意に低かった。

すべての指標の群間差を表3に示した。Aortic diastolic BP と Aortic MAP, Augmentation index は Athlete のほうが Sedentary よりも有意に低かった。Athlete は Sedentary よりも Heart rate が低く、Stroke volume が高かったが Cardiac output には群間差はなかった。

大動脈インピーダンス Modulus は、前回に報告した結果と同様に、高周波領域で低くなった。そのため、Zc も Athlete のほうが Sedentary よりも有意に低かった (表3)。

左室機械的エネルギーの Stroke work, Potential energy に群間差はなく LV mechanical efficiency も違いはなかった。

表 3 Cardiovascular parameters in Athlete and Sedentary group

		Athlete	Sedentary	p-values
		Mean ± SD	Mean ± SD	
N		15	16	
<i>Blood pressure measurements</i>				
Aortic systolic BP	mmHg	94 ± 7	99 ± 7	0.051
Aortic pulse pressure	mmHg	31 ± 5	30 ± 5	0.686
Diastolic BP	mmHg	64 ± 7	69 ± 7	0.023
Mean arterial pressure	mmHg	73 ± 6	80 ± 7	0.009
Augmentation index	%	-13 ± 10	-1 ± 8	<0.001
Heart rate*	beats/min	48 ± 4	58 ± 9	0.001
Stroke volume*	mL	95 ± 21	80 ± 10	0.022
Cardiac output*	L/min	4.53 ± 0.81	4.61 ± 0.58	0.748
<i>Left ventricular measurements</i>				
Tension time index	mmHg · ms	1399 ± 137	1733 ± 254	<0.001
Stroke work [†]	J	1.05 ± 0.08	1.08 ± 0.12	1.000
Potential energy [†]	J	0.70 ± 0.21	0.78 ± 0.11	0.428
LV mechanical efficiency [†]	%	60.63 ± 6.88	58.23 ± 2.65	0.713
<i>Left ventricular afterload</i>				
TPR*	mmHg/L/min	16.80 ± 3.92	17.53 ± 1.83	0.509
Zc	dyne · s/cm ⁵	76.1 ± 19.0	91.5 ± 19.4	0.035

These data were demonstrated as estimated mean and 95% confidence interval. *: Data calculated from aortic blood flow rate of phase-contrast MRI due to the small number of people on cardiac CINE images. Bold p-values presented < 0.050. BP: blood pressure, TPR: total peripheral resistance, Zc: characteristic impedance, [†]: Because of suboptimal image quality, the number of participants included in the analysis was limited (Athlete group: 6, Sedentary group: 10).

一方、Tension time index は Athlete のほうが有意に低かった。

Zc と Tension time index は正の相関関係 ($r_s = 0.451, p = 0.010$) を示したが、Zc と Stroke work ($r_s = -0.012, p = 0.966$)、Potential energy ($r_s = -0.085, p = 0.753$) は関連性が認められなかった。

3. 考 察

本研究では、2つの課題を通じて、運動による大動脈インピーダンスの変化が左室エネルギー動態に及ぼす影響を検討した。その結果、以下の知見が得られた。第一に、ハンドグリップのようなレジスタンス運動中は、大動脈特性インピーダンス (Zc) が上昇し、大動脈壁の拡張性の低下を示した。この変化は左室の機械的および代謝的エネルギー指標と有意に関連し、Zcの左室機械的な外部出力 (Stroke work)、潜在的エネルギー (Potential energy)、心筋酸素需要 (Tension time index) への寄与率は20～35%に達した。一方、有酸素運動中は、大動脈インピーダンス Modulus

が低下したが、これらの変化と左室エネルギー動態との有意な関連性は認められなかった。さらに、本研究では、この変化が左室の機械的動態指標とは関連しない一方、代謝的動態指標とは有意に関連することが新たに見出された。これらの結果は、運動様式の違いによって左室-動脈カップリングの特性が異なることを示唆しており、とくにレジスタンス運動では左室エネルギー動態への影響が大きい可能性を示している。本知見は、運動様式による心血管適応メカニズムの理解に寄与するとともに、心血管疾患に対する個別化された運動処方の方立案に重要な示唆を与える。

左室-動脈カップリングは、大動脈実効エラストランス (Ea) と左室エラストランス (Ees) 比から評価されることが多い。安静時においてEaは(動脈スティッフネスに関係する)拍動性の負荷よりも(末梢血管抵抗に関係する)定常性の負荷に対して、約3倍の感受性を持つ⁴⁾。運動時には、Eaは動脈スティッフネスや反射波の影響を強く受けるとされている⁵⁾。したがって、従来の非侵襲的評

価では、安静時と運動時におけるカップリングの変化を同一の指標で評価することが困難であった。一方、大動脈インピーダンスは、Heart rateに由来する周波数領域ごとに区分して評価できるため、より精緻な解析が可能である。本研究では、レジスタンス運動中には特性インピーダンス、すなわち動脈スティフネスの変化が左室後負荷に強く寄与し、機械的（拍出効率）および代謝的エネルギーにも中等度の影響を与えることが示された。一方、自転車運動では、特性インピーダンスに加え、基本調波に相当する低周波領域でもインピーダンスが低下し、TPRと左室エネルギー動態との間に強い関連性が認められた。これらの結果から、レジスタンス運動では動脈スティフネスのような構造的特性による左室後負荷が、また有酸素運動では反射波や末梢血管の収縮・弛緩による平均血圧の変化が、左室-動脈カップリングに大きく影響することが示唆される。

さらに、我々が以前に報告した持久系 Athleteの安静時データでは、TPRではなく動脈スティフネスが低いという特性が認められた¹⁾。このことは、運動の急性効果と慢性効果が、動脈の異なる部位に異なる影響を及ぼす可能性を示唆している。

4. 結 論

運動様式の違いにより、大動脈インピーダンスが左心室のエネルギー動態に与える影響は異なることが示された。有酸素性運動中には、反射波やTPRなど、全身の動脈特性が関与して大動脈インピーダンスが変化した。有酸素運動の慢性的な効果としては、大動脈の拡張性の改善、すなわち特性インピーダンスの低下が認められた。

謝 辞

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助成をいただき、本研究成果を国際学会で発表を行うことができました (European College of Sport Science (ECSS), Rimini, Italy, July 2025)。心より感謝申し上げます。また、本研究対象者と共同研究者には、労力と時間を提供していただきました、感謝申し上げます。

文 献

- 1) Fukuie M. et al., Ascending aortic impedance in young endurance athletes: a time-resolved phase-contrast MRI study., *Journal of Applied Physiology*, 136 (3) : p. 555-566 (2024)
- 2) Seemann F. et al., Noninvasive quantification of pressure-volume loops from brachial pressure and cardiovascular magnetic resonance., *Circulation: Cardiovascular Imaging*, 12 (1) : p. e008493 (2019)
- 3) Suga H., External mechanical work from relaxing ventricle., *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 236 (3) : p. H494-H497 (1979)
- 4) Chemla D. et al., Contribution of systemic vascular resistance and total arterial compliance to effective arterial elastance in humans., *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 285 (2) : p. H614-H620 (2003)
- 5) Otsuki T. et al., Contribution of systemic arterial compliance and systemic vascular resistance to effective arterial elastance changes during exercise in humans., *Acta physiologica*, 188 (1) : p. 15-20 (2006)