

5. 異なる収縮様式における心臓血管応答とそのメカニズムの検討

松岡なつき（教育学部スポーツ科学課程健康体力学コース 4年）

指導教員

増田 和実（人間社会研究域人間科学系）

I. 緒言

我々が日常的に行う運動には筋収縮が伴う。筋収縮は、物を押すなど筋肉の長さが一定のまま力を発揮する静的収縮と、物を持ち上げる・下ろすなど筋肉がその長さを変えながら力を発揮する動的収縮とがある。この動的収縮において、物を持ち上げる時の収縮様式は短縮性（concentric; CON）収縮、物を下ろす時の収縮様式は伸張性（eccentric; ECC）収縮と呼ばれる。これら二つの異なる収縮様式に伴う心拍数（heart rate; HR）や血圧（blood pressure; BP）の変動といった心臓血管応答の違いに着目した研究が数多くなされている。

CON収縮とECC収縮とでは最大随意筋力（maximum voluntary contraction; MVC）が異なり、CON収縮様式と比較してECC収縮様式で高い筋力が発揮されることが明らかにされている（Hollander, 2003）。そこで、運動負荷の相対性に着目して両収縮運動に伴う心臓血管応答を比較したところ、ECC収縮においてCON収縮よりも低い心臓血管応答が示唆された（Kreamer et al., 2006）。しかしながら、相対的に等しい運動負荷を用いた先行研究では、ECCのMVCをCONのMVCの120%と仮定しており、実際にそれぞれのMVCを測定していないため、相対的同一負荷で心臓血管応答を比較したとは言い難い。つまり、先行研究では単に相対的運動強度がCONよりも低かったためにECCにおいて低い心臓血管応答が得られたと考えられる。このことから、両収縮様式における心臓血管応答を比較するためには、それぞれの収縮様式におけるMVCから運動負荷を決定する必要があるといえる。

ところで、運動時の心臓血管応答の調節には筋化学受容器反射、筋機械受容器反射、セントラルコマンドなど複数の協調的な循環調節機構がある（定本, 1999）。その中でも、筋化学受容器反射は乳酸（lactate; La）などの代謝産物が蓄積する運動継続時や高強度運動時に働く。また、自律神経系（autonomic nerve system; ANS）活動が運動中の心臓血管系の調節に重要な役割を果たすことは広く知られている（小金澤と照井, 2005）。

そこで本研究では、異なる収縮様式での最大筋力を基にして運動負荷を設定し、収縮様式の違いが運動時の心臓血管応答ならびに心臓 ANS 活動に及ぼす影響を明らかにすることを第一の目的とした。また、第一の目的において明らかとなった収縮様式による心臓血管応答の違いに対する筋化学受容器反射の関与について検討することを第二の目的とした。

II. 実験方法

1. 被験者

被験者は循環器疾患の既歴のない健常な男子学生 6 名とした。被験者には本実験の目的ならびに方法、それに伴う危険性について十分に説明した上で、任意に参加の同意を得た。

また、実験前日の夕方以降の飲酒、カフェイン含有飲料、その他刺激物の摂取、および高強度の運動を禁止し、当日は起床から実験終了まで水以外の摂取を禁止した。すべての実験は 9 時から 12 時の間に行われた。

2. 測定項目

A. HR

心電図 (ECG) 用電極を胸部に貼り付け、HR を測定した。

B. BP

BP は自動血圧計 (HEM-757, Omuron, Japan) を用いて、左上腕部より収縮期血圧 (systolic blood pressure; SBP)、拡張期血圧 (diastolic blood pressure; DBP) の測定を行った。なお、平均血圧 (mean arterial pressure; MAP) を $MAP = DBP + (SBP - DBP) / 3$ の式から算出した。

C. RPP

心臓における酸素消費量の指標として、 $RPP (= HR \times SBP / 100)$ を算出した。

D. 血中乳酸値 ([La])

[La] は簡易血中乳酸測定機 (Lactate Pro, Arkray) によって被験腕の指先から検出した。

E. 心臓 ANS 活動

PC に取り込まれた ECG の波形の RR 間隔変動を FFT によりスペクトル解析して得られたパワースペクトルのうち、0.05-0.15 Hz の周波数域のパワー値の総和を LF、0.15-0.55 Hz の周波数域のパワー値の総和を全周波成分 (total power; TP) とした。先行研究に従い、LF/HF を心臓交感神経活動、HF/TP を心臓副交感神経活動の指標として用いた (Banner et al., 1997)。

F. iEMG

筋の活動レベルの指標として、EMG の波形を絶対値化処理をし、積分値化した筋電図積分値 (integrated electromyogram: iEMG) を測定した。iEMG は各セッションにおける運動のうち 3 回目の収縮中の 0.8 秒間の平均値を MVC_{150} における iEMG によって正規化して算出した。なお、EMG 用電極は主動筋である上腕二頭筋と拮抗筋である上腕三頭筋に貼付した。

G. NIRS

NIRS (NIRO-300, Hamamatsu Photonics, Japan) のプローブを上腕二頭筋中部位に取り付け、得られた total [Hb/Mb] の値を活動筋内の血液量 (血液貯留) の様相を表す指標とした。

3. 実験手順

A. 運動プロトコール

被験者は CON@Con₅₀ 試行、ECC@Con₅₀ 試行、ECC@Ecc₅₀ 試行、CON@Con₅₀ cuff 試行、ECC@Ecc₅₀ cuff 試行の 5 種類の試行を 5 日間に分けて行った。

被験者は十分なストレッチを行った後、その日に実施する運動負荷の 1 RM (one repetition maximum) の測定を行った。次に、被験者は 30% 1 RM の運動負荷で当日に実施する収縮様式における練習試行を行った。

CON 運動は被験者が 2 秒で肘を 120° から 60° まで屈曲し、検者が 3 秒かけて負荷を支持しながら下ろすリズムで行われた。また、ECC 運動は被験者が 2 秒で肘を 60° から 120° まで伸展し、検者が 3 秒かけて負荷を支持しながら引き上げるリズムで行われた (Figure 1)。運動中、被験者は一定の呼吸を維持するよう指示された。練習試行は被験者がスムーズに各収縮様式に

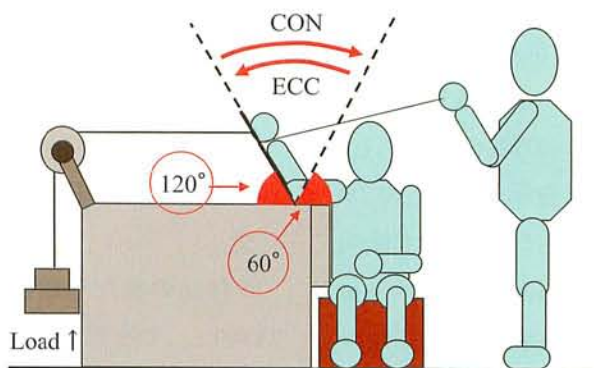


Figure 1. 運動様式の概要

における運動ができるようになるまで行われた。

練習試行から 30 分間の安静後、運動を 2 分間で 24 回行い、被験者は運動終了後、肘屈曲運動装置に座ったまま 10 分間安静にした (Figure 2)。

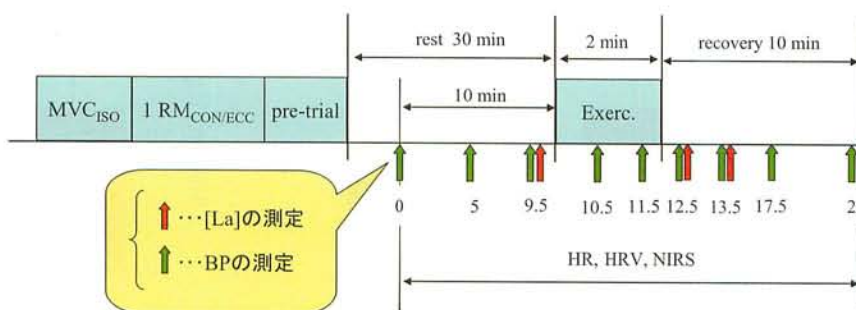


Figure 2. 実験プロトコール概要

B. Cuff 試行

CON@Con₅₀ cuff 試行と ECC@Ecc₅₀ cuff 試行においては、運動腕の肩腕部に Cuff を装着して 50 mmHg で加圧した。静脈流が制限され、活動筋内に代謝産物を蓄積させることを目的とした。Cuff による圧迫は運動開始 3 分前から運動終了 2 分後までの間行い、被験者は加圧状態で運動を実施した。

4. 統計処理

全ての統計量は平均値±標準偏差で表した。経時的変化においては繰り返しのある二元配置分散分析 (時間×条件) を行い、BP (cuff の影響)、MVC、iEMG の検定には一元配置の分散分析 (条件) を行った。なお、分散分析の結果、平均値に有意差がみられた場合には Post-Hoc test として Tukey-Kramer の多重比較検定を行った。有意水準は 5%未満とした。

III. 結果

1. 異なる収縮様式における MVC の比較

CON、ISO、ECC 収縮様式における MVC はそれぞれ 17.5 kg、21.6 kg、25.7 kg であった。MVC_{ISO} に対して、MVC_{CON} は約 19.1 % 低値を示し ($p < 0.01$)、MVC_{ECC} は約 19.4 % 高値を示した ($p < 0.01$)。また、MVC_{CON} は MVC_{ECC} と比較して約 47.7 % 有意に高値を示した ($p < 0.01$)。

2. 異なる収縮様式における心臓血管応答の比較

Figure 3 には運動終了前 30 秒間の異なる収縮様式における Δ HR の値を示した。ECC@Con₅₀ は CON@Con₅₀ よりも有意に低値を示し ($p < 0.01$)、ECC@Con₅₀ は ECC@Ecc₅₀ と比較して有意に低値を示した ($p < 0.05$)。また、有意差は認められなかったものの、ECC@Ecc₅₀ は CON@Con₅₀ よりも低値を示す傾向にあった。

Figure 4 には運動終了 30 秒前の異なる収縮様式における Δ SBP の値を示した。CON@Con₅₀ と比較して ECC@Con₅₀、ECC@Ecc₅₀ で有意に低値を示した ($p < 0.05$)。また、有意差は認められなかったものの、 Δ DBP、 Δ MAP においても CON@Con₅₀ が最も高値を示す傾向にあった。

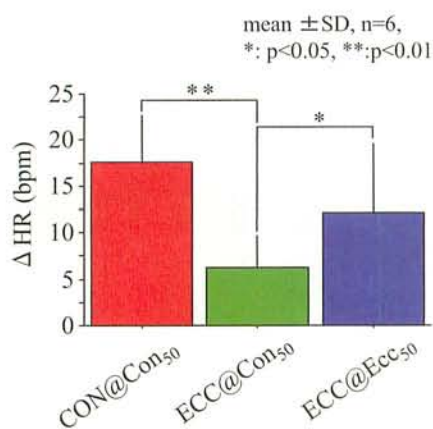


Figure 3. Δ HR の比較

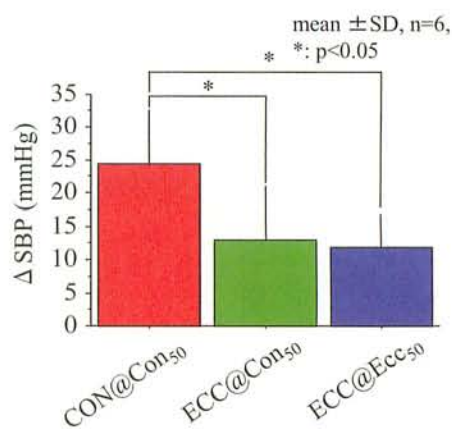


Figure 4. Δ SBP の比較

3. RPP および iEMG

RPP は CON@Con₅₀ と比較して ECC@Con₅₀、ECC@Ecc₅₀ で有意に低値を示した ($p < 0.05$)。また、iEMG においては、いずれの試行においても主動筋である上腕二頭筋が拮抗筋である上腕三頭筋よりも高値を示し、上腕二頭筋における CON@Con₅₀ は ECC@Con₅₀ よりも有意に高値を示した ($p < 0.05$)。また、有意差は認められなかったものの、ECC@Ecc₅₀ は CON@Con₅₀ よりも低値を示す傾向にあった。

4. 心臓血管応答に違いをもたらすメカニズムの検討について

心臓 ANS 活動の指標として用いた LF/HF、HF/TP はいずれも有意差は認められなかった。さらに、主に筋化学受容器反射の観点から心臓血管応答に違いをもたらすメカニズムを検討すべく実施した [La] の測定、および Cuff 試行と非 Cuff 試行による心臓血管応答の比較

においても、いずれの値も試行間での有意差は認められなかった。

IV. 考察

本研究では、 MVC_{ISO} に対して MVC_{CON} は約 19.1 % 低値を示し、 MVC_{ECC} は約 19.4 % 高値を示した。また、 MVC_{CON} は MVC_{ECC} と比較して約 47.7 % 有意に高値を示した。これらの値は、 MVC_{ECC} を MVC_{CON} の +20% と仮定した先行研究よりもかなり高値であった。つまり、相対的に等しい運動負荷の設定は、各収縮様式の MVC の実測値を考慮して運動負荷を設定する必要があったと言えよう。

実例に基づいた運動負荷による検証によって、本研究では ECC 試行は CON 試行と比較して低い心臓血管応答であることを示した。このことから、ECC 収縮様式は CON 収縮様式よりも心臓血管応答を抑制することを示唆した。また、RPP においても同様の結果が得られたことから、ECC 収縮様式は CON 収縮様式と比較して心臓の負担度を小さくすることを示唆した。これらの結果は、高齢者のリハビリテーションおよびアスリートのレジスタンストレーニングを安全かつ効果的に実施するための重要な知見であると言える。

本研究では、心臓血管応答の違いをもたらすメカニズムを検討すべく、[La] の測定、および Cuff 試行と非 Cuff 試行による心臓血管応答の比較を行った。しかしながら、いずれも有意差は認められなかった。したがって、筋化学受容器反射が収縮様式の違いによる心臓血管応答の差に及ぼす影響は小さいかもしれない。また、心臓 ANS 活動の指標として用いた LF/HF、HF/TP においても収縮様式間における有意差は認められず、本研究では収縮様式の違いによる心臓 ANS 活動の影響を明らかにすることができなかった。運動時間をもう少し長くすることなどを改善点として再検討する必要がある。その一方で、iEMG において CON 収縮様式よりも ECC 収縮様式で低い活動レベルを示したことから、異なる収縮様式における心臓血管応答の違いには筋機械受容器反射が大きく関与するかもしれない。

IIV. 結論

本研究では、運動時の心臓血管応答ならびに心臓 ANS 活動に及ぼす収縮様式の影響を明らかにするために、異なる収縮様式のそれぞれで得られる最大筋力を考慮して実験デザインを組み、心臓血管応答について検討した。さらに、収縮様式の違いによって引き起こされる心臓血管応答の違いに対する筋化学受容器反射の関与について検討した。得られた主な結果は以下の通りである。

- ECC 収縮時の心臓血管応答は CON 収縮時よりも抑制された。
- ECC 収縮時にカフによる静脈灌流抑制を付加しても、心臓血管応答は変化しなかった。

以上の結果から、収縮様式によって心臓血管応答が異なることから、その点を考慮したトレーニングプログラムを組む必要があるかも知れない。また、この心臓血管応答の違いをもたらすメカニズムについては、心臓自律神経系活動や反射系を含めて今後さらに検討する必要がある。

謝辞

本研究をご支援下さいました金沢大学学長、ならびに選考委員の先生方へ感謝申し上げます。また、ご指導・ご協力いただきました増田和実 准教授ならびに研究室の皆様にご心より御礼申し上げます。

参考文献

- 鯨坂隆一 (2000) 運動の安全基準. In 高齢者の生活機能増進法 (edited by 岡田守彦, 松田光生, 久野譜也), pp 95-104. 東京: NAP.
- Brenner, I. K., Thomas, S. and Shephard, R. J. (1997) Spectral analysis of heart rate variability during heart exposure and repeated exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 76: 145-156.
- 班目春彦, 岡田修一 (2003) 高齢者におけるコンセントリックおよびエクセントリック等張性膝伸展運動時の心臓血管応答. *日本生理人類学会誌* 8: 103-108.
- Hollander, D. B., Durand, R. J., Trynicki, J. L., Larock, D., Castracane, V. D., Herbert, E. P. and Kraemer, R. R. (2003) RPE, pain, and physiological adjustment to concentric and eccentric contractions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35: 1017-1025.
- 小金澤禎史, 照井直人 (2005) 血圧の神経性調節. *Brain Med.* 17: 141-146.
- Kraemer, R. R., Hollander, D. B., Reeves, G. V., Francois, M., Ramadan, Z. G., Meeker, B., Tryniecki, J. L., Hebert, E. P. and Castracane, V. D. (2006) Similar hormonal responses to concentric and eccentric muscle actions using relative work load. *Eur. J. Appl. Physiol.* 96: 551-557.
- 小原繁, 吉田隼人, 北岡和義, 荒木秀夫 (2001) 静的運動時の心拍変動からみた交感神経緊張度と筋電図との関係. *電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス* 101: 85-90.
- Okamoto, T., Masuhara, M. and Ikuta, K. (2006) Cardiovascular responses induced during high-intensity eccentric and concentric isokinetic muscle contraction in healthy young adults. *Clin. Physiol. Funct. Imaging* 26: 39-44.
- Overend, T. J., Versteegh T. H., Thompson, E., Birmingham, T. B. and Vandervoort, A. A. (2000) Cardiovascular stress associated with concentric and eccentric isokinetic exercise in young and older adults. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 55: B177-B182.
- 定本朋子 (1999) 運動時の循環応答と調節. In 循環 運動時の酸素運搬システム調節 (edited by 斉藤満, 加賀谷淳子), pp. 41-62. 東京: ナップ.
- 斉藤満 (2001) 運動時循環調節の研究法. In 運動と循環. (edited by 加賀谷淳子, 中村好男), pp. 15-17. 東京: ナップ.