

- 53-8. (Japanese)
11. Kawakami N, Takao S, Kobayashi Y, Tsutsumi A. Effects of web-based supervisor training on job stressors and psychological distress among workers: a workplace-based randomized controlled trial. *J Occup Health* 2006; 48: 28-34.
 12. Fukuhara S, Bito S, Green J, Hsiao A, Kurokawa K. Translation, adaptation, and validation of the SF-36 Health Survey for use in Japan. *J Clin Epidemiol* 1998; 51: 1037-44.
 13. Zigmond AS, Snaith RP. The hospital anxiety and depression scale. *Acta Psychiatr Scand* 1983; 67: 361-70.
 14. Abbas AE, Brodie B, Stone G, *et al.* Frequency of returning to work one and six months following percutaneous coronary intervention for acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2004; 94: 1403-5.
 15. Wenger NK, Hellerstein HK, Blackburn H, Castranova SJ. Uncomplicated myocardial infarction. Current physician practice in patient management. *JAMA* 1973; 224: 511-4.
 16. European Commission. *Guidance on work-related stress, Spice of life or kiss of death? Executive Summary*. Luxembourg: Office for official publications of the European communities, 2002: 9-10.
 17. Johnson JV, Hall EM. Job strain, work place social support, and cardiovascular disease: a cross-sectional study of a random sample of the Swedish working population. *Am J Public Health* 1988; 78: 1336-42.
 18. Peterson M, Dunnagan T. Analysis of a worksite health promotion program's impact on job satisfaction. *J Occup Environ Med* 1998; 40: 973-9.
 19. Huruki K. Availability of brief job stress questionnaire. In: Kato M, ed. *The Ministry of Labour sponsored grant for the prevention of work-related illness. The 1999 report*. Tokyo: Tokyo Medical College, 2000; 174-89. (Japanese)
 20. Nijs J, Van de Putte K, Louckx F, Truijen S, De Meirleir K. Exercise performance and chronic pain in chronic fatigue syndrome: the role of pain catastrophizing. *Pain Med* 2008; 9: 1164-72.
 21. Swenson JR. Quality of life in patients with coronary artery disease and the impact of depression. *Curr Psychiatry Rep* 2004; 6: 438-45. (Review)
 22. Hare DL, Silverton M. Recovery from acute coronary syndromes. Hidden snares to resuming normality. *Aust Fam Physician* 2001; 30: 959-63. (Review)
 23. Kallio V, Hämäläinen H, Hakkila J, Luurila OJ. Reduction in sudden death by a multifactorial intervention programme after acute myocardial infarction. *Lancet* 1979; 2: 1091-4.
 24. Comparison of a rehabilitation programme, a counseling programme and usual care after an acute myocardial infarction: results of a long-term randomized trial. P.R.E. COR Group. *Eur Heart J* 1991; 12: 612-6.
 25. Lamm G, Denolin H, Dorossiev D, Pisa Z. Rehabilitation and secondary prevention of patients after acute myocardial infarction. *Adv Cardiol* 1982; 31: 107-11.
 26. Jackson L, Leclerc L, Erskine Y, Linden W. Getting the most out of cardiac rehabilitation: a review of referral and adherence predictors. *Heart* 2005; 91: 10-4. (Review)

漸増負荷運動における呼吸延長呼吸が 呼吸循環応答と自律神経活動に与える影響

Effects of the breathing mode characterized by prolonged expiration on
respiratory and cardiovascular responses and autonomic nervous activity
during the incremental exercise

まつもとたくや ほったかざき しみずらひすけ よねざわらひすけ いしい あきら やまもとしゅうへい
松本卓也, 堀田一樹, 清水良祐, 米澤隆介, 石井 玲, 山本周平,
はら みやこ あいばなおこ まつながあつひこ ますだ たかし
原 美弥子, 饗庭尚子, 松永篤彦, 増田 卓

北里大学大学院 医療系研究科

抄 録

【目 的】漸増負荷運動における呼吸延長呼吸が、呼吸循環応答と自律神経活動に与える影響を検討した。

【方 法】健康男性5名(22.1±1.5歳)に対し、吸気:呼気が2秒:4秒(呼吸延長群)、3秒:3秒(同比率群)、自然呼吸(自然呼吸群)の3種類の呼吸様式で、自転車エルゴメータによる20W/minの漸増負荷運動を行った。分時換気量(VE)、収縮期血圧(SBP)を測定し、V-slope法により嫌気性代謝閾値(AT)を求めた。また、心拍変動解析から得られた高周波成分(HF)を副交感神経活動の指標とした。運動終了時間を100%として、10%ごとに各指標を算出した。

【結 果】ATの運動時間は約50%に相当した。自然呼吸群と比較して、①VEは、呼吸延長群と同比率群で運動時間50~70%の間で有意に低値を示した。②SBPは、呼吸延長群で運動開始~運動時間70%まで、同比率群で運動時間30~60%まで有意に低値を示した。③HFは運動開始~呼吸延長群で運動時間50%まで、同比率群で運動時間30%まで有意に高値を示した。

【結 論】呼吸延長呼吸は、AT強度までの副交感神経活動の減弱を抑制し、AT強度以上の運動における過度な血圧上昇を抑制すると思われた。

(心臓リハビリテーション (JJCR) 14 (2) : 363-368, 2009)

Key words : 呼吸延長呼吸, 呼吸循環応答, 自律神経活動, 漸増負荷運動, 心肺運動負荷試験

はじめに

自律神経活動は、運動時の呼吸循環応答を規定する因子であり、この自律神経活動に不均衡が生じると運動耐容能が低下すると報告されている^{1,2)}。一般に、健康者では運動強度に応じた適切な酸素供給を維持するために、交感神経と副交感神経の均衡を変化させて呼吸循環応答を制御している³⁾。一方で、慢性心不全の患者、特に重度の心機能低下を示す患者では、安静時から副交感神経活動が減弱して交感神経活動が亢進しているため^{1,3)}、低強度の運動においても交感神経活動が過剰に亢進し、血圧上昇や不整脈などの重篤な病態を惹起する可能性がある^{3,4)}。そのため、低心機能患者に対して運

動を処方する際には、過剰な心血管応答をひき起こさないように、自律神経活動の変化を考慮した適切な運動処方を行う必要がある。

一方、呼吸方法に着目した研究において、慢性心不全患者に呼吸数を6回/minに制御した深呼吸を実施すると、自律神経活動が改善し血圧が低下することが報告されている⁵⁾。我々は、呼吸数を10回/minに制御した吸気時間2秒、呼気時間4秒の呼吸延長呼吸において、嫌気性代謝閾値(AT)以下の運動を行うと、呼吸延長呼吸は自然呼吸と比べて換気効率が向上し、自覚的に楽な運動になることを報告した⁶⁾。さらに呼吸延長呼吸は、ATの60%に相当する低強度の運動では、副交感神経活動を賦活化して、心拍数の上昇を抑制することが明ら

かとなった⁶⁾。しかし、この研究は60% ATあるいはATに限定した運動強度であったため、AT以上の運動強度において呼気延長呼吸が生体に与える影響は検討していない。呼気延長呼吸を広く運動療法に取り入れるためには、どの程度の運動強度まで呼気延長呼吸を適応できるかを検討する必要がある。

そこで本研究は、呼気延長呼吸が漸増負荷運動時の呼吸循環応答ならびに自律神経活動に与える影響を検討した。

方法

1. 対象

研究参加者は、喫煙者を除外した若年健常男性5名(年齢 22.2 ± 1.5 歳、身長 174.6 ± 8.0 cm、体重 64.8 ± 7.2 kg、body mass index 22.1 ± 1.7 kg/m²)とした。本研究のプロトコルは、北里大学の倫理委員会の承認を得た後、研究参加者に対して研究の趣旨を十分に説明し、書面にて同意を得て実施した。測定条件として、研究参加者は測定前夜からアルコールの摂取や激しい運動を避け、また測定の前2時間前からは禁食とした。測定は、午後の決まった時間帯に、室温 $23 \sim 25^\circ\text{C}$ 、湿度 $40 \sim 60\%$ に保たれた部屋で実施した。

2. 研究プロトコル

研究参加者は、自転車エルゴメータに乗って自然呼吸のまま15分間の安静坐位を実施した。その後、呼吸様式を制御しながら10watts (W)で3分間のwarm-up (WU)、20W/minの漸増負荷で症候限界性の心肺運動負荷試験を行い、続いて自然呼吸によるcool down (CD)を10Wで3分間行って、最後に5分間の安静坐位を設けた。また、自転車の回転速度は毎分50回転を保つように指示した。呼吸様式は、運動中の呼吸数と分時換気量を一定に保つために1呼吸周期を6秒間とし、吸気時間と呼気時間の比が2秒:4秒の呼気延長呼吸で運動を行った場合を呼気延長群、吸気時間と呼気時間の比が3秒:3秒の同比率呼吸で運動を行った場合を同比率群、さらに対照として特別な指示を与えずに自然呼吸のまま運動を行った場合を自然呼吸群とした。指定された呼吸様式は、WUから漸増負荷運動中において実施され、研究参加者は1回/secのピッチ音と呼気ガス分析器にリアルタイムで表示される吸気時間・呼気時間に合わせて呼吸するように指示された。研究参加者に対しては、3種類の呼吸様式で漸増負荷運動を実施したが、それぞれの測定は24時間以上の間隔をあけて、乱塊法

を用いて順不動で実施した。

3. 測定項目

Breath-by-breath方式による呼気ガス分析装置(AE300S, ミナト医科学, 大阪)を用いて、吸気時間(Ti)、呼気時間(Te)、分時換気量($\dot{V}E$)、呼吸数(RR)、一回換気量(TV)、酸素摂取量($\dot{V}O_2$)および二酸化炭素排出量($\dot{V}CO_2$)を運動開始前の安静坐位の時点から測定した。それぞれの測定値から10秒ごとの平均値を算出して呼吸応答の指標とし、さらに $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ を算出して換気効率の指標とした。また $\dot{V}O_2$ をY軸、 $\dot{V}CO_2$ をX軸とした回帰直線からV-slope法によりATを⁷⁾、 $\dot{V}E$ をY軸、 $\dot{V}CO_2$ をX軸とした回帰直線から $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ slopeを⁷⁾、さらに $\dot{V}O_2$ をY軸、work rate (WR)をX軸として $\dot{V}O_2/WR$ を算出した⁷⁾。連続指自動血圧測定装置(Finometer model-1, FMS, Netherlands)を用いて、1心拍ごとに収縮期血圧(SBP)と拡張期血圧(DBP)を測定し、それぞれの測定値から10秒ごとの平均値を算出して心循環応答の指標とした。また、ホルター心電図(FM300, フクダ電子, 東京)を測定開始時に装着して心拍数(HR)を記録し、そのR-R間隔からMemCalc (TARAWA/WIN, GMS社, 東京)による最大エントロピー法で周波数解析を行った。周波数解析は、0.04-0.15Hzの低周波成分(LF)と0.15-0.40Hzの高周波成分(HF)、その比であるLF/HFを10秒ごとの平均値として算出し、HFを副交感神経活動の指標、LF/HFを交感神経活動の優位性の指標とした⁸⁾。さらに、旧Borg Scaleを用いて運動前は5分ごと、運動開始時から運動後の安静終了までは1分ごとに自覚的運動強度(RPE)を測定した。

4. 解析方法

呼吸応答と心循環応答、および自律神経活動の各指標の測定値は、運動前の安静15分間の平均値を運動前安静時の代表値、3分間のWUの平均値をWUの代表値とした。運動中は、漸増負荷による運動終了時間が研究参加者によって異なるため、漸増負荷開始から運動終了時(end point)までの運動時間を100%として、運動開始から10%ごとにそれぞれの運動時間における各指標の平均値を算出して代表値とした。運動後は1分ごとに各指標の平均値を算出し、それぞれの指標の経時的な変化を表示した。統計学的処理は、群間(呼気延長群、同比率群、自然呼吸群)と時間(運動前、漸増負荷運動、運動後の経時的変化)の2要因について二元配置分散分析、それぞれの1要因について一元配置分散分析お

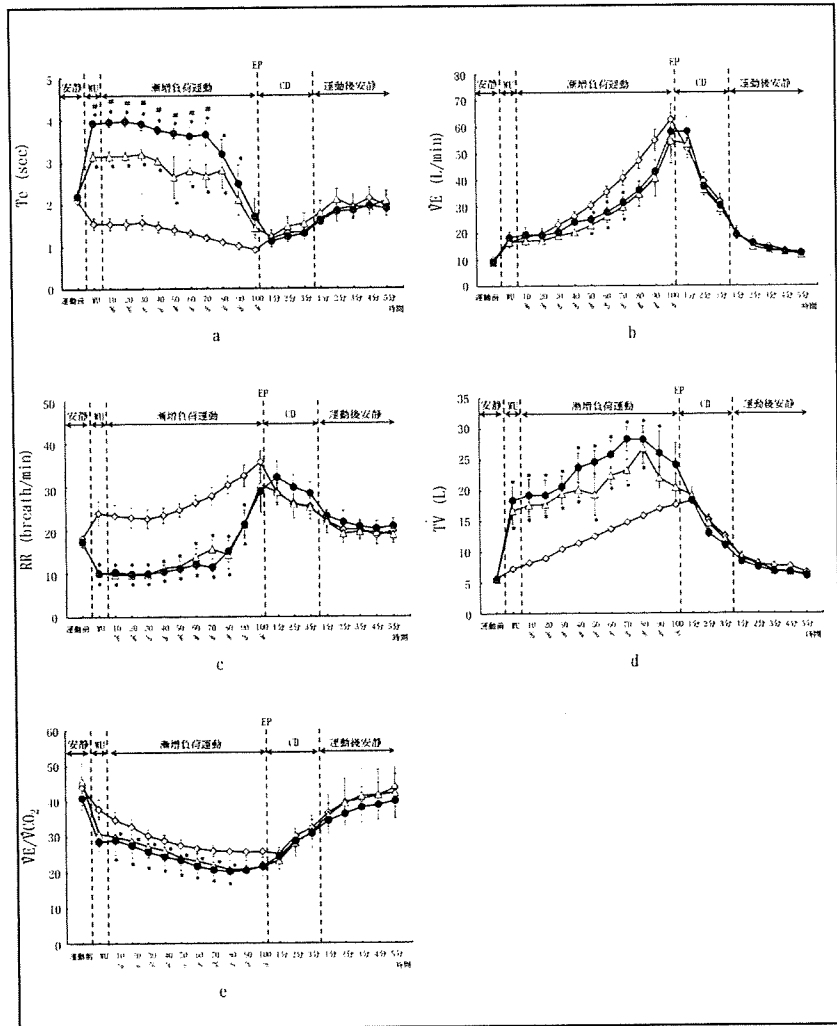


図1 漸増負荷運動における呼吸応答の変化
 平均±標準誤差で示す。
 * $p < 0.01$ vs. 自然呼吸群
 # $p < 0.01$ vs. 同比率群
 ●: 呼気延長群, △: 同比率群
 ○: 自然呼吸群, Te: 呼気時間
 VE: 分時換気量, RR: 呼吸数
 TV: 一回換気量
 VE/VCO₂: 二酸化炭素排出量
 WU: warm-up, EP: end point
 CD: cool down

よび Tukey の多重比較を行った。なお、統計計算には SPSS 11.0 J for Windows を用いて、統計学的有意水準は 5% 未満とした。

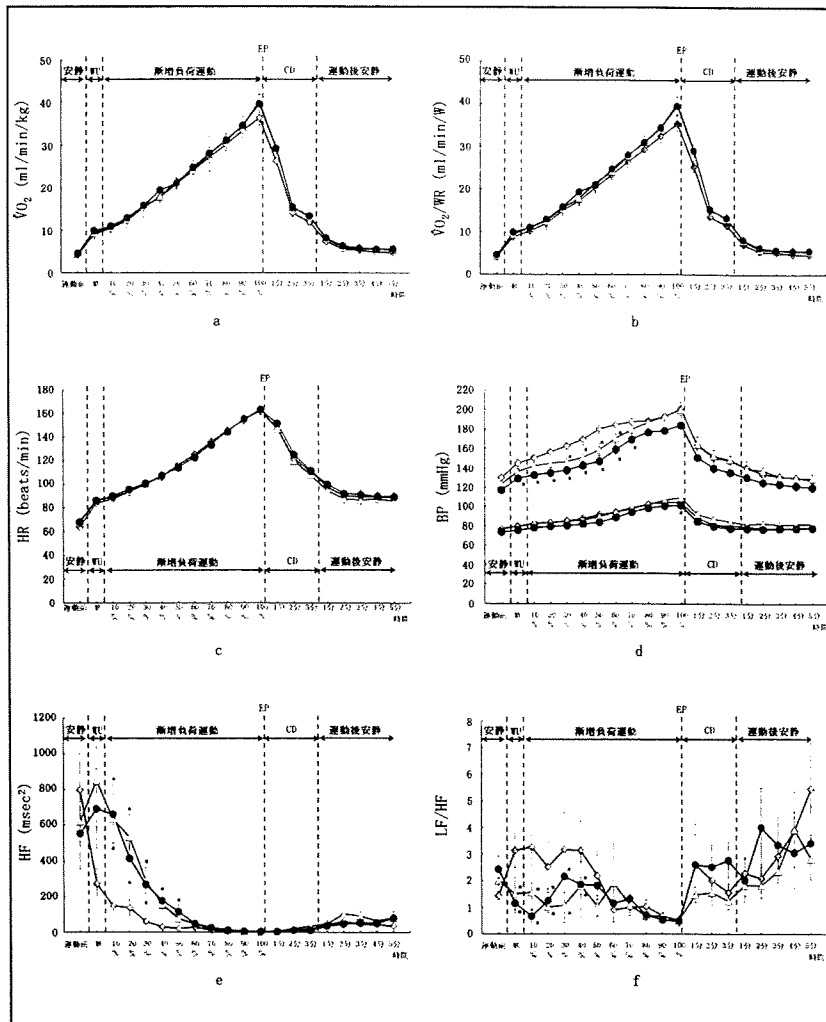
結果

1. 呼吸応答の変化 (図1)

Te は時間と群間の要因の間に有意な交互作用を認め ($F=8.0, p < 0.01$)、運動前と比べて呼気延長群は WU ~ 運動時間 70% の間で有意に増加し、自然呼吸群は運動時間 60% ~ CD 後 2 分の間で有意に減少したのに対し (それぞれ $p < 0.01$)、同比率群は有意な変化を認めなかった。また、呼気延長群と同比率群の Te は、自然呼吸群と比べて WU ~ 運動時間 80 ~ 90% の間で有意に高値を示し、呼気延長群の Te は同比率群と比べて WU ~ 運動時間 70% の間で有意に高値を示した (それぞれ $p < 0.01$)。VE は時間と群間の要因に有意な主効果を認め (時間: $F=10.8$, 群間: $F=69.8$, それぞれ $p < 0.01$)、3

群ともに運動前と比べて運動時間 40% ~ CD 後 3 分の間で有意に増加した (それぞれ $p < 0.01$)。また、呼気延長群と同比率群の VE は、自然呼吸群と比べて運動時間 50 ~ 70% の間で有意に低値を示したが (それぞれ $p < 0.01$)、呼気延長群と同比率群の間には有意差を認めなかった。RR は時間と群間の要因の間に有意な交互作用を認め ($F=3.8, p < 0.01$)、運動前と比べて呼気延長群と同比率群は end point ~ CD 後 1 ~ 3 分の間で、自然呼吸群は運動時間 80% ~ end point の間で有意に増加した (それぞれ $p < 0.01$)。また、呼気延長群と同比率群の RR は、自然呼吸群と比べて WU ~ 運動時間 90% の間で有意に低値を示したが (それぞれ $p < 0.05$)、呼気延長群と同比率群の間には有意差を認めなかった。TV は、時間と群間の要因の間に有意な交互作用を認め ($F=5.0, p < 0.01$)、運動前と比べて呼気延長群と同比率群は WU ~ CD 後 1 ~ 2 分の間で、自然呼吸群は運動時間 10% ~ 運動後安静 1 分の間で有意に増加した (それぞれ

図2 漸増負荷運動における酸素摂取量と心循環応答および自律神経活動の変化
平均±標準誤差で示す。
*p<0.01 vs. 自然呼吸群
●：呼気延長群, △：同比率群
○：自然呼吸群, $\dot{V}O_2$ ：酸素摂取量
WR：work rate, HR：心拍数
SBP：収縮期血圧, DBP：拡張期血圧
HF：心拍変動の周波数解析による高周波成分
LF：心拍変動の周波数解析による低周波成分
WU：warm-up, EP：end point
CD：cool down



p<0.01). また、呼気延長群と同比率群のTVは、自然呼吸群と比べてWU～運動時間80～90%の間で有意に高値を示したが(それぞれp<0.05)、呼気延長群と同比率群の間には有意差を認めなかった。 $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ は、時間と群間の要因に有意な主効果を認め(時間:F=13.8, 群間:F=7.3, それぞれp<0.01)、運動前と比べて呼気延長群はWU～CD後3分の間で、同比率群は運動時間20%～CD後2分の間で、自然呼吸群は運動時間30%～CD後2分の間で有意に低下した(それぞれp<0.01)。また、呼気延長群と同比率群の $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ は、自然呼吸群と比べて運動時間10～80%の間で有意に低値を示したが(それぞれp<0.01)、呼気延長群と同比率群の間には有意差を認めなかった。

2. $\dot{V}O_2$ と $\dot{V}O_2/WR$ および $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ slopeの変化(図2)

$\dot{V}O_2$ は時間の要因に有意な主効果を認め(F=91.7, p<0.01)、3群ともに運動前と比べてWU～CD後3分の

間で有意に増加した(それぞれp<0.01)。AT時とend point時の $\dot{V}O_2$ は、呼気延長群はそれぞれ26.8±2.6, 45.3±2.4 mL/min/kg, 同比率群は23.7±2.3, 48.6±7.6 mL/min/kg, 自然呼吸群は23.3±1.2, 38.6±2.0 mL/min/kgであり、AT時における呼気延長群の $\dot{V}O_2$ は自然呼吸群と比べて有意に高値を示したが(F=2.1, p<0.05)、end point時では3群間に有意差を認めなかった。また、ATにおける運動時間は呼気延長群では50.9±8.3%, 同比率群は49.5±5.1%, 自然呼吸群は50.9±2.9%に相当した。 $\dot{V}O_2/WR$ は、時間と群間の要因に有意な主効果を認め(時間:F=91.2, 群間:F=3.5, それぞれp<0.01, p<0.05)、3群ともに運動前と比べて運動時間10%～CD後3分の間で有意に増加した(それぞれp<0.05)。また、呼気延長群の $\dot{V}O_2/WR$ は自然呼吸群と比べて運動中に有意に高値を示したが(p<0.05)、同比率群との間には有意差を認めなかった。 $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ slopeは、呼気延長群は19.1±2.9, 同比率群

は 20.7 ± 2.7 , 自然呼吸群は 22.1 ± 4.4 であり, 呼気延長群は自然呼吸群と比べて有意に低値を示したが ($F=2.3$, $p<0.05$), 同比率群と自然呼吸群の間には有意差を認めず, 呼気延長群と同比率群の間にも有意差を認めなかった。

3. 心循環応答の変化 (図 2)

HR は時間の要因に有意な主効果を認め ($F=181.7$, $p<0.01$), 3 群ともに運動前と比べて WU~運動後安静 5 分間で有意に増加したが (それぞれ $p<0.01$), 3 群間に有意差を認めなかった。SBP は時間と群間の要因に有意な主効果を認め (時間: $F=54.3$, 群間: $F=47.1$, それぞれ $p<0.01$), 運動前と比べて呼気延長群と同比率群は運動時間 40%~CD 後 1~3 分間で, 自然呼吸群は運動時間 30%~CD 後 1 分間で有意に増加した (それぞれ $p<0.01$)。また, 自然呼吸群の SBP と比べて呼気延長群は WU~運動時間 70% の間で, 同比率群は運動時間 30~60% の間で有意に低値を示したが (それぞれ $p<0.01$), 呼気延長群と同比率群の間には有意差を認めなかった。DBP は時間と群間の要因に有意な主効果を認め (時間: $F=40.3$, 群間: $F=21.9$, それぞれ $p<0.01$), 3 群ともに運動前と比べて運動時間 50%~CD 後 1 分間で有意に増加した (それぞれ $p<0.01$)。また, 呼気延長群の DBP は自然呼吸群と比べて end point 時で有意に低値を示したが ($p<0.05$), 自然呼吸群と同比率群の間には有意差を認めず, 呼気延長群と同比率群の間にも有意差を認めなかった。

4. 自律神経活動の変化 (図 2)

HF は時間と群間の要因の間に有意な交互作用を認め ($F=3.9$, $p<0.05$), 運動前と比べて呼気延長群と同比率群は運動時間 40~50% から運動後安静 5 分間で, 自然呼吸群は WU~運動後安静 5 分間で有意に減少した (それぞれ $p<0.01$)。また, 自然呼吸群の HF と比べて, 呼気延長群は運動時間 10~50% の間で, 同比率群は運動時間 10~30% の間で有意に高値を示したが (それぞれ $p<0.05$), 呼気延長群と同比率群の間には有意差を認めなかった。LF/HF は時間と群間の要因に有意な主効果を認め (時間: $F=3.5$, 群間: $F=3.6$, それぞれ $p<0.05$), 運動前と比べて呼気延長群と同比率群では WU~end point の間で, 自然呼吸群では運動時間 60%~end point の間で有意に低下した (それぞれ $p<0.01$)。また, 呼気延長群と同比率群の LF/HF は, 自然呼吸群と比べて WU~運動時間 40% の間で有意に低値を示したが (それぞれ $p<0.05$), 呼気延長群と同比率

群の間には有意差を認めなかった。

5. 自覚的運動強度の変化

RPE は, AT 時と end point 時で, 呼気延長群はそれぞれ 11.4 ± 0.7 , 15.8 ± 0.7 , 同比率群は 10.6 ± 0.7 , 16.2 ± 0.9 , 自然呼吸群は 11.2 ± 0.8 , 14.8 ± 0.7 であり, いずれも 3 群間に有意差を認めなかった。

考 察

本研究は, 呼気延長呼吸が漸増負荷運動時の呼吸循環応答ならびに自律神経活動に与える影響を, 同比率呼吸および自然呼吸と比較して検討した。

その結果, T_e は呼気延長群と同比率群では漸増負荷運動開始~運動時間 70% まで間で呼吸様式の制御が可能であった。一般的に, 漸増負荷運動を開始すると \dot{V}_E は TV の増加に伴って増加するが, 運動強度が AT 強度を越えると \dot{V}_E は RR の増加に依存して増加するとされる⁹⁾。本研究では, 呼気延長群と同比率群の RR を 10 回/min と制御した結果, 漸増負荷運動開始~運動時間 70% までの運動では TV の増加によって \dot{V}_E を維持することが可能であったが, それを越える運動強度では TV の増加で \dot{V}_E を維持することができなくなり, 呼気延長群と同比率群で RR の制御が不可能になったと思われる。次に, 呼気延長群と同比率群の \dot{V}_E と \dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2} は自然呼吸群と比較して低値を示したことから, 呼気延長呼吸あるいは同比率呼吸は自然呼吸と比べて換気効率のよい呼吸であることが示された。さらに, 呼気延長群の \dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2} slope は自然呼吸群と比較して低値を示したことから, 呼気延長呼吸は自然呼吸よりも換気効率の優れた呼吸であると考えられた。 \dot{V}_{O_2} に関して検討すると, 呼気延長群の AT 時における \dot{V}_{O_2} と \dot{V}_{O_2}/WR は自然呼吸群と比較して有意に高値を示したことから, 呼気延長呼吸では自然呼吸と比べて酸素利用能が改善し運動効率が向上したと考えられた。

次に, 心循環応答と自律神経活動の検討では, HR は 3 群間で有意差を認めなかったものの, 自然呼吸群の SBP と比較して同比率群の SBP は運動時間 30~60% の間で, 呼気延長群の SBP は WU~運動時間 70% に至るまで低値を示した。Bernaldi らは, RR が 6 回/min の深呼吸を行うと換気効率の改善や動脈圧反射感受性の亢進から, 慢性心不全や本態性高血圧症の患者の SBP を低下させると報告している^{5, 10, 11)}。本研究では動脈圧反射感受性は測定していないが, 自律神経活動をみると, HF は自然呼吸群と比較して呼気延長群では運動時間 10

文 献

～50%まで、同比率群では運動時間10～30%まで高値を示した。さらに、LF/HFは自然呼吸群と比較して呼吸延長群と同比率群ではWU～運動時間40%まで低値を示したため、呼吸延長呼吸と同比率呼吸による中等度までの運動強度では、副交感神経活動は亢進し交感神経活動は減弱すると思われた。一般に、漸増負荷運動における自律神経活動の変化として、副交感神経活動は運動負荷の開始とともに速やかに抑制されるが、交感神経活動はAT強度に達するまでは大きな変化を示さない^{3,12)}。AT強度を越えると副交感神経活動は著しく減弱し、交感神経活動は増加するといわれている^{3,12)}。一方、呼吸に伴う自律神経活動の変化として、RRの減少やTVの増加によってHFは亢進し⁸⁾、さらに肺の伸展受容器からの入力によってHFは吸気時に遮断され、呼気時に刺激されることが知られている^{3,8)}。本研究において、自然呼吸群と比較して同比率群や呼吸延長群で副交感神経活動がより賦活化された理由として、RRの減少およびTVの増加による呼気時の副交感神経活動の亢進が考えられた。さらに、同比率群と比べて呼気時間のより長い呼吸延長群において、副交感神経活動の亢進がより顕著に表れたと思われた。

以上より、運動中に適切な呼吸延長呼吸を取り入れることによって、AT強度までの副交感神経活動の減弱が抑制されAT強度を越えてもSBPの過度な上昇が抑制されて、換気効率が向上した運動になると思われた。しかしながら、呼吸延長呼吸の自律神経活動に対する効果は、呼吸制御が可能であったAT以下の強度での効果が高いことから、呼吸延長呼吸は低強度の運動に取り入れたほうがより効果的であると思われた。さらに、運動中に過剰な心循環応答を示す高齢者や低心機能患者を対象に運動を実施する場合は、呼吸延長呼吸を取り入れることによって自然呼吸の運動より換気効率の優れた効果的な運動が行えると考えられた。

- 1) Coats AJ, Adamopoulos S, Radaelli A et al : Controlled trial of physical training in chronic heart failure : exercise performance, hemodynamics, ventilation, and autonomic function. *Circulation* 85 : 2119-2131, 1992
- 2) 麻野井英次 : 心不全における循環調節異常. “循環器疾患と自律神経機能, 第2版” 井上 博 編. 医学書院, pp 163-195, 2001
- 3) 麻野井英次 : 自律神経系による循環調節. “循環器疾患と自律神経機能, 第2版” 井上 博 編. 医学書院, pp 19-43, 2001
- 4) Matsunaga A, Masuda T, Ogura NM et al : Adaptation to low-intensity exercise on a cycle ergometer by patients with acute myocardial infarction undergoing phase I cardiac rehabilitation. *Circ J* 68 : 938-945, 2004
- 5) Bernardi L, Porta C, Spicuzza L et al : Slow breathing increases arterial baroreflex sensitivity in patients with chronic heart failure. *Circulation* 105 : 143-145, 2002
- 6) 松本卓也, 松本篤彦, 原美弥子 他 : 運動時の呼吸延長呼吸が呼吸循環応答と自律神経活動に与える影響. *体力科学* 57 : 315-325, 2008
- 7) 伊東春樹 : 4. 各種呼気ガス分析指標. “心肺運動負荷テストと運動療法” 谷口興一, 伊東春樹 編. 南江堂, pp 103-117, 2004
- 8) 早野順一郎 : 心拍変動による自律神経機能解析. “循環器疾患と自律神経機能, 第2版” 井上 博 編. 医学書院, pp71-109, 2001
- 9) Astrand PO, Rodahl K : 安静時および作業時における肺換気「オストランド運動生理学」朝比奈一男, 浅野勝己 訳. 大修館, pp152-159, 1982
- 10) Bernardi L, Spadacini G, Bellwon J et al : Effect of breathing rate oxygen saturation and exercise performance in chronic heart failure. *Lanset* 351 : 1308-1311, 1998
- 11) Joseph CN, Porta C, Casucci G et al : Slow breathing improves arterial baroreflex sensitivity and decreases blood pressure in essential hypertension. *Hypertension* 46 : 714-718, 2005
- 12) 中山 大, 田辺一彦, 鈴木規之 他 : ATレベル単一負荷時各種ホルモン動態 (Ramp 負荷との比較). *Ther Res* 14 : 218-223, 1993

(受付日 : 平成 20 年 12 月 24 日 / 受理日 : 平成 21 年 4 月 1 日)

原 著

ステップ運動を取り入れたエルゴメータ駆動時の 下肢筋活動と呼吸循環応答の検討

清水良祐¹⁾ 松本卓也¹⁾ 堀田一樹¹⁾ 原美弥子¹⁾
石井 玲¹⁾ 山本 壱弥¹⁾ 忽那俊樹¹⁾ 饗庭尚子¹⁾
鈴木秀俊¹⁾ 増田 卓¹⁾

要旨

ステップエルゴメータ駆動時の下肢筋活動および呼吸循環応答をサイクルエルゴメータ駆動時のそれと比較した。対象は健康若年男性 8 例 (23 ± 1 歳) とし、エルゴメータ駆動時の下肢筋活動、心拍数 (HR)、収縮期血圧 (SBP)、拡張期血圧 (DBP)、心係数 (CI)、体血管抵抗係数 (SVRI)、酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$) ならびに二重積 (RPP) を 30 W、60 W、90 W の運動強度で測定した。膝関節伸筋群の筋活動は、すべての運動強度においてサイクルエルゴメータに比べてステップエルゴメータで有意に高値を示した。サイクルエルゴメータとステップエルゴメータのいずれにおいても、0 W に比べて 30 W の運動では CI は有意に上昇し、SVRI は有意に低下した。しかし、30 W の運動強度における SVRI は、サイクルエルゴメータに比べてステップエルゴメータで有意に高値を示した。また、60 W における SBP、RPP、 $\dot{V}O_2$ は、サイクルエルゴメータに比べてステップエルゴメータで有意に高値を示した。さらに、90 W における HR、SBP、DBP、RPP、 $\dot{V}O_2$ は、サイクルエルゴメータに比べてステップエルゴメータでいずれも有意に高値を示した。ステップエルゴメータを用いたトレーニングは、低負荷であればサイクルエルゴメータを用いたトレーニングと比べて呼吸循環応答を同程度に抑えたうえで、膝関節伸筋群に高い機械的ストレスを与えることが可能であると思われた。

キーワード エルゴメータ、筋活動、呼吸循環応答

はじめに

一般に、有酸素能力の向上を目的とした運動療法では、運動強度を細かに設定する必要からサイクルエルゴメータやトレッドミルが用いられる¹⁾。しかし、サイクルエルゴメータは、駆動時に膝関節を大きく屈曲させるため、膝関節痛のある者がサイクルエルゴメータを使用するのは困難な場合が多い。

一方、近年普及し始めたリカンベント型ステップエルゴメータは、リカンベント型サイクルエルゴメータと比べて駆動時の膝関節屈曲角度が小さく、下肢の運動様式が自然な歩行に近い直線運動になるため、歩行時に刺激される神経回路網を活性化することができる²⁾と報告されている²⁾。Hassら³⁾は、このステップエルゴメータを用いて、健康成人にトレーニングを実施したところ、有

酸素能力ばかりではなく下肢筋力や筋持久力も向上したと報告しており、サイクルエルゴメータの駆動が困難な者であっても、ステップエルゴメータを用いることで有酸素運動を行える可能性が示された。しかし、同じ運動強度であっても、エルゴメータのサドルの高さや下肢の位置を変えると下肢筋活動が変化することや、バックレストを付けることによって血圧や酸素摂取量が高くなる^{4, 5)}ことが報告されている^{4, 5)}。そのため、上半身の姿勢が同じであっても、ステップエルゴメータとサイクルエルゴメータでは下肢の運動様式が大きく異なるため、それぞれの特性を把握したうえで、エルゴメータの機種を選定する必要がある。

そこで本研究は、ステップエルゴメータとサイクルエルゴメータの駆動姿勢を統一した上で、駆動時の下肢筋活動および呼吸循環応答を測定することによって、ステップエルゴメータが生体に及ぼす影響を検討した。

1) 北里大学大学院医療系研究科
(受付日 2009年1月20日 / 受理日 2009年3月23日)

対 象

健康若年男性8例(年齢 23 ± 1 歳, 体重 63.2 ± 8.6 kg, 身長 174.2 ± 7.2 cm, body mass index 22.4 ± 2.3 kg/m²)を対象とし, 喫煙歴を有する者は除外した。なお, 研究参加者には本研究の目的や意義を十分に説明した後, 書面による同意を得た。

方 法

1. 測定条件

研究参加者には, 測定前日から激しい運動やアルコールおよびカフェインの摂取を禁じた。また, 筋活動や呼吸循環応答の測定は, 室温 26 ± 1 ℃, 湿度40~60%に調節された室内で実施した。

2. サイクルエルゴメータおよびステップエルゴメータによる運動プロトコール

運動は, サイクルエルゴメータ (StrengthErgo.240, 三菱電機エンジニアリング, 東京, 日本) とステップエルゴメータ (Biostep, BIODEX, New York, U.S.A) を用いて, バックレストの角度は120度, シート位置は下肢伸展時に膝関節屈曲角度が30度になるように調節した。研究参加者に対する下肢筋活動と呼吸循環応答の測定は, 同じ運動プロトコールで別の日に行った。運動プロトコールは, エルゴメータに座り下肢筋活動あるいは呼吸循環応答を記録するための機器を装着した後, 10分間の安静座位 (0 W) をとった。次に, 運動強度を30 W に設定し, 毎分50周期の下肢の駆動を3分間行った。それぞれ5分以上の休憩を挟みながら, 同様の方法で60 W と90 W の駆動を行い計9分間の運動を実施した後, 5分間の安静をとって運動を終了した。研究参加者は, サイクルエルゴメータ駆動とステップエルゴメータ駆動の2種類の運動を順不同に, 48時間以上の間隔を空けて実施した。運動の中止基準は, 1) 収縮期血圧250mmHg以上, 2) 拡張期血圧 (DBP) 115mmHg以上, 3) 心拍数 (HR) は220から年齢を引くことで求めた予測最高心拍数の85%以上, 4) 自覚的運動強度が旧Borg scaleで18以上, 5) ベダル回転数の維持が困難となったときのいずれかに該当した場合とした。

3. 下肢筋活動の測定

下肢筋活動の測定は, 7チャンネルの筋電計 (Tele Myo2400, NORAXON, Arisona, U.S.A) を用いてエルゴメータ駆動時の内側広筋, 外側広筋, 大腿直筋, 半膜様筋, 大腿二頭筋, 前脛骨筋および腓腹筋の表面筋電図を双極誘導で記録した。すなわち, 2枚の銀-塩化銀電極 (Blue Sensor P-00-S, MEDICOTEST, the Denmark) を筋線維と平行に, 電極の中心間の距離が35mmとなるように各筋の表面に貼付し, アース電極を膝蓋骨近位部に貼付した。筋電図は, 30 W, 60 W, 90 W のそれぞ

れの運動強度においてベダル回転周期が50周期/分に達した時点から10周期を駆動して, 筋活動をサンプリング周波数1.500 Hzで記録した。エルゴメータ駆動が終わって20分の休憩をとった後に, 各筋の最大等尺性収縮時の筋電図をそれぞれ5秒間測定した。

記録された筋電図波形は, 解析ソフト (MyoResearch XP, NORAXON, Arisona, U.S.A) を用いて全波整流化した後, 20~500 Hzのバンドパスフィルターにて平滑化処理を行い整流平滑化筋電図を求めた。各筋の筋活動は, 10周期のエルゴメータ駆動のうち後半5周期における整流平滑化筋電図の筋電位を平均して解析値とした。さらに, それぞれの筋の最大等尺性収縮における筋電位を100%として, % maximum voluntary contraction (% MVC) を算出した⁶⁾。

4. 呼吸循環応答の測定

HRはベッドサイドモニタ心電図 (BSM-2401, 日本光電工業, 東京, 日本) で測定し, SBP, DBP, 心拍出量 (CO), 体血管抵抗 (SVR) は連続指血圧測定装置 (Finometer, Finaps Medical Systems, Amsterdam, the Netherlands) によって1心拍毎の変化を, 酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$) は呼気ガス分析装置 (AE300s, ミナト医科学, 大阪, 日本) を用いてbreath-by-breath法で測定した。各指標は運動開始前の安静時から運動終了までを記録し, 測定値はそれぞれの強度における3分間の運動のうち, 最後の30秒間の値を平均して解析値とした。また, HRとSBPの積から心筋の酸素消費量を表す二重積 (RPP) を算出し, COとSVRは体表面積で補正した心係数 (CI) と体血管抵抗係数 (SVRI) を用いた。

5. 解析方法

研究参加者のすべての指標は平均値 \pm 標準偏差で示し, 統計学的解析は, 対応のあるt検定を用い, 有意水準は5%とした。

結 果

1. 下肢筋活動

30 Wにおける内側広筋および外側広筋の筋活動は, サイクルエルゴメータ駆動に比べてステップエルゴメータ駆動で有意に高値を示した ($p < 0.01$, $p < 0.01$) (図1a)。60 Wにおける内側広筋, 外側広筋および大腿直筋の筋活動は, サイクルエルゴメータ駆動に比べてステップエルゴメータ駆動で有意に高値を示した ($p < 0.01$, $p < 0.01$, $p < 0.05$) (図1b)。90 Wにおける内側広筋, 外側広筋および大腿直筋の筋活動は, サイクルエルゴメータ駆動に比べてステップエルゴメータ駆動で有意に高値を示した ($p < 0.01$, $p < 0.01$, $p < 0.05$) (図1c)。一方, 30 W, 60 W, 90 Wのいずれの運動強度においても半膜様筋, 大腿二頭筋, 前脛骨筋および腓腹筋の筋活動は, サイクルエルゴメータ駆動とステップエルゴメータ

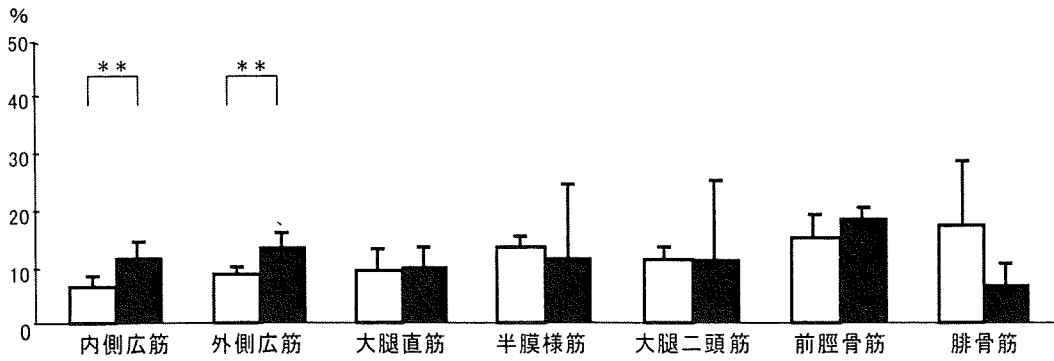


図1a

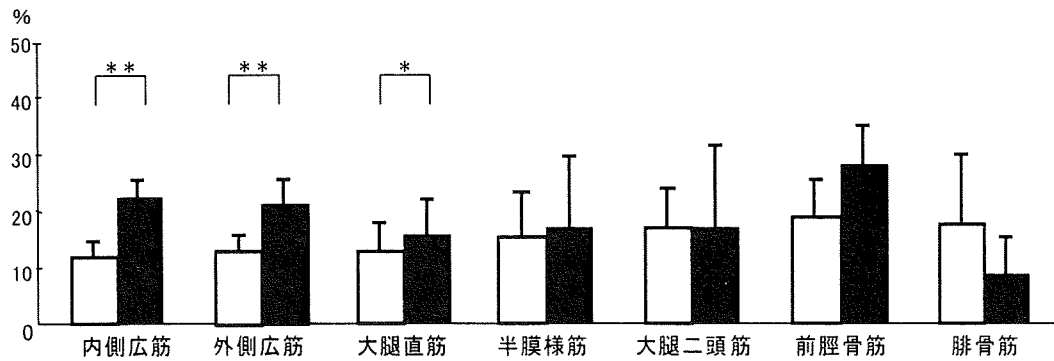


図1b

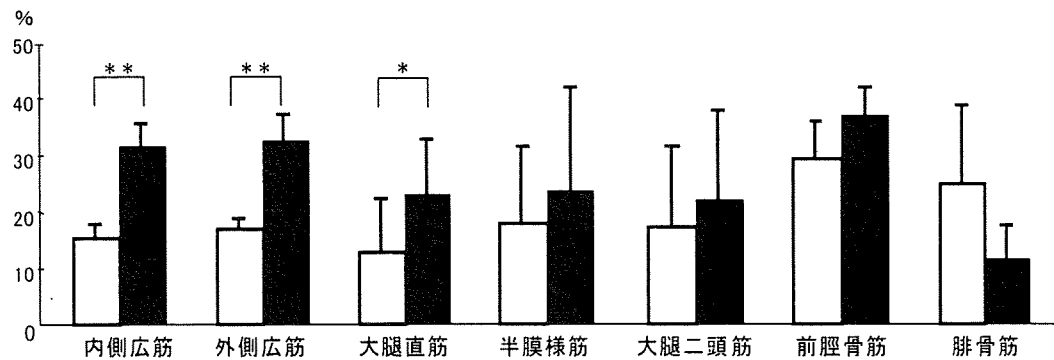


図1c

図1a 30 Wの運動強度における下肢筋活動

□ サイクルエルゴメータ, ■ ステップエルゴメータ, **: p < 0.01 サイクルエルゴメータ vs ステップエルゴメータ.

図1b 60 Wの運動強度における下肢筋活動

□ サイクルエルゴメータ, ■ ステップエルゴメータ, **: p < 0.01 サイクルエルゴメータ vs ステップエルゴメータ, *: p < 0.05 サイクルエルゴメータ vs ステップエルゴメータ.

図1c 90 Wの運動強度における下肢筋活動

□ サイクルエルゴメータ, ■ ステップエルゴメータ, **: p < 0.01 サイクルエルゴメータ vs ステップエルゴメータ, *: p < 0.05 サイクルエルゴメータ vs ステップエルゴメータ.

駆動で有意な差を認めなかった。

2. 呼吸循環応答

0 W, 30 W, 60 W, 90 Wにおける呼吸循環応答の各指標を表1に示す。サイクルエルゴメータとステップエルゴメータのいずれにおいても、0 Wに比べて30 Wの運動ではCIは有意に上昇し、SVRIは有意に低下した (p < 0.01, p < 0.01)。30 WにおけるSVRIは、サイクルエルゴメータ駆動に比べてステップエルゴメータ駆動で有意に高値を示した (p < 0.05)。60 WにおけるSBP、

RPPおよび $\dot{V}O_2$ は、サイクルエルゴメータ駆動に比べてステップエルゴメータ駆動で有意に高値を示した (p < 0.01, p < 0.01, p < 0.01)。90 WにおけるHR、SBP、DBP、RPPおよび $\dot{V}O_2$ は、サイクルエルゴメータ駆動に比べてステップエルゴメータ駆動で有意に高値を示した (p < 0.05, p < 0.01, p < 0.05, p < 0.01, p < 0.01)。一方、30 W, 60 W, 90 Wのいずれの運動強度においてもCIは、サイクルエルゴメータ駆動とステップエルゴメータ駆動で有意な差を認めなかった。

表1 サイクルエルゴメータとステップエルゴメータ駆動時の呼吸循環応答

	0 W	30 W	60 W	90 W
HR (beats · min ⁻¹)				
cycle	73.8 ± 13.6	98.3 ± 11.1	109.5 ± 11.0	121.7 ± 12.6
step	76.7 ± 9.5	97.6 ± 6.6	116.9 ± 10.4	140.9 ± 14.6 *
SBP (mmHg)				
cycle	126.5 ± 11.5	146.1 ± 12.4	148.0 ± 10.6	152.4 ± 6.6
step	126.3 ± 8.7	150.3 ± 7.5	169.6 ± 10.6 *	176.2 ± 7.1 **
DBP (mmHg)				
cycle	77.0 ± 1.9	81.4 ± 5.0	81.6 ± 4.1	82.1 ± 4.2
step	79.1 ± 5.1	83.2 ± 5.1	87.1 ± 3.7	92.8 ± 4.5 *
cycle	3.7 ± 0.2	13.7 ± 1.6	18.2 ± 1.7	23.6 ± 3.5
step	3.8 ± 0.1	13.0 ± 3.0	22.6 ± 2.4 **	29.0 ± 7.3 **
RPP (beats · min ⁻¹ · mmHg · 10 ³)				
cycle	8.4 ± 1.1	13.9 ± 2.3	16.3 ± 2.5	17.8 ± 1.5
step	8.4 ± 0.9	14.4 ± 1.4	19.6 ± 2.0 **	23.8 ± 2.6 **
CI (L · min ⁻¹ · m ⁻²)				
cycle	3.3 ± 0.6	5.2 ± 0.5 †	6.2 ± 0.7	7.1 ± 0.6
step	2.9 ± 0.4	4.3 ± 1.0 †	5.7 ± 1.2	6.6 ± 1.7
SVRI (dyns · cm ⁻⁵ · m ² · 10 ²)				
cycle	22.9 ± 4.3	16.6 ± 1.1 †	14.6 ± 1.1	12.5 ± 1.1
step	27.0 ± 5.8	21.6 ± 3.1 * †	17.0 ± 2.8	15.9 ± 2.7

平均 ± 標準偏差。

** : p < 0.01 vs cycle, * : p < 0.05 vs cycle, † : p < 0.01 vs 0 W.

cycle : サイクルエルゴメータ, step : ステップエルゴメータ。

HR : 心拍数, SBP : 収縮期血圧, DBP : 拡張期血圧, $\dot{V}O_2$: 酸素摂取量, RPP : 二重積, CI : 心係数, SVRI : 体血管抵抗係数。

考 察

エルゴメータには、アップライト型やリカンベント型があり、運動強度が同じであってもサドルの高さやペダルの位置、バックレストの有無や角度によって下肢の筋活動や $\dot{V}O_2$ に差が生じることが知られている^{4, 5)}。本研究は、駆動時の姿勢を統一して下肢の運動様式だけが異なる条件下で、ステップエルゴメータとサイクルエルゴメータによる運動を行った。

下肢筋活動を比較すると、膝関節伸展筋群の筋活動はサイクルエルゴメータに比べてステップエルゴメータで有意に高値を示していた。この違いが生じた理由として、サイクルエルゴメータのペダルは円形の運動軌跡を描くのにに対して、本研究で用いたステップエルゴメータは直線的な運動軌跡を描くという下肢の運動様式の違いが関係すると考えられた。すなわち、ステップエルゴメータは主に膝の屈曲伸展を繰り返す運動となるため、膝関節伸展筋群の筋活動はサイクルエルゴメータと比べてより強くなると考えられた。この膝関節伸展筋力は、立ち上がりや歩行などの日常生活動作の遂行能力に影響するため^{7, 8)}、運動療法を処方する際には筋力トレーニングによってこの筋力を維持することが大きな目的となる。一般に、筋への機械的負荷が大きいほど筋力増強効果が大きくなるため⁹⁾、膝関節伸展筋群に大きな機械的負荷を与えるステップエルゴメータは、サイクルエルゴメータよりも下肢の筋力増強を目的とした運動処方に適した機器と思われた。

呼吸循環応答を比較すると、30 WにおけるSVRIはサイクルエルゴメータ駆動時に比べてステップエルゴメータ駆動時で有意に高値を示していた。SVRは、動的な運動よりも、血流の抵抗を増大する静的な運動、すなわち等尺性運動で上昇するため¹⁰⁾、ステップエルゴメータ駆動には、動的な運動に加えてレジスタンストレーニングとしての等尺性運動の要素が含まれていると考えられた。また、60 WにおけるSBP、 $\dot{V}O_2$ 、RPPと90 WにおけるHR、SBP、DBP、 $\dot{V}O_2$ 、RPPは、サイクルエルゴメータ駆動時に比べてステップエルゴメータ駆動時で有意に高値を示していた。一般に、中等度以上の運動強度では交感神経活動が亢進して、HR、SBP、DBPが上昇するといわれている¹¹⁾。したがって、30 Wという低強度の運動では、ステップエルゴメータはサイクルエルゴメータと同様に交感神経活動の亢進を生じないが、60 Wと90 Wの運動強度では、下肢筋に大きな機械的負荷を与えるステップエルゴメータはサイクルエルゴメータに比べて交感神経活動をより亢進する可能性が考えられた。本研究では、2種類のエルゴメータでCIに差を

認めず、 $\dot{V}O_2$ がサイクルエルゴメータに比べてステップエルゴメータで高値を示した理由として、ステップエルゴメータでは大腿四頭筋での酸素消費量が大きく、動静脈酸素含有較差が開大することによって $\dot{V}O_2$ が増大したことが考えられた¹²⁾。

以上より、運動強度を30Wに設定した運動では、ステップエルゴメータはサイクルエルゴメータと同等な呼吸循環応答を維持したままで、サイクルエルゴメータよりも強い機械的ストレスを膝関節伸展筋群に与えることができた。しかし、運動強度を60Wあるいは90Wに設定した場合には、呼吸循環応答はサイクルエルゴメータに比べてステップエルゴメータで有意に増大したため、ステップエルゴメータを用いた運動を心疾患患者や高齢者に処方する際には、運動強度の設定に注意を払う必要があると思われた。

結 語

ステップエルゴメータ駆動は、サイクルエルゴメータ駆動より膝関節伸展筋群に大きな機械的ストレスを与えることが可能であるが、高強度の運動ではより強い呼吸循環応答を示すことを考慮して運動強度を設定する必要がある。

文 献

- 1) 松永篤彦：心臓機能の障害と理学療法．系統理学療法学 内部障害系理学療法学，医歯薬出版，2006，pp22-54.
- 2) Rebecca H, Stoloff E, *et al.*: Recumbent stepping has similar but simpler neural control compared to walking. *Exp Brain Res* 178: 427-438, 2007.
- 3) Hass CJ, Garzarella L, *et al.*: Concurrent improvements in cardiorespiratory and muscle fitness in response to total body recumbent stepping in humans. *Eur J Appl Physiol* 85(1-2): 157-163, 2001.
- 4) Ericson MO, *et al.*: Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehab Med* 17: 53-61, 1985.
- 5) Saitoh M, Matsunaga A, *et al.*: Comparison of Cardiovascular Responses Between Upright and Recumbent Cycle Ergometers in Healthy Young Volunteers Performing Low-Intensity Exercise: Assessment of Reliability of the Oxygen Uptake Calculated by Using the ACSM Metabolic Equation. *Arch Phys Med Rehabil* 86: 1024-1029, 2005.
- 6) 市橋則明，才藤栄一：表面筋電図の基礎と運動学．理学療法京都 30: 12-17, 2001.
- 7) 西島智子，小山理恵子・他：高齢患者における等尺性膝伸展筋力と歩行能力の関係．理学療法科学 19(2): 95-99, 2004.
- 8) 大森圭貢，横山仁志・他：高齢患者における等尺性膝伸展筋力と立ち上がり能力の関連．理学療法学 31(2): 106-102, 2004.
- 9) 後藤勝正：筋力増強のメカニズム．理学療法 24(7): 914-922, 2007.
- 10) 今泉 勉：運動時の反射性循環調節．*Therapeutic Research* 13(10): 3925-3933, 1992.
- 11) 伊東春樹：運動時血流分布とカテコールアミン．*Therapeutic Research* 13(10): 3952-3958, 1992.
- 12) 山辺 裕，横山光弘：運動時の末梢筋における酸素利用．*Therapeutic Research* 13(10): 3942-3951, 1992.

原 著

入院期高齢心疾患患者の運動療法における バランストレーニングの導入効果について

山本周平¹⁾ 松永篤彦¹⁾ 石井 玲¹⁾ 堀田一樹¹⁾
藤山祐司¹⁾ 倉形裕史¹⁾ 小澤哲也¹⁾ 清水良祐¹⁾
鈴木秀俊¹⁾ 松嶋真哉¹⁾ 高橋由美²⁾ 神谷健太郎²⁾
見井田和正²⁾ 木村雅彦³⁾ 増田 卓¹⁾

要旨

入院期高齢虚血性心疾患 (IHD) 患者の運動機能は、骨格筋筋力だけではなくバランス機能が低下していることが指摘されている。そこで、本研究は、入院期心臓リハビリテーション (心リハ) を処方された高齢 IHD 患者 66 例 (72 ± 5 歳) を従来の運動療法である有酸素運動とレジスタンストレーニングのみ実施した従来群と従来の運動療法にバランストレーニングを加えたバランス群の 2 群に分けて運動療法を実施し、臨床的背景因子、膝伸展筋力および姿勢安定度評価指標 (IPS) を比較検討した。その結果、臨床的背景因子と退院時の膝伸展筋力は両群間に有意な差を認めなかった。一方、従来群の IPS は入院期間中に有意な改善を認めなかったのに対して、バランス群は有意な改善を認めた。以上のことから、入院期高齢 IHD 患者のバランス機能は低下しており、入院期運動療法においてバランストレーニングを積極的に取り入れる必要性が示された。

キーワード 高齢者, 心疾患, バランス機能

はじめに

近年、救命救急医療技術の飛躍的な進歩と急速な人口の高齢化により、心疾患における高齢者の割合は急増しており¹⁾、高齢者の特性を考慮した心臓リハビリテーション (心リハ) を展開する必要性が高まっている。心疾患を発症して入院した高齢者は、入院前からの身体活動量低下に伴う運動機能の低下と入院初期の安静臥床によって身体的な脱調節 (deconditioning) が進行し、心リハ開始時には運動機能は著しく低下していることが多い。この運動機能の低下は日常生活活動 (ADL) の障害を惹起し、とくに高齢心疾患患者は壮年者と比較して ADL 障害を引き起こす割合が大きいことが報告されている²⁾。このため、入院期高齢心疾患患者に対して心リハを実施する際には、入院早期から心機能と併せて運動機能を評価することが重要と考えられる。

近年、入院早期から有酸素運動に筋力向上を目的とし

たレジスタンストレーニングを加えた運動療法が導入されており、その安全性³⁾ や有効性⁴⁾ が数多く報告されるようになった。しかし、高齢心疾患患者の運動機能は、同年代の健常者と比べて、筋力のみならずバランス機能が著しく低下していることが報告されている⁵⁾。また、高齢心疾患患者のバランス機能は入院期に改善していないことが指摘されており⁶⁾、従来の心リハで取り入れられている有酸素運動とレジスタンストレーニングだけでは入院期高齢心疾患患者のバランス機能に及ぼす効果は小さい可能性がある。そこで本研究では、入院期高齢心疾患患者に対する効果的な心リハプログラムを考案する目的で、入院期高齢虚血性心疾患 (IHD) 患者に対して従来の運動療法にバランストレーニングを加えて、その介入効果を検討した。

方 法

1. 対象

2004年1月から2008年11月の間に北里大学病院心臓血管センターに入院し、心リハを処方された65歳以上の高齢IHD患者連続256例のうち、骨関節疾患を有する者、中枢神経疾患により運動麻痺を呈する者、認知症

1) 北里大学大学院医療系研究科

2) 北里大学病院心臓リハビリテーション室

3) 北里大学医療衛生学部

(受付日 2009年1月20日, 受理日 2009年3月25日)

を有する者、維持血液透析を受けている者、視覚障害を有する者および入院前より歩行が自立していない者や歩行補助具を使用している者を除き、かつ運動機能の測定が可能であった患者 66 例を対象とした。また、この 66 例のうち、2004 年 1 月から 2007 年 10 月にかけて従来の運動療法である有酸素運動とレジスタンストレーニングのみを実施した従来群 (36 例) と 2007 年 10 月から 2008 年 11 月にかけて従来の運動療法にバランストレーニングを加えたバランス群 (30 例) の 2 群に分類した。なお、バランストレーニングは、バランストレーニングを導入するプログラムと導入しないプログラムを同時期に実施することによる患者の不安等を回避する目的で、時期を分けて実施した。また、患者に対して本研究の意義と運動機能の測定に関する注意事項、さらに本研究に対する同意の可否が治療方針や治療内容に影響しないことを十分説明し、同意を得た後に本研究を実施した。調査実施に際しては、患者に対する負担を可能な限り抑えるように配慮した。

2. 運動療法の内容

運動療法は、内科的治療の進行状況と日常の活動制限を考慮しながら、病棟と心リハ室に分けて実施した (図 1)。有酸素運動は病棟内歩行開始時 (病棟歩行時) から退院時にかけて実施し、レジスタンストレーニングとバランストレーニングは心リハ室での運動療法開始時から退院時にかけて実施した。

有酸素運動は、病棟内歩行および心リハ室で自転車エルゴメータやトレッドミルを使用した運動療法 (機械リハ) を採用した。有酸素運動の進め方は、病棟内歩行を連続して 300 m 行っても血圧や心電図および自覚症状に問題がないことが確認出来た後、心リハ室で機械リハに移した。機械リハは、約 2 Mets の運動強度から開始し、過剰な血圧上昇がなく、さらに患者の自覚的な疲労度に合わせて運動強度を徐々に漸増させた。

レジスタンストレーニングは、膝の伸展運動とカーフ

レイズを採用した。膝伸展運動の負荷は重錘 1 kg から開始し、5 kg まで負荷を漸増させた。回数は膝の伸展運動は左右交互に 40 回、カーフレイズは 20 回とし、週 4~5 回実施した。

バランストレーニングは踵とつま先を合わせた状態で姿勢を保持するタンDEM立位保持と片脚立位保持を採用し、それぞれ 5 秒間の姿勢保持を各 4 回ずつ、週 4~5 回実施した。なお、バランストレーニングは手すりのある安全な場所で、理学療法士の監視下で実施し、バランストレーニングの難易度は患者が手すりを持つ支持量を徐々に少なくすることで調節した。

3. 測定項目

臨床的背景因子として、測定時の年齢、性別、身長、体重、body mass index (BMI)、診断名、入院時の心エコー検査により得られた左室駆出率 (LVEF)、入院時の脳性ナトリウム利尿ペプチド (BNP)、心リハ進行状況として入院してから病棟での歩行開始までに要した日数 (歩行開始病日)、入院してから機械リハ開始までに要した日数 (機械リハ開始病日) および在院日数を調査した。

さらに、運動機能として等尺性膝伸展筋力 (膝伸展筋力) とバランス機能を測定した。まず、膝伸展筋力の測定には hand-held dynamometer (μ Tas MT-1, アニマ社製) を使用し、NK テーブルに固定した圧センサーの下端が腓骨外果より 2 横指上の下腿前面にくるように設置した。また、測定肢位は股関節と膝関節が 90° 屈曲位の椅子座位とした。測定時間は、1 回 5 秒間で左右各 3 回ずつ測定し、左右の最大値の平均を体重で除した値 (% BW) を解析値とした。次に、バランス機能の指標として姿勢安定度評価指標 (index of postural stability ; IPS) を採用した⁷⁾。IPS は姿勢の安定性を表す指標であり、被検者自らが前後左右に重心移動出来る範囲を表す安定域面積と、重心を前後左右に移動した際の重心動揺の範囲を表す重心動揺面積から算出される。IPS

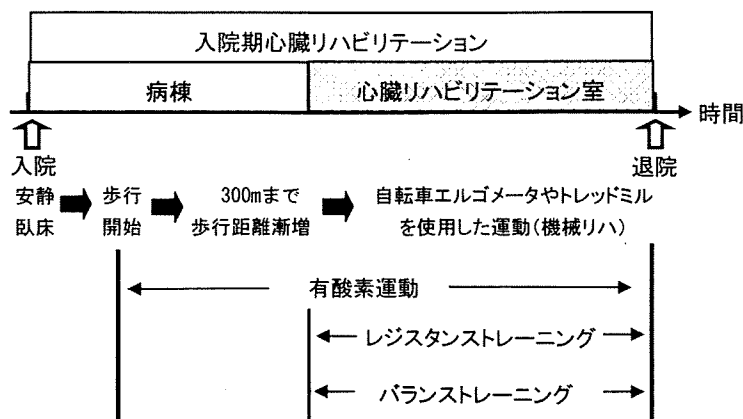


図1 入院期心臓リハビリテーションの流れ

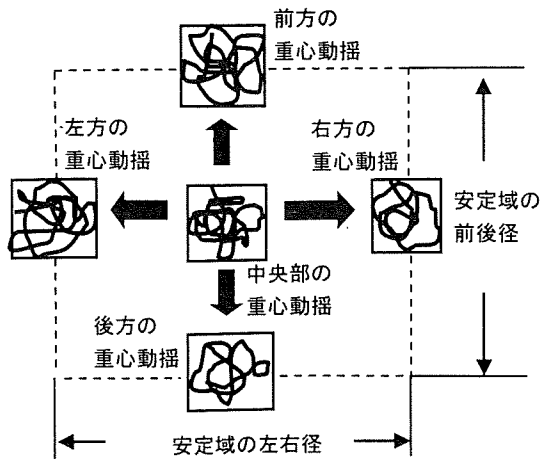


図2 姿勢安定度評価指標 (IPS) の測定図
 重心動揺面積 = 実線の5つの矩形面積の平均値, 安定域面積 = 点線で示す矩形面積, $IPS = \log [(安定域面積 + 重心動揺面積) / 重心動揺面積]$.

の測定には重心動揺計 (Gravicorder G-6100, アニマ社製) を使用し, $IPS = \log [(安定域面積 + 重心動揺面積) / 重心動揺面積]$ の式から算出した (図2)。測定はすべて開眼とし, 開始肢位は足底内側を平行に 10 cm 離れた軽度開脚立位, 両上肢下垂位とした。測定の手順は, まず 10 秒間の静止立位を行い, 次に接地面から足底を動かさない状態で身体を可能な範囲で前後左右へ動かし, 各位置で 10 秒間出来る限り動かないように指示した。安定域面積は, 前方と後方へ移動した時の各矩形面積の中心を結んだ距離に, 右方と左方へ移動した時の各矩形面積の中心を結んだ距離を乗じた面積とした。また, 重心動揺面積は静止立位時および前後左右移動時の各位置における矩形面積の平均値とした。

4. 測定時期

膝伸展筋力は退院時の1時点で測定し, IPSは病棟歩行時と退院時の2時点で測定した。

5. 統計学的解析

臨床的背景因子および運動機能を従来群とバランス群で比較した。各項目の平均値の群間比較は unpaired-t test を用い, 性別と診断名の内訳は χ^2 検定を用いて検討した。また, IPSの変化についてはトレーニング (従来群とバランス群) と測定時期 (病棟歩行時と退院時) の2要因に対する分散分析を行った。統計ソフトは SPSS 11.0J for Windows を用い, 統計学的有意水準を 5%未満とした。

結 果

高齢 IHD 患者の臨床的背景因子と運動機能の結果を表1に示す。年齢, 性別, 身長, 体重, BMI, 診断名の内訳, LVEF, BNP, 歩行開始病日, 機械リハ開始病日,

表1 背景因子と運動機能

	従来群	バランス群
年齢 (歳)	72 ± 6	72 ± 5
性別 (男/女)	28/8	26/4
身長 (cm)	158.3 ± 9.4	160.7 ± 5.9
体重 (kg)	56.0 ± 9.6	58.0 ± 7.9
BMI (kg/m ²)	22.4 ± 3.1	22.6 ± 3.0
診断名 (例)		
急性心筋梗塞	27	16
陳旧性心筋梗塞	7	12
狭心症	2	2
LVEF (%)	46.9 ± 14.5	49.7 ± 13.3
BNP (pg/mL)	332.4 ± 418.3	359.9 ± 451.8
歩行開始病日 (日)	5.9 ± 4.6	7.3 ± 5.8
機械リハ開始病日 (日)	13.9 ± 10.8	15.0 ± 9.1
在院日数 (日)	25.5 ± 15.1	29.9 ± 15.1
膝伸展筋力 (% BW)	41.2 ± 14.1	44.3 ± 14.7
IPS 病棟歩行時	1.03 ± 0.40	1.11 ± 0.47
退院時	0.99 ± 0.51	1.33 ± 0.41 *

mean ± SD, BMI : body mass index, LVEF : 左室駆出率, BNP : 脳性ナトリウム利尿ペプチド, IPS : 姿勢安定度評価指標, * : p < 0.05 vs. 従来群.

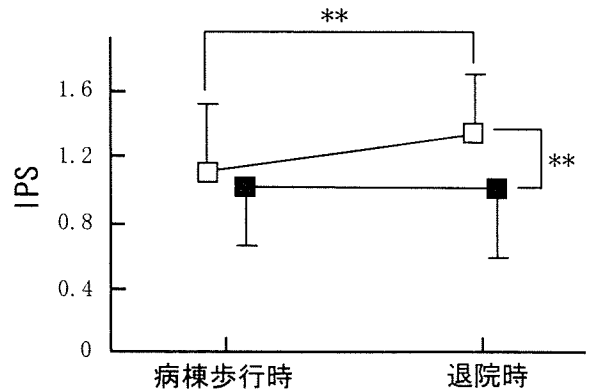


図3 入院期におけるバランス機能の経時的変化
 ■ : 従来群, □ : バランス群, IPS : 姿勢安定度評価指標, * : p < 0.05.

在院日数および退院時の膝伸展筋力は両群間で有意な差を認めなかった。

病棟歩行時と退院時の IPS を図3に示す。IPSはトレーニング (従来群とバランス群) と測定時期 (病棟歩行時と退院時) の間に有意な交互作用を認め (F = 6.95, p < 0.05), 従来群の IPS は病棟歩行時から退院時にかけて有意な変化を示さなかったのに対して, バランス群の IPS は病棟歩行時から退院時にかけて有意に改善した (p < 0.01)。

考 察

近年, 入院期心リハにおいて, 有酸素運動やレジスタンストレーニングを主体とした運動療法が積極的に導入されるようになり, 心疾患患者の運動耐容能や筋力が改善

するという報告が数多く認められるようになった⁴⁾。しかし、高齢心疾患患者のバランス機能は壮年者と比較して低下しており、従来の運動療法では入院期高齢心疾患患者のバランス機能の改善が認められないことを踏まえると⁶⁾、高齢心疾患患者に対してバランストレーニングを導入し、その効果を検討する必要がある。そこで本研究では、入院期高齢心疾患患者に対するバランストレーニングが各運動機能に与える影響について従来の運動療法と比較検討した。

まず、膝伸展筋力に関しては、従来群とバランス群の間に有意な差を認めなかった。このことから、今回実施したバランストレーニングが膝伸展筋力に与える影響は少ないと思われた。

次に、バランス機能に関しては、従来群のIPSは入院期間中に有意な改善を認めなかったのに対し、バランス群のIPSは入院期間中に有意な改善を認め、退院時のIPSはバランス群が従来群と比べて有意に高いことが認められた。地域在住高齢者を対象とした先行研究によると、レジスタンストレーニングによってバランス機能の改善を認める報告は多い⁸⁾。本研究においても、両群にレジスタンストレーニングを実施していたが、従来群ではバランス機能の改善が認められなかった。その理由として、先行研究ではレジスタンストレーニングを2~3ヵ月以上実施しているのに対して、本研究の高齢IHD患者の入院期間は約30日であり、介入期間が短いことが理由として考えられた。さらに先行研究では、高い負荷量のレジスタンストレーニングを実施しているのに対して⁸⁾、本研究の高齢IHD患者は入院期であるため安全性を考慮して重錘1~5kgまでの低い負荷量で実施していた。したがって、レジスタンストレーニングの設定強度が低負荷であったことが、バランス機能の改善に繋がらなかったと考えられた。一方、バランストレーニングは4~6週間の短い介入期間でバランス機能の改善が認められるという報告があるが⁸⁾、その多くは1回30分以上の運動時間を必要としている。しかし、バランス機能が著しく低下している者の場合、1回10分未満の少ない時間のバランストレーニングであっても、バランス機能を改善する効果があると報告されている⁹⁾。IPSをバランス機能の評価指標に用いた報告では、歩行が自立している者のIPSの平均値が1.43であったことが示さ

れている⁷⁾。本研究で対象とした高齢IHD患者の病棟歩行時の平均値が約1.10であったことから、バランストレーニング開始時の高齢IHD患者のバランス機能は著しく低下しており、この状況からトレーニングを進めたことが1回10分未満2~3週間という短期間においても効果が認められた理由と考えられた。

以上のことより、入院期高齢心疾患患者のバランス機能は著しく低下しているが、バランス機能に対する特異的なトレーニングにより改善することが示された。このため、高齢心疾患患者に対する入院期心リハにおいて、従来の運動療法にバランストレーニングを積極的に取り入れる必要があると思われた。なお、本研究ではバランス機能の改善が歩行機能やADLに与える影響についてまでは言及できていない。今後は、入院期心リハにおけるバランストレーニングが歩行機能や退院後のADLに与える影響について検討していく必要があると思われた。

文 献

- 1) 西山昌秀・他：急性心筋梗塞患者における臨床的背景の経時的推移についての検討。理学療法学 32(Suppl 2): 295. 2005.
- 2) Pinsky JL, *et al.*: The Framingham disability study: relationship of various coronary heart disease manifestations to disability in older persons living in the community. *Am J Public Health* 80(11): 1363-1367. 1990.
- 3) Stewart KJ, *et al.*: Safety and efficacy of weight training soon after acute myocardial infarction. *J Cardiopulm Rehabil* 18(1): 37-44. 1998.
- 4) 日本循環器学会：循環器病の診断と治療に関するガイドライン（2006年度合同研究班報告）：心血管疾患におけるリハビリテーションに関するガイドライン（2007年改訂版）。2007。 < <http://www.j-circ.or.jp/guideline/index.htm> >
- 5) 松永篤彦：心臓機能の障害と理学療法。系統理学療法学内部障害系理学療法。居村茂幸（編），医歯薬出版，2006。pp22-54.
- 6) 澤入豊和・他：高齢心疾患患者の入院期心臓リハビリテーションにおけるバランストレーニングの重要性について。日本私立医科大学理学療法学会誌 24: 49-52. 2007.
- 7) 望月 久：バランス能力の評価指標とバランス障害に対する運動療法の検討。運動療法と物理療法 15(3): 236-241. 2004.
- 8) Howe TE, *et al.*: Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database Syst Rev* 17(4): CD004963. 2007.
- 9) 出口直樹・他：functional reachの違いによりバランスエクササイズの効果は異なるか。運動療法と物理療法 18(3): 189-195. 2007.

原 著

入院期高齢虚血性心疾患患者は骨格筋筋力に加えて バランス機能も低下している

山本周平*¹ 松永篤彦*¹ 石井 玲*¹
 松本卓也*¹ 堀田一樹*¹ 清水良祐*¹
 鈴木秀俊*¹ 松嶋真哉*¹ 神谷健太郎*²
 見井田和正*² 高橋由美*² 河野真理*²
 増田 卓*¹ 和泉 徹*³

要 約 【目的】虚血性心疾患（IHD）は日常生活動作（ADL）の障害を引き起こす疾患であり、高齢 IHD 患者の ADL 障害には骨格筋筋力やバランス機能などの運動機能の低下が関与すると報告されている。そこで本研究は、高齢 IHD 患者の運動機能を地域在住高齢者と比較し、高齢 IHD 患者の運動機能の特性を把握することを目的とした。【方法】対象は、入院期心臓リハビリテーション（心リハ）を終了した 65 歳以上 80 歳未満の高齢 IHD 患者 363 例（男性 269 例、女性 94 例）と地域在住高齢者 75 例（男性 39 例、女性 36 例）とした。測定項目は、背景因子、握力、膝伸展筋力、バランス機能（片脚立位時間、functional reach[FR] および姿勢安定度評価指標 [IPS]）とし、高齢 IHD 患者の運動機能は退院時に測定した。【結果】地域在住高齢者の運動機能を 100%とした場合、男性の高齢 IHD 患者の握力は 74.2%、膝伸展筋力 71.2%、片脚立位時間 68.7%、FR 91.2% および IPS 67.7% であった。一方、女性の握力は 75.5%、膝伸展筋力 64.2%、片脚立位時間 46.9%、FR 92.7% および IPS 46.4% であった。さらに、膝伸展筋力、片脚立位時間および IPS が歩行に支障があると考えられる者の割合は、男女ともに高齢 IHD 患者の方が地域在住高齢者と比べて有意に高値を示した。【考察】入院期心リハを終了した高齢 IHD 患者の各運動機能は地域在住高齢者と比較して低下しており、とくに女性では運動機能の低下率が高いことが認められた。さらに、高齢 IHD 患者は ADL に支障をきたす水準の運動機能レベルまで低下している症例の割合が高く、退院後容易に ADL 障害を引き起こす可能性が考えられた。

キーワード：虚血性心疾患、高齢者、バランス機能、日常生活動作
 （日循予防誌 45：1－8，2010）

I . 緒 言

近年、救命救急医療技術の飛躍的な進歩と急速な人口の高齢化により、高齢の心疾患患者数は増加しており¹⁾、高齢者の特性を考慮した心臓リハビリテーション（心リハ）を展開する必要性が高まっている。心疾患を発症して入院した高齢者は、

入院前からの身体活動量低下に伴う運動機能の低下と入院初期の安静臥床によって身体的な脱調節（deconditioning）が進行し、心リハ開始時には運動機能は著しく低下している場合が多い²⁾。また、運動機能の低下は日常生活動作（activities of daily living：ADL）の障害を惹起するが³⁾、高齢心疾患患者は壮年者と比較して ADL 障害を引き起こす割合が大きいことが報告されている³⁾。このため、入院期高齢心疾患患者に対して心リハを実施する際には、心機能と併せて入院早期から運動機能を評価し、ADL 障害の予防に努める必要がある。

* 北里大学大学院医療系研究科
 (〒228-8555 神奈川県相模原市北里 1-15-1)

† 北里大学病院 心臓リハビリテーション室
 ‡ 北里大学医学部 循環器内科学

受付日 2009 年 8 月 5 日・受理日 2009 年 12 月 11 日

先行研究によると、高齢心疾患患者の運動機能は、同年代の地域在住高齢者と比べて低下していることが報告されている⁹⁾。しかし、その多くは他の先行研究における運動機能の結果と比較した検討であり、研究者間で運動機能を測定する際の測定機器や測定条件が統一されていない。そのため、高齢心疾患患者と地域在住高齢者の運動機能を厳密に比較できていない可能性がある。そこで、本研究では測定機器と測定条件を統一して、入院期心リハが終了した高齢虚血性心疾患 (ischemic heart disease : IHD) 患者と同年代の地域在住高齢者の運動機能を男女別に比較し、高齢 IHD 患者の運動機能の特性を検討した。

II. 方 法

1. 対象

2001年3月から2007年10月の間に北里大学病院心臓血管センターに入院し、入院期心リハを終了した65歳以上80歳未満の高齢 IHD 患者連続539例のうち、後述する除外基準例を除き、かつ運動機能の測定が可能であった363例 (男性269例、女性94例) と、2007年1月から2009年8月の間に神奈川県相模原市内のシルバー人材センターに登録している3319例の中から、調査の趣旨に賛同して応募のあった同年代で心疾患の既往がない地域在住高齢者80例のうち、後述する除外基準例を除いた75例 (男性39例、女性36例) を対象とした。除外基準は、骨関節疾患を有する者、中枢神経疾患により運動麻痺を呈する者、認知症を有する者、維持血液透析を受けている者、視覚障害を有する者、測定時に腰痛や膝痛を訴えた者および退院時に歩行が自立していない者や歩行補助具を使用している者は対象から除外した。なお、骨関節疾患とは変形膝関節症、変形性股関節症、脊柱管狭窄症および過去1年以内に下肢骨折の診断があった者、中枢神経疾患は脳梗塞、脳出血およびくも膜下出血の診断があった者、視覚障害は白内障や糖尿病性網膜症の診断があった者とした。

また、患者や対照者に対して本研究の意義ならびに運動機能の測定に関する注意事項を十分説明し、同意を得た後に本研究を実施した。

2. 測定項目

1) 背景因子

背景因子として、測定時の年齢、身長、体重および body mass index (BMI) を調査した。さらに、高齢 IHD 患者については診断名、入院時の心エコー検査から得られた左室駆出率 (left ventricular ejection fraction : LVEF)、入院時の脳性ナトリウム利尿ペプチド (brain natriuretic peptide : BNP)、および在院日数を加えて調査した。

2) 運動機能

運動機能として上肢筋力、下肢筋力およびバランス機能を測定した。

上肢筋力の指標として握力を採用した。測定には Jamar® Hydraulic Dynamometer (Sammons Preston 社製) を使用した。測定肢位は、肘関節 90° 屈曲位、前腕中間位の椅子座位とした。測定時間は、1回3秒間で左右各2回ずつ測定し、左右で得られた値のうち最大値を解析値とした。

下肢筋力の指標として等尺性膝伸展筋力 (膝伸展筋力) を採用した。測定には hand-held dynamometer (μ Tas MT-1、アニマ社製) を使用し、NK テーブルに固定した圧センサーの下端が腓骨外果より2横指上の下腿前面にくるように設置した。測定肢位は、股関節と膝関節が 90° 屈曲位の椅子座位とした。測定時間は、1回5秒間で左右各3回ずつ測定し、左右の最大値の平均を体重で除した値 (% BW) を解析値とした。

バランス機能の指標として、片脚立位時間、functional reach (FR) および姿勢安定度評価指標 (index of postural stability ; IPS) を採用した。片脚立位時間の測定は開眼で行い、両手を腰に当てた片脚立位姿勢を崩すことなく保持可能な時間とした。ただし、測定中に (1) 軸足が移動する、(2) 挙上した足が軸足に触れる、(3) 軸足の足底以外の部分が床や壁に接する、(4) 両手または片手が腰から離れる、が生じた場合にはその時点で測定を終了した。測定は60秒を上限として、任意の足で2回測定し、その最大値を解析値とした。なお、1回目の測定時に片脚立位が60秒可能であった場合、2回目の測定は実施しなかった。FRの測定では静止立位姿勢から両上肢を肩関節 90° 屈曲位まで前方に挙上し、利き手の第3中手骨遠位端の位置を開始地点とした。反対側を下ろした後、足底

を動かさない状態で一側上肢のみを最大限前方へ水平に伸ばし、その最高到達点を測定した。測定は2回行い、開始点から最高到達点の水平距離のうち最高値を解析値とした。IPSは姿勢の安定性を表す指標であり、被検者自らが前後左右に重心移動出来る範囲を表す安定域面積と、重心を前後左右に移動した際の重心動揺の範囲を表す重心動揺面積から算出される⁶⁾。IPSの測定には重心動揺計(Gravicorder G-6100、アニマ社製)を使用し、 $IPS = \log[(\text{安定域面積} + \text{重心動揺面積}) / \text{重心動揺面積}]$ の式から算出した。測定はすべて開眼とし、開始肢位は足底内側を平行に10cm離れた軽度開脚立位、両上肢下垂位とした。測定の手順は、まず10秒間の静止立位を行い、次に接地面から足底を動かさない状態で身体を可能な範囲で前後左右へ動かし、各位置で10秒間出来る限り動かないように指示した。安定域面積は、前方と後方へ移動した時の各矩形面積の中心を結んだ距離に、右方と左方へ移動した時の各矩形面積の中心を結んだ距離を乗じた面積とした。また、重心動揺面積は静止立位時および前後左右移動時の各位置における矩形面積の平均値とした(図1)。

なお、高齢IHD患者の運動機能は、全て退院時に測定した。

3. 入院期運動療法の内容

入院期運動療法は、内科的治療の進行状況と日常の活動制限を考慮しながら、病棟と心リハ室に

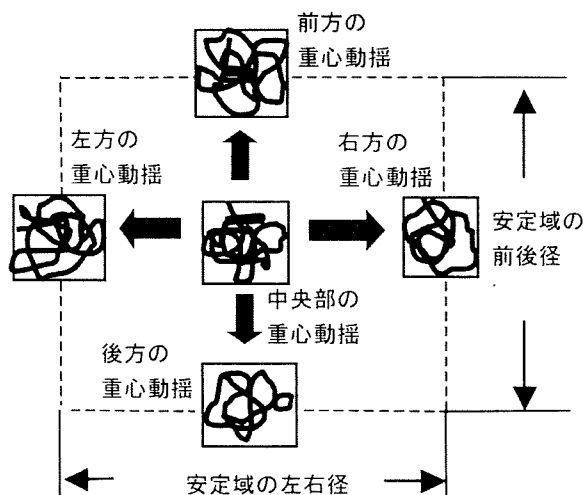


図1 姿勢安定度評価指標(IPS)の測定図

重心動揺面積=実線の5つの矩形面積の平均値、安定域面積=点線で示す面積、 $IPS = \log[(\text{安定域面積} + \text{重心動揺面積}) / \text{重心動揺面積}]$ 。

分けて実施した(図2)。有酸素運動は、病棟内歩行および心リハ室で自転車エルゴメータやトレッドミルを使用した運動療法(機械リハ)を採用した。有酸素運動の進め方は、病棟内歩行を連続して300m行っても血圧や心電図および自覚症状に問題がないことが確認出来た後、心リハ室で機械リハに移行した。機械リハは、約2 METsの運動強度から開始し、過剰な血圧上昇がなく、さらに患者の自覚的な疲労度に合わせて運動強度を徐々に漸増させた。レジスタンストレーニングは、膝の伸展運動とカーフレイズを採用した。膝伸展運動の負荷は重錘1kgから開始し、5kgまで負荷を漸増させた。回数は膝の伸展運動は左右交互に40回、カーフレイズは20回とし、週4~5回実施した。

4. 安全管理

運動機能測定時の安全性を確認するために、測定中は心電図モニターで監視し、各測定前後で血圧、脈拍および自覚的な疲労度を確認した。なお、運動機能測定中止基準は入院期心臓リハビリテーションの進行基準⁷⁾および土肥・アンダーソンの基準⁸⁾を参考に、過剰な血圧と脈拍の上昇があった場合、および気分不快の訴えがあった場合には測定を中止した。

4. 解析方法

対象を男性と女性に分けて、背景因子および運動機能を高齢IHD患者と地域在住高齢者で比較した。運動機能に関しては、地域在住高齢者の各運

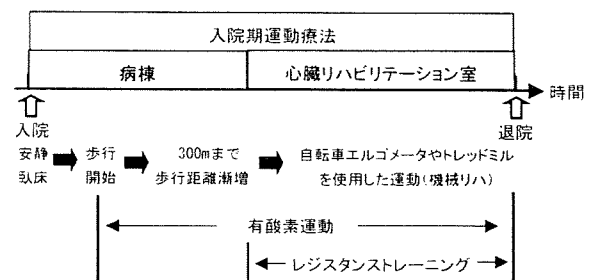


図2 入院期運動療法の流れ

入院期運動療法は、病棟と心リハ室に分けられる。心疾患患者は病棟での運動療法から開始して、心リハ室でのリハビリテーションに移行する。有酸素運動は病棟の歩行開始時から退院時にかけて実施し、心リハ室では自転車エルゴメータやトレッドミルを使用した有酸素運動を行った。レジスタンストレーニングは心リハ室でのリハビリ開始時から退院時にかけて実施した。

動機能の平均値を100%とした時の、高齢IHD患者の各運動機能の平均値の割合を算出した。また、歩行が自立しているか否かを判別するカットオフ値として報告されている膝伸展筋力40% BW⁹⁾、片脚立位時間20秒¹⁰⁾、および歩行に介助は必要としないが監視が必要な者のIPSの平均値である1.12の値⁹⁾を下回った者は歩行に支障があると考え、その割合をそれぞれ算出した。なお、IPSについては歩行に支障をきたすか否かを判別するカットオフ値が定まっていないため、望月らの報告による歩行が監視レベルの者のIPSの平均値を代替として採用した。

統計学的手法として、年齢、身長、体重、BMIおよび各運動機能の比較はunpaired-t testを用い、歩行に支障があると考えられる者の割合の比較には χ^2 検定を用いて検討した。統計ソフトはSPSS 12.0J for Windowsを用い、統計学的有意水準を5%未満とした。

III. 結 果

地域在住高齢者と高齢IHD患者の背景因子および運動機能の結果を表1に示す。男性と女性ともに、地域在住高齢者と高齢IHD患者の間で年齢、

身長、体重およびBMIの項目に有意な差を認めなかった。しかし、運動機能の項目において、男性の高齢IHD患者の握力、膝伸展筋力、片脚立位時間、FRおよびIPSは地域在住高齢者と比べて有意に低値を示した(それぞれ $P<0.01$ 、 $P<0.01$ 、 $P<0.01$ 、 $P<0.05$ 、 $P<0.01$)。一方、女性の握力、膝伸展筋力、片脚立位時間およびIPSは地域在住高齢者と比べて有意に低値を示した(すべて、 $P<0.01$)。

次に、地域在住高齢者の各運動機能の平均値を100%とした場合、男性の高齢IHD患者の握力は74.2%、膝伸展筋力71.2%、片脚立位時間68.7%、FR 91.2%およびIPS 67.7%であった(図3)。一方、女性の握力は75.5%、膝伸展筋力64.2%、片脚立位時間46.9%、FR 92.7%およびIPS 46.4%であった(図4)。

さらに、高齢IHD患者において、膝伸展筋力40% BW、片脚立位時間20秒およびIPS 1.12を下回った症例の割合を図5、6に示す。男性の地域在住高齢者の中で、膝伸展筋力が40% BWを下回った割合は0%、片脚立位時間が20秒を下回った割合は12.8%、IPSが1.12を下回った割合は15.4%であったのに対し、高齢IHD患者では膝伸展筋力37.5%、片脚立位時間41.5%およ

表1 高齢IHD患者と地域在住高齢者の背景因子と運動機能

	男性		女性	
	地域在住高齢者 (N=39)	IHD患者 (N=269)	地域在住高齢者 (N=36)	IHD患者 (N=94)
年齢(歳)	70±4	71±4	69±3	71±4
身長(cm)	163.0±5.2	162.7±5.4	151.1±4.3	150.4±5.8
体重(kg)	59.6±8.5	59.7±8.6	51.9±5.3	50.7±7.6
BMI(kg/m ²)	21.9±3.1	22.3±2.7	22.8±2.3	22.4±2.9
診断名(例)				
急性心筋梗塞		157		48
陳旧性心筋梗塞		75		32
狭心症		37		14
LVEF(%)		47.4±12.1		53.3±12.6
BNP(pg/mL) [#]		128.8(5.6-2080.0)		146.0(13.0-1596.8)
在院日数(日)		27.8±14.7		28.6±14.6
握力(kg)	41.4±7.1	31.0±6.4**	26.8±5.7	20.2±4.6**
膝伸展筋力(%BW)	66.6±12.6	47.4±13.3**	57.3±9.6	36.8±10.6**
片脚立位時間(秒)	47.9±18.4	32.9±23.4**	50.0±16.9	23.5±20.5**
FR(cm)	34.0±5.1	31.0±7.3*	32.9±4.5	30.5±8.0
IPS	1.61±0.36	1.09±0.48**	1.53±0.33	0.71±0.55**

平均値±標準偏差、IHD:虚血性心疾患、BMI:body mass index、LVEF:左室駆出率、BNP:脳性ナトリウム利尿ペプチド、FR:functional reach、IPS:姿勢安定度評価指標、#:中央値(最小値-最大値)、*: $P<0.05$ vs 地域在住高齢者(男性)、**: $P<0.01$ vs 地域在住高齢者(男性)、***: $P<0.01$ vs 地域在住高齢者(女性)。