

高齢者における身体機能と運動時の疲労に対する適応能力に関する研究

西田裕介^{*1)}、石井秀明²⁾、平井章²⁾、山本隆弘²⁾、上野貢一²⁾

¹⁾聖隷クリストファー大学、²⁾社会福祉法人十字の園

I. 背景

社会福祉法人十字の園は、地域や施設入所されている高齢者を対象に生活を支援するサービスを提供している。高齢者が自立した生活を維持するためには、身体機能を維持することが重要である。近年、身体機能の低下の原因として、下肢筋肉量の減少(サルコペニア)よりも下肢筋力の低下(ダイナペニア)に注目が集まっている。この高齢者の筋力低下のメカニズムは、神経(中枢)活動の障害であると示唆されている。また、高齢者の骨格筋の神経活動にアプローチする方法は主に運動である。運動の効果を得るためには運動時の疲労に対して適応していくことが必要である。疲労は力の減少と定義され、日常生活を活動的に生活するためには、運動時に力が減少せずに多くの力が発揮できることが重要である。したがって、高齢者を対象に運動を行うリハビリテーションの専門職は、運動により神経活動にアプローチし、疲労しづらくしていく必要がある。しかし、身体機能の低下の有無により高齢者の運動時の疲労に対する適応能力(疲労課題中に多くの力を発揮できる能力)の違いが明らかにされておらず、実際に身体機能が高い高齢者は疲労に適応できる能力が高いのか不明である。そこで、身体機能と運動時の疲労の適応能力の関係を明らかにする必要がある。

II. 目的

本研究の目的は、身体機能の低下の有無により、疲労に対する適応能力(疲労課題中に多くの力を発揮できる能力)の違いを明らかにすることである。目的を明らかにするために、課題 I で身体機能に影響する要因を再検討し、課題 II では身体機能別の疲労課題に対する適応能力を調査する。

III. 方法

課題 I : 身体機能に影響する要因の同定

1) 対象

対象は、地域在住高齢者およびケアハウス居住者で移動が歩行および歩行補助具使用にて自立している 74 名(平均年齢: 84.6 ± 7.5 歳、男性: 12 名、女性: 62 名)とした。

2) 測定指標・測定機器

測定指標は、身体機能、体組成、筋力、認知機能とした。

身体機能の測定は Short Physical Performance Battery(以下; SPPB)を使用して測定した。本研究では 10 点以上を身体機能維持群(以下; 維持群)、9 点以下を身体機能低下群(以下; 低下群)と定義した。

体組成は生体電気インピーダンス法(ioi353s、OWA MEDICAL 社製)にて四肢筋肉量、体脂肪率、BMI を測定した。筋肉量は身長による影響を補正するために、四肢筋肉量の値を身長(m)の 2 乗値で除して Skeletal Mass Index(以下; SMI)を算出した。

筋力は下肢筋力と握力を測定した。下肢筋力は、ハンド・ヘルド・ダイナモメーター(Mobie MT-100、酒井医療社製)を使用し、膝に痛みのない下肢で膝関節伸展の最大等尺性収縮(Maximum Voluntary Contraction; 以下 MVC)を測定した。測定肢位は椅子座位とし、測定

誤差を最小限にするために、ブルセンサー(MT110、酒井医療社製)を使用して測定した。測定は数回練習を行った後に、3回測定して最大値を代表値とした。また、分析には実測値(N)を体重で除した値(N/kg)を用いた。握力はデジタル握力計(T.K.K5401、OG技研社製)を用いて、椅子座位で背もたれにもたれず、上肢は体側につけないように指示して測定した。測定は左右2回ずつ測定し、最大値を代表値とした。

認知機能はMini-Mental State Examination(以下;MMSE)を使用して測定した。

3) 統計学的検討

各指標は維持群と低下群に分類し、平均値±標準偏差で示した。両群間の基本属性および特性の比較には対応のないt検定、男女の人数の差には χ^2 検定を用いた。また、身体機能に影響を及ぼす要因を検討するために、重回帰分析を用いた。従属変数はSPPBとし、独立変数は年齢、BMI、体脂肪率、SMI、下肢筋力、握力、MMSEとした。独立変数の選択はステップワイズ法を用いた。なお、全て有意水準は危険率5%未満とし、統計ソフトはSPSS 19.0 Japaneseを用いた。

課題Ⅱ：身体機能別の疲労課題に対する適応能力

1) 対象

対象は、女性の高齢者15名とし、課題ⅠのSPPBの結果をもとに、身体機能維持者8名(SPPBスコア;10点以上)と身体機能低下者7名(SPPBスコア;9点以下)に群分けした。除外基準は、歩行が自立していない、著明な不整脈がある、重度な高血圧がある、心疾患や呼吸器疾患を有している、研究の目的や方法などの説明が理解できない(重度の認知症やコミュニケーション不良)、変形性膝関節症の既往を有して膝蓋大腿関節に痛みがある者とした。また、設定課題中に、最大速度で $230^{\circ}/s$ 以上を発揮できなかった者も除外した。

2) プロトコル

被験者は多用途筋機能評価装置(バイオデックスシステム3、バイオデックス社製)を使用し、股関節屈曲 85° 、膝関節屈曲 90° の状態では5秒間の膝関節伸展のMVCを3回測定した。5分以上休憩した後に、被験者は20%MVCの負荷に対して出来るだけ速い速度で膝関節伸展運動(膝関節屈曲 90° から 0° まで)を30回行う疲労課題を実施した。被験者には出来るだけ早く膝関節を伸ばすように指示した。また、被験者には膝関節完全伸展後に力を抜いてもらい、検者が開始肢位の膝関節屈曲 90° に戻した。なお、疲労課題の実施中は1回でも $230^{\circ}/s$ を上回っていることを確認した。

3) 測定指標

測定指標は、MVC、最大パワー、最大速度、疲労課題中のパワーの推移および総和、疲労課題中の筋電図信号とした。

MVCは疲労課題前に測定し、3回のうち最大値を代表値とした。最大パワーは疲労課題中に発揮した最大速度と20%MVCの値を掛け合わせた値とした。疲労課題中のパワーの推移は、最大パワーを100%として、5回ごとの平均値をもとにパーセントで算出し、力の変化を表す指標とした。また、疲労課題中のパワーの総和は、20%MVCの値と1回ごとの速度をもとに1回ごとのパワーを計算し、合計を算出した。

疲労課題中の筋電図信号の測定は、筋電図システムTele Myo G2(Noraxon社製)を用いた。筋電図信号は、疲労課題中に大腿直筋と外側広筋から記録した。電極から導出されたアナログ信号はA/D変換器を介し、サンプリング周波数1500Hzでパーソナルコンピュータに取り込み、筋電図解析ソフトウェアMyo Research XPで解析した。筋電図信号の振幅を

調べるために、50msec ごとの Root Mean Square により平滑化し、疲労課題中の膝関節屈曲 90° から完全伸展までを解析対象とした。疲労課題中の筋電図信号は大腿直筋と外側広筋の 5 回ごとの平均値をもとに、1-5 回を 100%とし、5 回ごとの変化率を算出した。

4) 統計学的検討

測定結果は、平均値±標準偏差で示した。MVC、最大パワー、最大速度、疲労課題中のパワーの総和における群間の比較には、対応のない t 検定を用いた。また、疲労課題中のパワーと筋電図信号の時系列と群間の 2 要因の比較には繰り返しのある二元配置分散分析を行った。有意差を認めた場合、時系列は Tukey's HSD による多重比較検定を用いた。また、群間の比較は対応のない t 検定を用いた。疲労課題中のパワーの総和と筋電図信号の相関性を検討するために、Pearson の積率相関分析を用いた。全て有意水準は危険率 5%未満とし、統計ソフトは SPSS 19.0 Japanese を用いた。

IV. 結果

課題 I : 身体機能に影響する要因の同定

74 名の高齢者を維持群(35 名)と低下群(39 名)の 2 群に群分けした。その結果、維持群は低下群に比べて、年齢が有意に低く(維持群 vs. 低下群; 82.4 ± 7.0 歳 vs. 86.5 ± 7.4 歳)、下肢筋力(維持群 vs. 低下群; 5.01 ± 1.48 N/kg vs. 3.46 ± 0.97 N/kg)、握力(維持群 vs. 低下群; 21.8 ± 6.2 kg vs. 17.2 ± 5.4 kg)、MMSE(維持群 vs. 低下群; 26.9 ± 2.7 点 vs. 23.3 ± 4.7 点)が有意に高い値を示した($p < 0.05$)。しかし、BMI、体脂肪率、SMI には有意差が認められなかった。

重回帰分析における逆行列の支障となり、回帰式の精度も悪くなる多重共線性の考慮として相関行列表を観察したが、 $r > 0.9$ もしくは $r < -0.9$ となるような変数は存在しなかったため、全ての変数を対象とした。抽出された指標は下肢筋力、MMSE であった。標準偏重回帰係数は下肢筋力が 0.50、MMSE が 0.23 であり、 R^2 は 0.37、Durbin-Watson 比は 1.87 であった。

課題 II : 疲労課題に対する身体機能に影響する要因の反応

疲労課題中のパワーの総和(維持群 vs. 低下群; 2068.8 ± 635.3 W vs. 1385.4 ± 547.5 W)は群間に有意差を認め($p < 0.05$)、年齢、MVC、最大パワー、最大速度は有意差を認めなかった。

疲労課題中のパワーの時系列は、維持群では 11-15 回以降、低下群では 21-25 回以降において 1-5 回と比べて有意に低下した($p < 0.05$)。また、疲労課題中のパワーの群間は 1-5 回において差が認められた($p < 0.05$)。疲労課題中の筋電図信号は維持群では徐々に上昇していくのに対し、低下群は徐々に減少していき、16-20 回以降で群間に有意差を認めた($p < 0.05$)。1-5 回に対する 25-30 回の筋電図信号の変化率と疲労課題中のパワーの総和の相関分析の結果は、 $r = 0.585$ ($p < 0.05$) であった。

V. 考察

課題 I では、独歩および歩行補助具使用にて移動が自立している高齢者の身体機能に影響する要因を検討した。その結果、筋力が最も身体機能に影響する要因であることが証明され、筋系のみだけでなく、神経系も検討する必要性が示唆された。

重回帰分析により、身体機能に影響する要因として下肢筋力と年齢が要因として抽出された。加齢により、バランス、持久力、歩行速度といった運動機能の低下が生じる。よって、年齢が抽出されたと考えられる。下肢筋力は筋力を反映する指標である。筋力は神経

系と筋系の2つの要因によって発揮され、神経系の要因が身体機能の維持において重要であるとされている。神経系は加齢により、運動ニューロンの減少、最大の運動単位の発火頻度の減少、主動作筋と拮抗筋の異常な筋活動が生じる。また、身体機能と神経活動には正の相関関係が認められると報告されている。課題Ⅰの群間比較の結果においても、下肢筋力に有意差を認めている。この有意差はSMIに差がないことから、神経活動による影響であると考えられる。よって、重回帰分析の結果は、高齢者の身体機能には筋力、特に神経活動が影響することを示唆する。

そこで、課題Ⅱでは神経活動を測定し、疲労課題に対する適応能力を検討した。その結果、疲労課題中のパワーの総和と筋電図信号は維持群に比べ、低下群で有意に低く、疲労課題中のパワーの総和と筋電図信号の変化率には、正の相関関係を認めた。よって、身体機能が高い高齢者は疲労に適応できる能力が高いことが示され、身体機能の低下の原因は神経活動であることが明らかになった。

課題Ⅱの疲労課題中、両群ともに有意にパワーが低下しており、疲労が生じた。疲労課題中のパワーの総和は維持群に比べ、低下群で有意に低い値を示した。この結果は先行研究と一致する結果であり、課題ⅡにおいてMVCや最大パワーに差がないことを考慮すると、身体機能の低下には、疲れずに持続的に力を発揮する能力が関与すると考えられる。力は神経系と筋系の両方の要因により発揮され、1回のパワーを発揮する時の神経活動は加齢の影響を受けず、身体機能が低下すると減少する。また、健常者を対象とした疲労課題に対する筋電図信号は、追加的に運動単位の動員や発火頻度を増やすために、増加することが確認されている。つまり、身体機能が低下すると運動単位を追加的に動員することや発火頻度を増やすことが困難になると考えられる。課題Ⅱにおいて低下群は維持群に比べて神経活動が低下しており、さらに疲労課題による神経活動の変化率とパワーの総和に正の相関関係が認められたことから、追加的な運動単位の動員や発火頻度を増加できる能力が身体機能を維持する上で、重要な要因であることが明らかとなった。

以上の課題ⅠとⅡの結果より、身体機能には疲労に適応できる能力(疲れずに持続的に力を発揮する能力)が関与し、身体機能の低下を引き起こす原因に神経活動を賦活できる能力が影響することが示唆された。今後、社会福祉法人十字の園で高齢者を対象に運動を提供していく際には、神経活動に着目していく必要がある。さらに、疲労という視点を持ちながら運動の効果を評価し、身体機能の変化をみていくことで、高齢者の生活の質の向上に寄与できると考えられる。

VI. 学会発表の状況

- ・第29回東海北陸理学療法学術大会、2013年11月、最優秀賞受賞(共同)。
- ・第49回日本理学療法学術大会、2014年5月