

平成10年度厚生科学研究費補助金

長寿科学総合研究事業研究報告書

高齢者の健康維持・増進支援システムの開発

主任研究者 吉武 裕

高齢者の健康維持・増進支援システムの開発

吉武 裕（国立健康・栄養研究所 健康増進部
健康機器調査研究室長）

高齢者の健康維持・増進支援システムを確立するために、1) 高齢者の身体活動量測定システム、2) 運動指導と安全性確保のための負荷試験解析システム、3) 高齢者の運動処方評価システムの開発・研究を行った。その結果、高齢者の日常生活における歩行状況を把握し、その運動強度および運動量を把握するシステムとして、身体活動量測定システムは有用であることが示唆された。運動負荷試験の自動停止システムにおいては、自動負荷停止の問題が指摘されたが、自覚症状をモニターすることによって改善の可能性が示唆された。また、心電図自動診断システムとDPBP自動測定システムを1つのシステムにすることにより、高齢者の安全で有用な運動処方が可能であった。本研究班において、高齢者の身体活動量を測定・評価し、安全な運動強度の範囲内で体力診断および運動処方箋を作成するシステムの自動化の可能性が示唆された。

〔研究組織〕

○吉武 裕（国立健康・栄養研究所健康機器調査研究室長）

川久保 清（東京大学医学系研究科助教授）

田中 宏暁（福岡大学スポーツ科学部）

A. 研究目的

世界保健機関（WHO）は、高齢者の健康の指標として生活機能における自立をもって当てはめることを提唱している。このことは、高齢者の健康づくりにおいては、活動余命の延長の重要性を示している。

活動余命の保持には、身体的自立が必須条件となり、それには体力は基礎的で重要である。特に、後期高齢者における体力の

衰えは“体力の低下→身体活動量の低下→不活動身体機能の衰え→疾病の増大”といった悪循環を形成することになる。この悪循環は介護の必要な高齢者を増大させることになることから、高齢社会を迎えたわが国においては、75歳以上の後期高齢者の増大による脆弱な高齢者の増大が危惧されている。

しかし、後期高齢者一人ひとりの身体機能に応じた体力の維持・増進するためのシステムはないのが現状である。

そこで本研究班では、高齢者の健康寿命の延長を図るために、1) 高齢者の身体活動量測定システム（吉武）、2) 運動指導と安全確保のための負荷解析システム（川久保）、および3) 高齢者の運動処方評価シス

テムについて検討し、高齢者の健康維持・増進支援システムを開発することを目的とした。

B. 研究方法

1) 高齢者の身体活動量測定システム(吉武): 20~70歳代の男女を対象に、試作した身体活動量測定システム(ヘルシーフィットシステム)を用いて、フロア歩行時の歩行率、加速度を測定し、本システムの身体活動量(エネルギー消費量)測定器としての有用性について検討した。

2) 運動指導と安全確保のための負荷解析システム(川久保): 既存の診断的運動負荷試験のデータベースを用いた。負荷試験停止アルゴリズムとして、①年齢別最大心拍数(220-年齢)の85%、②ST下降(0.2mV以上)、③収縮期血圧過大上昇(220mmHg)、④収縮期血圧下降(前値より20mmHg下降)の4条件とし、自動停止条件とその理由等について検討した。

3) 高齢者の運動処方評価システム(田中): 中高年者を対象に、電動式自転車エルゴメータによるランプ負荷での、自覚最大までと75%Vo₂maxHRまでの2試験を実施した。そして、両負荷試験時の血圧、心拍数を連続的に記録し、二重積屈曲点(DPBP)の測定と心電図の解析により、DPBPの出現とST下降の関係について検討した。

C. 研究結果

1) 高齢者の身体活動量測定システム(吉武): 通常歩行においては、男女とも同一の推定式において身体活動量(エネルギー消費量)の推定が可能であることが示唆された。

2) 運動指導と安全確保のための負荷解析システム(川久保): 本アルゴリズムによる自動停止理由としては心拍数によるものももっとも多かったが、実際の中止理由の中

には自覚症状によるものもかなり含まれていた。一方、自動停止に該当せず負荷試験を終了した者の理由は大部分が下肢疲労などの自覚症状であった。

本アルゴリズムによる自動停止が医師による中止基準より早期にみられた例について検討した。その結果、自動停止理由が血圧上昇や血圧下降によるものは実際より3分以上、また心拍数やST下降によるものは1~2分程度早く自動停止基準に達していた。

3) 高齢者の運動処方評価システム(田中): いずれの負荷試験法でもDPBPの発現がみられ、その時のST変化はいずれもDPBP発現以後にみられた。

D. 考察

1) 高齢者の身体活動量測定システム(吉武): 通常歩行において、酸素摂取量と歩行率の関係式を青年と中高年者で比較した場合、男女とも有意な差は認められなかった。しかし、速歩においては、年齢により異なる傾向がみられた。以上のことから、本システムの歩行率による日常生活の歩行時の身体活動量(エネルギー消費量)は、同一推定式を用いて測定することが可能であることが示唆された。

2) 運動指導と安全確保のための負荷解析システム(川久保): 本アルゴリズムを自動診断の負荷基準に採用した場合、本対象では44.4%において安全確保の上で問題が指摘された。しかし、これらは主観的運動強度などの自覚症状をモニターすることによって解決される可能性が示唆された。

本研究において、実際の負荷中止基準より早く自動停止する例がみられた。心拍数の場合は、最大心拍数の設定基準が低かったためと考えられるが、平均1.2分と短く臨床的に問題はないと思われた。血圧の場合は、血圧測定エラーによるものが大部分

を占めていると考えられることから、測定法の問題が考えられた。この解決法として、自動停止における血圧基準値を高く設定するか、あるいは血圧基準を負荷停止基準から除く必要性も示唆された。

3) 高齢者の運動処方評価システム(田中): 心電図自動診断システムとDPBP測定システムを1つのシステムとして運動負荷試験を実施した。その結果、ST低下はDPBPの発現以後に認められた。以上のことから、運動負荷中にリアルタイムに強度とDP、STレベルのトレンドをモニタリングできるシステムによって安全な運動強度を処方できるものと考えられた。

E. 結語

高齢者の日常生活における歩行状況を把握し、その運動強度および運動量を把握するシステムとして、吉武の試作した身体活動量測定システムは有用であることが示唆された。

運動負荷試験の自動停止システムにおいては、自動負荷停止の問題が指摘されたが、自覚症状をモニターすることによって改善の可能性が示唆された。また、川久保の心電図自動診断システムと田中のDPBP自動測定システムを1つのシステムにすることにより、高齢者の安全で有用な運動処方が可能になることが明らかにされた。

高齢者の身体活動量測定システム

吉武 裕（国立健康・栄養研究所 健康増進部
健康機器調査研究室長）

高齢者の日常生活における歩行のエネルギー消費量測定器として、我々が開発した身体活動量測定システムの有用性について検討した。歩行のエネルギー消費量推定の指標として歩行率を用いた。その結果、歩行率を指標として高齢者の歩行のエネルギー消費量を推定する場合、歩行率が110歩/分前後を越える歩行においては、年齢を考慮した推定式の必要性が示唆された。

A. 研究目的

加齢に伴い体力水準が低下することはよく知られている¹⁾。特に、後期高齢者においては、日常の身体活動量の減少は加齢による体力やその他の生理機能の低下をさらに加速することになる²⁾。高齢者における日常の身体活動量の低下は、“身体活動量の低下→体力の衰え→身体活動量の低下”といった悪循環を形成し、高齢者の身体的自立を奪い、要介護老人を増大させることになる³⁾。このことから、世界保健機関(WHO)では、高齢者の健康の指標として、従来の寿命から活動余命を用いることを提唱している⁴⁾。

そこで、高齢者の活動余命の評価には、食事や更衣など限られた身のまわりの動作の評価法である基本的ADLより、歩行や階段昇降など移動能力を含めた、より広範囲の生活動作を含むIADLが用いられるようになってきた⁵⁾。

IADLの評価の基礎をなすものは、歩行を含めた移動能力であることから、日常生活における歩行状況を把握することは基礎的で、重要と考えられる⁶⁾。しかし、高齢者の歩行の運動強度と運動量を把握する方法はないのが現状である。

これまでに、我々は高齢者の歩行状況から

日常生活における身体活動量を測定するシステム（ヘルシーフィットシステム）について検討してきた⁷⁻¹³⁾。その結果、本システムは高齢者の歩行の運動強度や運動量および歩行時間の測定に有用であることを明らかにしている¹³⁾。そこで、本年度は歩行率と加速度を指標に高齢者の身体活動量（エネルギー消費量）測定のための推定式の作成を試みた。

B. 研究方法

1) 被検者：男性は26～40歳（31.3±5.8歳）の6名、62～80歳（73.3±9.9歳）の3名、計9名、一方、女性は21歳～23歳（21.9±0.6歳）の8名、51～59歳（55.8±3.1歳）の6名、60～69歳（64.7±3.6歳）の10名、70～78歳（74.6±4.2歳）の3名、計27名である。本研究の対象者は、測定を実施するにあたってその主旨を十分に説明し、同意を得た上で、メディカルチェックを実施し、その結果運動が可能と判定された者である。

2) 歩行テスト

歩行は、1周30mの歩行路で実施した。歩行速度は分速40mから開始し、その後4分毎に10mずつ増加させる速度漸増法によって行った。被検者は、1周30mの楕円の歩行路に2m

ごとに設置され、一定の周期で順次点灯する信号燈((株)ヤガミ:ペースリーダーPL-100L)に合わせてあるくように指示した。

3) 測定項目

安静時において、酸素摂取量と心拍数を、歩行時には酸素摂取量、心拍数、加速度(上下)、歩数(数取り器およびシステムによる)、主観的運動強度および血中乳酸をそれぞれ測定した。加速度計は腰部に装着した。加速度は、ステップ毎に発生した加速度のピーク値(平均加速度:G)として表した。酸素摂取量の測定にはダグラスバッグ法を用いた。

C. 研究結果

図1は、女性における本システムにより計測された歩行率(A)および実測された歩行率(B)と酸素摂取量の関係を示したものである。同一歩行率に対する酸素摂取量は、20歳代が50、60、70歳代より高くなる傾向であった。

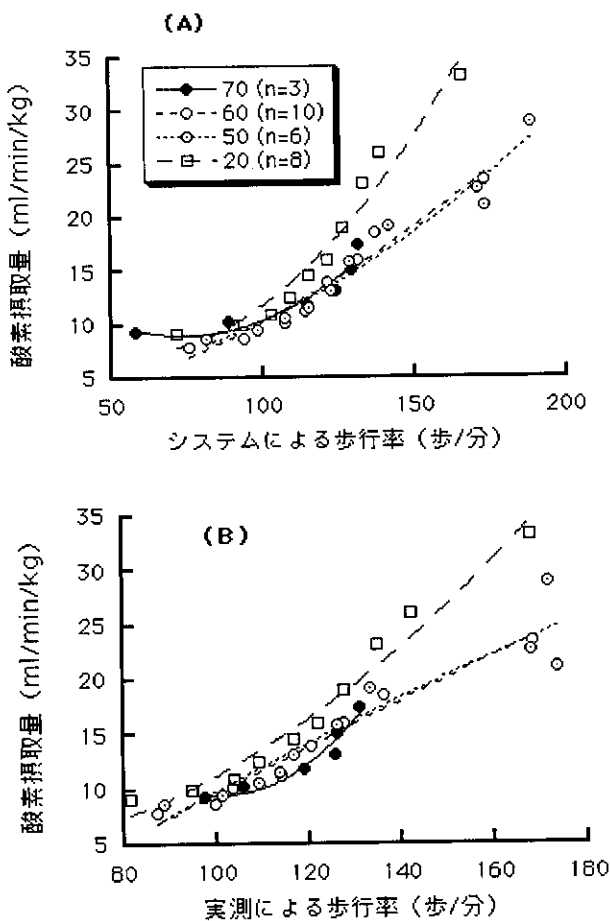


図1. システムと実測による歩行率と酸素摂取量の関係(女性)

図2は、男性における本システムにより計測された歩行率(A)および実測された歩行率(B)と酸素摂取量の関係を示したものである。歩行率と酸素摂取量の関係を20歳代と60歳代で比較したといころ、ほぼ同様な傾向であった。

D. 考察

最近、高齢者の健康の指標として活動余命が用いられるようになってきた。そこで、高齢者の活動余命の評価には、食事や更衣など限られた身のまわりの動作の評価法である基本的ADLより、歩行や階段昇降など移動能力を含めた、より広範囲の生体動作を含むIADLが用いられるようになってきた。

IADLの評価の基礎をなすものは歩行を含めた移動能力であることから、日常生活における歩行状況を把握することは基礎的かつ重要と考えられる。しかし、高齢者の歩行の運動

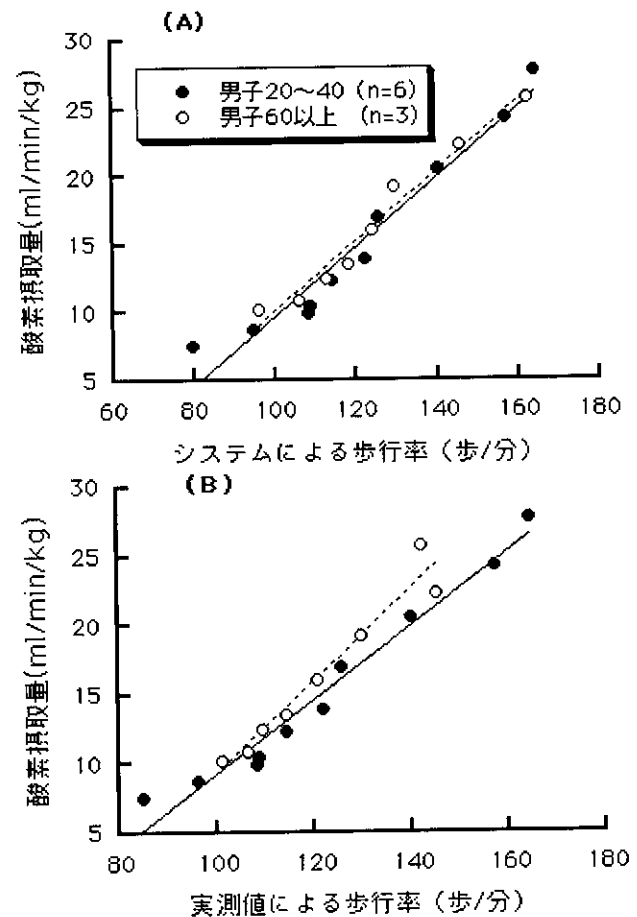


図2. システムと実測による歩行率と酸素摂取量の関係(男性)

強度と運動量を把握する方法はないのが現状である⁷⁻¹³⁾。

そこで、我々は高齢者の日常生活における歩行状況を歩行時間および運動強度と量等が測定可能な身体活動量測定システムについて検討してきた。その結果、本システムは日常生活における歩行の運動強度や量および歩行時間の測定など、歩行状況を把握するのに有用であることを明らかにしている^{11, 12)}。しかし、本システムによる高齢者の歩行時のエネルギー消費量測定機器としての有用性については十分な検討はなされていなかった¹²⁾。

本年度は、本システムの高齢者における歩行時のエネルギー消費量測定機器としての有用性について検討した。女性においては、歩行率と酸素摂取量の関係式は年齢により異なる傾向にあった。特に、歩行率が110歩/分前後を越えるあたりから、同一歩行率に対する酸素摂取量は高齢になる程低く傾向にあった。歩行率が110歩/分前後での歩行は、歩行速度に個人差はあるものの、個々人がもっとも歩きやすいと感じる水準であるとされている¹⁴⁾。本研究において、歩行率が110歩/分を越えると歩行率と酸素摂取量の関係式が年齢によって異なることが示唆された。これは、高齢者における下肢筋力の低下といった、加齢に伴う体力の低下が関連していると考えられる¹⁵⁾。このようなことが報告されているにも関わらず、歩行率からのエネルギー消費量の推定はほとんどが年齢を考慮せず、同一式が用いられている¹⁶⁾。しかし、本研究(女性)において示されたように、特に歩行率の高い歩行では、同一歩行率に対する酸素摂取量が年齢によって異なる傾向にあった。このことから、歩行率からのエネルギー消費量の測定においては、高齢者に適した推定式が作成されなければならないことが示唆された。

E. 結語

高齢者の日常生活における歩行時のエネルギー消費量測定器として、今回、我々が開発した身体活動量測定システム(ヘルシーフィットシステム)の有用性について検討した。歩行のエネルギー消費量推定の指標として歩行率

を用いた。その結果、歩行率を指標として高齢者の歩行時のエネルギー消費量を推定する場合、歩行率が110歩/分前後を越える歩行においては、同一歩行率に対する酸素摂取量が異なることから、歩行率からのエネルギー消費量の推定は年齢を考慮した推定式の必要性が示唆された。

【引用文献】

- 1) Pendergast DR, Fisher NM, Calkins E: Cardiovascular, neuromuscular, and metabolic alterations with age leading to frailty. *J Gerontol.*, 48(Special Issue):61-67, 1993.
- 2) Stanford BA: Exercise and elderly. *Exer Sports Sci Rev*, 16:341-379, 1988.
- 3) 宮下充正: ライフステージ別にみた運動, 公衆衛生情報, 10: 4-7, 1989.
- 4) World Health Organization. The Uses of Epidemiology in the Study of the Elderly: Report of a WHO Scientific Group on the Epidemiology of Aging. WHO Technical Report Series 706, 1984.
- 5) Yoshitake Y, Matsumura Y, Shimada M, Nishimuta M, Kuniyoshi M, Kakimoto H, Nakano T: Relationship between physical fitness and functional performance in older women. In: *Recent advances in physiological anthropology.*, edited by Sato M, Tokura H, Watanuki S. Kyushu University Press, 1999, p. 299-308.
- 6) Phillips WT, Haskell L: Muscular fitness- Easing the burden of disability for elderly adults. *J Aging Physical Activity*, 3:261-289, 1995.
- 7) 吉武 裕, 島田美恵子ら: 歩数と心拍数による日常生活活動量の推定法について, 体力科学, 第41巻: 843, 1992.
- 8) 吉武 裕, 岩岡研典: エネルギー消費量計測システムの研究, 平成3年度厚生省長寿科学研究費研究報告書, Vol. 4:84-87, 1992.
- 9) 吉武 裕, 樋口 満ら: 歩行時の簡易エ

- エネルギー消費量推定法についての検討, 体力科学, 第42巻:608, 1993.
- 10) 吉武 裕:高齢者の身体活動量評価システム, 平成6年度厚生省長寿科学研究費研究報告書, Vol.7:280-283, 1996.
 - 11) 吉武 裕:高齢者の身体活動量評価システム, 平成7年度厚生省長寿科学研究費研究報告書, Vol.7:78-82, 1997.
 - 12) 吉武 裕:高齢者の身体活動量評価システム, 平成9年度厚生省長寿科学研究費研究報告書, Vol.7:187-190, 1998.
 - 13) 吉武 裕:運動の動機付けとツールについて, 臨床スポーツ医学, 第13巻, 11号:1227-1233, 1996.
 - 14) 加賀谷熙彦:Waking, Runningのcritical speedとstride. 身体運動の科学V, スポーツバイオメカニクスへの挑戦, 92-100, 1983.
 - 15) 金子公有:高齢者の歩行運動, JJSports Sci, 10(11):729-733, 1991.
 - 16) Hatano Y: Use of the pedometer for primoting daily walking exercise. ICHPER Journal, 29(4):4-8, 1993.

F. 研究発表

1. 論文発表

なし

2. 学会発表

- 1) 吉武 裕, 岩岡研典ら:生活習慣病改善の指導のための身体活動量測定システムの開発, 第19回日本肥満学会, 1998.

厚生科学研究費補助金(長寿科学研究事業)

分担研究報告書

運動指導と安全確保のための荷試験解析システムに関する研究

分担研究者 川久保清 東京大学医学系研究科助教授

研究要旨 高齢者のための運動指導に必須の運動負荷心電図検査そのものの安全性を確保するには、運動負荷試験の中止基準を適切なものにする必要性が高い。新たに開発した運動負荷試験の自動停止システムの妥当性を検討するために、180件の運動負荷試験のデータベースに適用し、アルゴリズムの妥当性について検討した。その結果、自動停止基準が実際の負荷中止時より早く出現したのは91件、同時に出現したのは5件であった。これらの例では、血圧過上昇と血圧下降の自動検出に問題があるものと思われた。自動停止基準に該当せずに負荷が中止となった例は80件であり、これらの例では、大部分が自覚症状で中止となっており、安全性の面からは問題が少ないものと思われた。

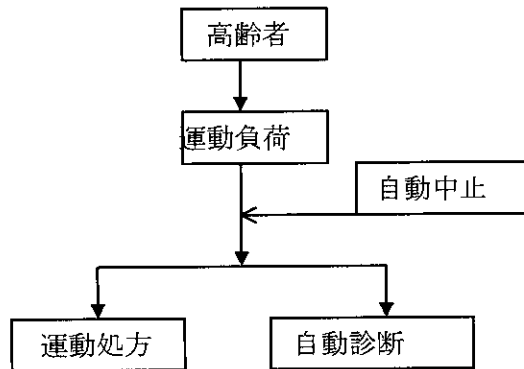
A. 研究目的

高齢社会を迎えるにあたって、健康寿命をいかに保つかが問われている。そのためには、自立し、身体活動を保った生活ができる高齢者を出来るだけ多くすることが大きな課題である。高齢者にとっても日常生活のなかに運動をとり入れることは高齢者の身体活動能力を高める上で重要と思われる。また、寝たきりとなる原因として多い骨折の直接のきっかけとなる転倒を防止するにも運動は有効と報告されている。厚生省の「健康づくりのための年齢・対象別身体活動指針」(平成9年3月)では、高齢期における健康の保持・増進と疾病の予防・改善、自立の維持・向上、生きがい・満足感・コミュニケーションの獲得を目的とした身体活動の重要性を示している。しかし、高齢者では当然ながら、疾病を既に有する者が多くなり、また自覚症状をもたな

い潜在性の疾患を持つものが増加し、運動実施の上でのリスクも高いと考えられる。運動指導の安全性確保のために、運動負荷試験を事前におこない、異常の有無を確認する必要がある。我々は平成7年度までの長寿科学研究では、運動負荷心電図の自動診断システムの開発をおこない、冠動脈疾患の可能性の有無かを自動診断するシステムを開発し、既に市場で利用されている(図1)。平成8年度からは、運動負荷試験の診断ばかりでなく、運動負荷試験の結果から運動処方強度も示すことができるシステムを開発することを目的とし、平成9年度は、開発した簡便な運動強度指示システムを実際の運動負荷試験のデータベースに適用し、このシステムの妥当性を検討し、厚生省の運動所要量に近い心拍数を処方することが出来ることを示した。

しかし、運動負荷試験そのものには、数万件に1件程度の死亡事故が報告されてお

図 1.本研究システムの概要



り、運動負荷試験そのものを行うことに抵抗感がある医師が多い。運動負荷試験に伴う事故の原因としては負荷の中止基準を超えた過大な負荷がかかった事が推定されている。負荷試験の中止が、自動的に設定されれば、運動負荷試験を行う上での安全性が高まり、適用範囲が拡大することが期待されるが、従来負荷中止アルゴリズムの不適切さから、開発されてこなかった。そこで、平成 10 年度は、運動負荷試験そのものの安全性を確保するために、運動負荷試験の自動停止システムの開発をおこない、運動負荷試験の実際のデータベースに適用し、その妥当性を検討することを目的とした。

B.研究方法

1.負荷試験停止アルゴリズム

負荷試験自動停止のアルゴリズムは、実際に临床上適用されている負荷試験中止基準から以下の 4 条件を設定した(参考資料：1) 日本医師会編：運動療法処方せん作成マニュアル。日本医事新報社、1996、2) 日本心電学会運動負荷心電図の標準化に関する小委員会 1994 年報告：我が国における運動負荷心電図検査の実態。心電図 16:185,1996)。条件は①心拍数は、年齢別最大心拍数(220 引く年

齢)の 85%に到達後、30 秒間継続した場合、②収縮期血圧過大上昇は、1 分間隔で自動計測する血圧値が 2 回連続して 220mmHg 以上であること(血圧過大上昇の条件は臨床的には 250mmHg を用いることが多いが、高齢者を対象としていることを考え 220 とした)、③収縮期血圧下降は前値より 20mmHg 以上下降を 2 回連続して記録したとき、④ST 下降は V_5 誘導にて絶対値を測定し、0.2mV 以上下降が 30 秒以上継続した場合、の 4 条件とし、いずれかの条件に該当する場合を自動停止条件とした。従来の負荷中止基準に比較して、条件の持続時間を設定した所が新しい所である。

2.データベースの内容

適用しデータベースは、2 施設(総合病院)の診断的運動負荷試験のデータベースである。例数は 180 件、男性 120 件、女性 60 件、年齢 21~84 歳(平均 59.2 ± 10.6 歳)であり、65 歳以上は 60 件であった。診断名は狭心症 47 件、心筋梗塞 72 件、その他 61 件であった。運動負荷試験法は自転車エルゴメータ 116 件、トレッドミル 64 件であった。データは 15 秒毎の心拍数、収縮期血圧、ST 下降度(V_5 誘導の J 点から 60msec)、総運動時間である。これらのデータベースに上述の負荷停止アルゴリズムを適用し、自動停止を適用した場合に、自動停止が生じるかいないかと、自動停止した場合の運動時間を求めた。実際の運動負荷中止理由は、負荷試験担当医師が、その場で記載したものを検討した。自動停止を適用したと仮定した場合の負荷停止理由と時間を実際の負荷停止理由、時間と比較検討した。実際に担当した医師が選択した負荷

表 1.運動負荷自動停止理由と実際の負荷中止理由との比較(n=169)

自動停止理由	実際の負荷中止理由				計
	心拍数	ST 変化	血圧基準	自覚症状	
心拍数	38	7	0	20	65
ST 下降	0	3	0	2	5
血圧上昇	7	0	1	7	15
血圧下降	3	0	0	5	8
なし	2	3	0	71	76

中止基準は、心拍数、ST 変化、血圧基準、自覚症状とした。

C.研究結果

1.自動停止と実際の負荷中止の比較

180 件中、自動停止基準が実際の負荷中止時より早く出現したのが 91 例(44.4%)、一致したのが 9 例(5.0%)、自動停止に該当せずに実際は自動停止の基準より早く医師が負荷を終了したのが 80 例(44.4%)であった。医師による負荷中止基準の記載に不備がなかった 169 例について、本アルゴリズムによる自動停止理由と医師が現場で採用した実際の負荷中止理由を比較した(表 1)。自動停止理由が心拍数の場合(65 例)には、実際の医師による中止理由は心拍数や自覚症状が多かった。自動停止理由が血圧上昇あるいは血圧下降の場合には(合計 23 例)、実際には他の理由で負荷中止となるものが多かった。医師が血圧基準で負荷中止する例は 1 例と少なかった。自動停止に該当するものがなく、負荷試験が終わった場合には(76 例)、実際は大部分が下肢疲労などの自覚症状で終わっていた。

2. 自動停止が先行した例について

自動停止が先行した例、すなわち実際の負荷試験で中止した時間より早くに自動設定した負荷停止基準に到達した 91 例と、一致し

た 9 例の合計 100 例について、自動停止点から実際の負荷中止までの時間(分)を一元配置分散分析にて比較した(表 2)。

自動停止理由が、血圧上昇や血圧下降の場合には、実際より 3 分以上早く自動停止基準に到達していた。この理由としては、血圧測定のエラーの問題が推定された。心拍数や ST 下降が自動停止理由の場合には、実際の負荷中止までの時間は 1~2 分程度であった。表 2.自動停止から実際の医師による負荷中止までの時間

自動停止基準	n	負荷中止までの時間(分)
心拍数	69	1.17±0.96
ST 下降	5	1.55±0.80
血圧上昇	17	3.10±2.26
血圧下降	9	3.36±0.90

一元配置分散分析 $p < 0.000$

D.考察

運動負荷試験における負荷の中止基準は極めて重要である。負荷中止基準を過小に設定すると、負荷試験が早く終わってしまい、試験の診断的価値が少なくなってしまう。一方、負荷の中止基準を過大に設定すると負荷が過大にかかり、重大な事故発生の可能性が高くなる。一般的な臨床でおこなう負荷試験の場合には、心拍数、血圧、自覚症状、心電図変化が負荷中止基準として採用され、その基準

についてはほぼ合意が得られている。実際に現場で運動負荷試験を行う場合には、これらの負荷中止基準にのって検者が確認しながら手動停止している現状があるが、より安全に確実に負荷停止を行うためには自動停止とした方が好ましいが、問題点が多く自動停止としている場合は少ない。その問題点とは、心拍数や血圧、心電図自動計測の測定エラーが主なものである。本研究では、その測定エラーを少なくするために心拍数と ST 下降度では 30 秒間、血圧反応では 2 回継続する時という時間設定を負荷中止アルゴリズムに加えた。本研究では、自動停止のアルゴリズムを運動負荷試験のデータベースに適用した。このデータベースは、臨床の現場で医師が立ち会い、医師が負荷中止を判断した臨床例のものであり、自動停止の妥当性をみるのに適した例である。

負荷試験の中止において、自動診断の基準に到達せずに、実際には負荷が中止された例については、安全確保の上で問題がある。本対象では、44.4%が相当した。しかし、これらの例は大部分が実際は自覚症状が先行して中止になっており、自覚症状を負荷中にモニターすれば、問題がないと思われた。自覚症状をたとえば、Borg の自覚的運動強度などでモニターし、そのスコアを入力して、その結果から自動停止させることを採用すれば解決すると思われた。

実際の負荷中止基準より、早く自動停止基準で負荷が中止する場合は、負荷試験の診断的価値が低下する可能性がある。これらの 100 例について、その負荷停止基準別に要因を検討した。心拍数が自動負荷停止理由の場合には、今回は 85%最大心拍数に設定したために、自動停止が早かった可能性があるが、

実際の医師による負荷中止時間との差は平均 1.2 分と短く、臨床的に問題にはならないと思われた。血圧反応のために早く自動停止した場合には、実際の負荷中止より 3 分以上も早く自動停止基準に到達していた。これらの例の実際の記録をみると、血圧測定エラーのために一時的に高い血圧記録が連続する場合と、その高い血圧記録の後に通常の反応の血圧反応がある場合に、血圧下降と誤判断することが理由と考えられた。運動負荷試験中の血圧反応にはエラーが多いことは自動血圧計を使う限り現状では避け難い。実際の現場では血圧基準を負荷中止にする場合は極めて少ない(1 例のみ)。自動停止の血圧過大上昇の基準値を更に高く設定するか、あるいは血圧基準を負荷停止基準から除くかすることがよいのかもしれない。

今回のアルゴリズムにより、自動負荷停止の問題点が明らかにされ、今後の改良点の方向性が明らかとなった。

E. 結語

高齢者のための運動指導に必須の運動負荷心電図検査そのものの安全性を確保するには、運動負荷試験の中止基準を適切なものにする必要性が高い。新たに開発した運動負荷試験の自動停止システムの妥当性を検討するために、180 件の運動負荷試験のデータベースに適用し、アルゴリズムの妥当性について検討した。その結果、自動停止基準が実際の負荷中止時より早く出現したのは 91 件、同時に出現したのは 5 件であった。これらの例では、血圧過上昇と血圧下降の自動検出に問題があるものと思われた。自動停止基準に該当せずに負荷が中止となった例は 80 件であり、これらの例では、大部分が自覚症状で中止になっており、安全性の面からは問題が少ない

ものと思われた。

F. 研究発表

1.論文発表

川久保清：運動と突然死.Heart View 2(7)：

766-770,1998

川久保清、他：運動負荷心電図検査の費用は

高いか.心臓 30(Suppl.3)：23-25,1998

2.学会発表

1998 年日本臨床スポーツ医学会学術委員会

シンポジウム、内科的疾患のスポーツ許可基

準、循環器疾患について

G.知的所有権の取得状況

なし

高齢者の運動処方処方評価システム

田中宏暁¹、熊原秀晃¹、清永明¹、進藤宗洋¹、中川久恵²
(1 福岡大学スポーツ科学部運動生理学研究室、2 堀川病院)

すでに考案した二重積屈曲点(Double Product Break-Point; DPBP)の自動判別システムと川久保たちの考案した運動負荷テストによる異常心電図自動判別システムを融合したシステムの有効性を検討した。その結果、自動診断のアルゴリズムの条件の一つである年齢別予測75%Vo₂max相当の心拍数に到達した時を終点とする運動負荷プロトコルで全被検者にDPBPが検出できた。水平型ST低下を認めた2例はDPBPに近似した負荷強度からSTが低下しはじめ、その度合いが強度依存性に大きくなった。以上のような結果から両システムの利点を生かすことにより、非侵襲的で安全かつ効果的な運動処方の作成を支援する省力化されたシステムが構築できると結論した。

キーワード：運動負荷、異常心電図、二重積

A. 研究目的

高齢者の運動処方にあたって、最も重要なことは安全性の確保である。そのためには予め運動負荷試験を行い、虚血や不整脈の有無、循環応答の正常性について調べ、運動の可否と安全に行える運動範囲を判定することが重要視される。またその範囲内で最適な運動処方を決定する必要がある。既存の方法で両者のことを適切に行うには専門的な知識を持ったマンパワーと高価な機器が必要であること、さらに測定が複雑であることが負荷試験の普及の妨げとなっている。

しかし、すでに川久保たち^{1,2)}は虚血の判定の重要な指標であるST低下について自動的に偽陽性と真陽性を識別するアルゴリズムを開発し、専門医に近い自動診断システムができたとしている。一方田中たち³⁾は漸増運動負荷試験時に心筋の酸素需要量の指標である心拍数と収縮期血圧の二重積(Double Product: 以下DP)が、ある強度を境にして急増し、屈曲点(Double Product Break Point: 以下DPBP)が存在することを明らかにし、DPBPを自動判別

する装置を開発している。しかもDPBPは心筋梗塞のリハビリテーションや高血圧の運動療法に有効な強度の指標である乳酸閾値や換気閾値にほぼ近似する³⁻⁵⁾。

本研究では、異常心電図とDPBPの自動判別のアルゴリズムを融合させ両システムの利点を生かすことにより、非侵襲的で安全かつ効果的な運動処方の作成を支援する省力化されたシステムを構築することを目的とした。

B. 方法

被検者は41歳から75歳の男女47名であった。被検者にはあらかじめ、本研究の目的、実験内容、実験に伴う危険性について十分説明し、実験に参加するための同意を得た。

運動負荷は電動式自転車エルゴメーター(Load社製)で10watt負荷で2分間のwarming-up後15Wのランプ負荷で自覚的最大までと75%Vo₂max相当の心拍数に到達するまでとの2試験のどちらかを実施した。

心電図は運動負荷心電図自動計測機器であるML4500(フクダ電子社製)を用い、II, aVf,

V2, V5の4誘導を記録した。またDPBP判別システム(旭光物産製)への心拍数演算のためのR波同期信号はDynaScope(フクダ電子社製)から送られた。

C. 結果

全被検者にいずれの運動負荷試験法でもDPBPが発現した。また運動負荷試験中にSTの低下が総計47名中9名認められた。2例が水平型ST低下、ほかはいずれも偽陽性と思われるJ型ST低下と判定された。

図1には偽陽性と水平型ST低下の代表例について運動継続時間に対応したSTレベルを示したものである。偽陽性ST低下では、この例のようにSTレベルは全ての例で軽強度の負荷ではほとんど変化が認められず、ある強度を境にして閾値様変化を示し、ST下降が運動強度依存性に大きくなっている。しかも実線で示されたDPBPは全例このST下降の閾値様変化の開始強度以前に出現していた。

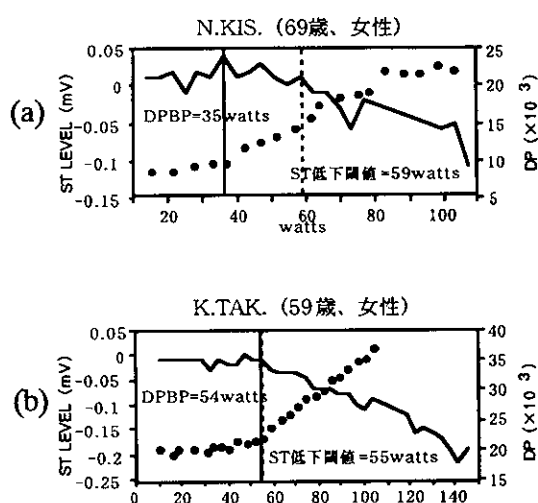


図1. J型ST低下例(a)と水平型ST低下例(b)におけるDPBPとSTBPの関係

D. 考察

本研究で用いたDPBPはメディカルチェックの運動負荷試験でモニタリングすべき測度である心電図と収縮期血圧のみから測定可能である点が最大の魅力である。すでに若年者から高齢者、また健常人から心筋梗塞患者や呼吸器疾患患者まで広範囲な対象者に対して

DPBPが乳酸閾値や換気閾値とほぼ近似して発現することを確認している³⁾⁻⁵⁾。今回、自動診断のアルゴリズムの条件の一つである年齢別予測75%V02max相当の心拍数に到達した時を終点とする運動負荷プロトコルで全被検者にDPBPが検出できた。このことから心電図の自動診断とDPBPの測定は同一の運動負荷プロトコルでよいと考えられ、両システムを共有する装置の開発が可能であることが示唆された。

注目すべきことは、運動強度依存性にST低下が大きくなる例でもDPBPの発現時にはST低下が認められなかったことである。DPが心筋の酸素需要量の指標であるが、すでに田中たちが明らかにしているようにDPBPは血漿カテコールアミンの閾値に近似して出現する⁷⁾。今回水平型ST低下が認められたのは2例のみであったがいずれもDPBPとST低下閾値がほぼ一致していた。すなわちST低下が心筋の酸素需要量が急増し始める時点で強度依存性に下降し始めたことになる。真陽性ではすべてこれらの例のようにST低下が強度依存性に大きくなるならような閾値強度が存在するとするならば、その生理的意味が興味深い。一方今回の例では運動負荷試験で認められた偽陽性ST低下は例外なくDPBPよりも高い強度で閾値様変化が起こっている。すなわち真陽性に比べて血漿カテコールアミンの濃度が明らかに上昇する強度からSTが低下しているものと推察される。運動負荷中にリアルタイムに強度とDP, ST levelのトレンドをモニタリングできるようなシステムが出来ればさらに安全な運動強度を処方できるものと考えられる。

E. まとめ

メディカルチェックと同時に運動処方作成を自動化した運動負荷試験システムの開発のための基礎実験を行った。すでに開発されている運動負荷心電図自動診断システムと二重積屈曲点判別装置の機能を融合することにより、安全で効果的な運動指導が可能で新しい運動負荷システムができると考えられた。

F. 文献

- 1) 川久保 清他: 医師の目に近づけたスクリーニング用運動負荷試験自動診断システムの開発. 心電図, 13: 198-207, 1993.
- 2) 川久保 清他: 運動負荷心電図自動診断(ML1100)の精度. 心電図, 16: 369-375, 1996
- 3) Tanaka H et al: The double product response is accelerated above the lactate threshold. Med Sci Sports Exerc, 29: 503-508, 1997.
- 4) Riley H et al: Association between the anaerobic threshold and the break-point in the double product/work rate relationship. Eur J Appl Physiol, 75: 14-21, 1997.
- 5) Brubaker P et al: Identification of the anaerobic threshold using double product in patients with coronary artery disease. Am J Cardiol 79: 360-362, 1997.
- 6) Wasserman K et al: Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. J Appl Physiol, 67: 236-243, 1973.
- 7) Tanaka H et al: A comparison between double product break point and plasma catecholamine threshold during a ramp test under normoxic and hypoxic condition. Abstracts of annual meeting of Eur Coll Sport Sci, 578-9, 1996