

高齢者の健康づくりに効果的な住居内階段の仕様について

川初 清典

— 骨粗鬆症予防を中心として —

キーワード：1) 筋電図, 2) 階段, 3) 高齢者, 4) 健康づくり

1. 目的

我が国では近年の高度経済成長に符合して脳循環疾患、及び虚血性心疾患等の循環器成人病とそれらの危険因子である高血糖症や高血圧症患者が急増した。健康づくり対策は勢い国家的課題となった。そして「運動、栄養、休養」を三要素にして健康運動や健康栄養の指導体系はよく整えられ、今日これらの疾患や危険因子の克服に対する一応の成果は達成されつつある。その結果、国民の長寿化は、更に、進行し続けている。健康運動と健康栄養の指導は骨格筋や内臓を対象として主に代謝を多くする働きかけであって、骨はその対象に考えられてこなかった。そこで、この長寿化に伴って骨粗鬆は進行し続け、高齢者では容易に骨折が起こり、寝たきり老人が著増する傾向となった。この傾向は長寿先進国共通の社会問題である。近年、宇宙生理学 (Wronski et al. 1983)^{注1)} や運動生理学 (Kroner et al. 1983)^{注2)} 分野の研究によって、骨に重力負荷を課すと予防効果があり、回復効果も期待できることが明らかになった (Michel et al. 1991)^{注3)}。この観点から、地域社会のスポーツクラブなどに参加して、積極的な運動実施によって骨学的成果を得た実践研究は多い (Smith et al. 1989)^{注4)}。

骨粗鬆は統計的に腰部と大腿骨近位部に進行すると、歩行をはじめとする運動に支障が大きくなり、これらの部位の骨折によって寝たきりになりやすい。高齢者の下肢と下肢帯に適切に適用できる具体的な重量負荷は、日常性と安全性の面を踏まえて、住居内と庭先など住居周辺域の階段を考えるのが最良である。本研究の主目的は、高齢者に進行する骨粗鬆の予防と回復に有効と考えられる住居内階段の仕様を、実験的に明確にすることである。また、今日我が国の体力評価区分は、かつて高齢者は対象に入れずに作成された基準を、ほぼ外挿的に、そのまま高齢者に適用している現状である。本研究では「高齢者には高齢者の体力がある」と考える立場から、骨粗鬆にとって直接的な体力要素である脚筋力について高齢者の脚筋力評価区分の資料を新たに提示することを第2番目の目的とした。

2. 研究方法

2.1 高齢者の脚筋力測定方法

筋力測定では、等尺性(静的)最大筋力を測るのが一般的である。しかし、それは動作移動を伴わない。高齢者には日常動作に安全かつ有効な等張性最大筋力(動的)最大筋力を測定した(1RM)。測定装置は近年開発されたテコ式ウェイトマシン(米国リド社製 TWS型)のレッグプレス装置である(写真2-1)。このマシンはテコの原理を応用して重量負荷の移動距離を極小にし、挙上動作に伴って初期に加わる加速度成分を少なくした製品である。膝関節は90度から180度までの伸展とし、本研究の被験者の測定最大値で重量負荷の挙上距離は8.5cmであった。被験者は北海道石狩郡当別町在住の65~80歳の男性8名及び札幌市在住の60~77歳の男性24名であり、ほかにアルペン系スキーを、なお現役で指導する91歳男性についても参考として測定した。

2.2 筋放電様相測定

筋放電様相は階段登行及びその降段動作、平地歩行、脚筋力(1RM)測定並びに脚筋負荷量2/3RM(本研究では1RM値の2/3を意味し、以下同様)挙上動作において調べ、被験筋は優位側脚の大腿直筋、大腿外側広



写真2-1 動的筋力測定に用いられたテコ式ウェイトマシン、レッグプレス機

脚の向う側は固定重量、被験者は両脚伸展によってこの負荷を挙上する。手前は本研究の試験階段構成に用いたエアロビック・エクササイズ用ステップ台

筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋外側頭及び逆側脚の大腿外側広筋の6筋とした。動作メモはマイクロフォンによって7系統筋電計の残り1系統に記録した。本研究では、フィールドワークの実施や、階段でなされる相対的に広範囲な移動を伴う動作が含まれることなどによって、無拘束筋電様相測定の手法を要した。従って本研究では携帯型小型データレコーダ（TEAC製HR30型）に分離型差動増幅器を前置した筋電図導出システム（晴山, 1990）^{注5)} を利用し、導出手順も晴山の方法によった。また、上記各動作は、秒間画像数30コマの汎用ビデオカメラに画像収録し、音声入力を信号として筋放電様相と同期させた。

筋電図測定の被験者は65～80歳の健常男性9名であり、延数25名の実施となった。なお、被験者には階段の昇降動作ではカジュアルで運動性に優れたシューズを着用させた。

2.3 試験階段の設定

本研究は、住居内階段の健康づくりに有効な仕様を調べる目的を有しており、そのために蹴上げと踏面をその2大要因として考えた。この目的遂行のためには、本研究では、今日開発・普及されているステップ・エクササイズ（踏台昇降動作を主たる振付けにしたエアロビック運動）用のステップ台（図2-1参照）を15台購入し、これを階段に組立て、蹴上げと踏面の変化を可能とし、本測定に供した。この台は素材が樹脂で台底部分を3様に組替え可能にした製品である。それらの組替えによって、1台を10cm、15cm、20cm高に変化させることができた。本研究では上述の筋電様相測定対象者に対して、蹴上げ、踏面共に5cm刻みで、蹴上げについては5cm～20cmの、また、踏面については20cm～50cmの範囲で

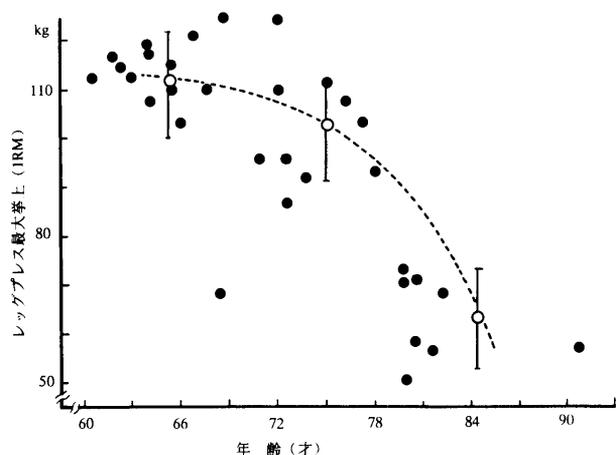


図2-2 長坐レッグプレスによる動的最大脚筋力（脚最大挙上）と年齢の関係

○印は10年齢群毎の平均値、縦線は標準偏差値である。80歳代では被検者全員がその前半の年齢であったがこの図では平均値を85歳の年齢位置に示した

組替えた。踏面ではほかに22.5cmの事例も測定に加えた。また、個別には上記以外の仕様も部分的に測定した。大きい踏面について測定を加えたわけは、住居から庭に通ずる階段や、庭内の階段では美的観点からもこの階段の設定が可能と考え、それらの点に本研究の趣旨から資料を得ようとしたものである。

2.4 骨ストレス量の測定

体重に対する床反力値を評価して、骨に対するひずみ量を測定する考え方が出されている（宮下, 1995）^{注6)}。本研究では同様の手法を、この階段登行及びその降段動作に適用して、この評価値に対する階段仕様の効果を調べた。そのために、本研究ではフォースプレート（地面や床に加わる圧力を検出する台状の装置）を製作して上記動作の床反力を直接測定した。

3. 研究結果

3.1. 高齢者の脚の筋力発揮における筋電図の所見

本研究における高齢被験者が1RM（最大挙上）及び2/3RMの動作を、長坐屈脚位（膝関節屈側の角度90度）から180度まで伸脚するレッグプレスによって遂行させ、その際の下肢筋筋電様相を測定した。その代表的事例を図3-1に示した。この図から、双方の負荷強度の場合共、伸脚相では、左右の大腿外側広筋が主たる活動筋となっていることが分かる。また、2/3RMの動作では1RMの動作に比較して筋放電量がほぼ各筋で一定程度減少していることが判読される。特に脚の場合、この2/3RM相当の負荷が等尺性最大筋力の約40%になり、筋に最も高い仕事率をもたらす負荷域である。つまり、脚力の力-速度関係（双曲線）及び力-パワー関係（放物線）（川初, 猪飼, 1971）^{注7)} に観察されるように、力-速度関係からHill (1938) ^{注8)} の特性式を得て最大パワーが求められる。成人男子の最大パワーは等尺性最大筋力の40.3%で、また、女子では42.4%で得られているのである。更に、男女共、最も遅くて強い負荷の場合の測定値は、等尺性最大筋力の2/3に相当しており、文献的にも一貫した共通の値になっている（Wilkie, 1950）^{注9)}。そして、この負荷重量が生体にあつては、挙上可能な最大負荷とされており（Wilkie, 1950）、運動生理学的に得られた一連の所見とよく一致している。すなわちこの負荷が本研究の1RMに相当し、2/3RMは大略、等尺性最大筋力の40%と考えられるのである。以上は最大仕事率の発揮に関する説明である。もう一つの側面、即ち筋の持久性の面でも、この負荷値の持つ意義をここで検討しておく。それは筋や骨に与えられる刺激としての総仕事量の検討であり、それに優れる負荷値の検討である。本研究が扱う脚筋労作を取り上げたパワーは上述のようによく調べられているが、持久性の分析に関しては見当らないので、腕

労作に関する成績を参考にする。Vanderhoofほか(1961)^{注10)}によれば等尺性最大筋力の1/3の負荷で持久性のトレーニング効果が高く、また、総仕事量はどの労作リズムでも1/3の負荷において1/2及び2/3の負荷よりも格段の差をもって大きいことが、猪飼ほか(1965)^{注11)}によって実験的に確かめられている。1/3以下の負荷では労作の続行時間は延長されるものの、筋や骨への実質的な刺激効果を得る上では、運動生理学的に強度不足と思われる。さて、この腕の場合、多くの文献が等尺性最大筋力の1/3、つまり33%相当で、持久性に関する種々の仕事成績が効果的であるとする所見で共通しており、上述した脚における約40%という値とは差を有している。上述の力-速度関係のテーマに関しては腕筋に関する実験成績が多数あって、Hillの特性式に基づく最大パワー獲得時の負荷値が、やはり等尺性最大筋力の33%付近で得られている(Wilkie, 1950, Kaneko, 1970^{注12)})。更に、自転車エルゴメータを用い、脚の全力運動で駆動させた時の力-パワー関係からその最大値を求めた場合にも、等尺性最大筋力の40%超になることが確かめられている(生田ほか, 1980)^{注13)}。以上を総合して、量的に腕筋程度までの規模の筋では約33%で、そして脚筋のような量の規模では約40%で、最大パワーが得られる特性を筋が有していると考えられ、これが持久性の面のみならず仕事量にも当てはまるものとして考えられるのである。従って、本研究では、以下の一連の階段の昇降動作時の筋電様相測定で2/3 RM、つまり、等尺性最大筋力の40%に相当する筋放電を探索することが、一つの具体的な課題として設定されているわけである。以上

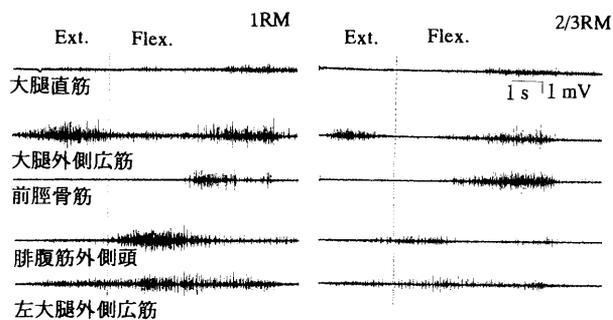


図3-1 1RM(左)及び2/3RM*動作時の下肢筋からの筋電図
Ext.は伸脚相、Flex.は屈脚相。筋力の体重比は1.18で小さい。
優位脚は右。*本研究では1RMの2/3の負荷重量

はこのレッグプレス動作の伸脚相での脚筋の筋放電様相に対応する基本資料となる。次にこのレッグプレス動作の屈脚相を検討する。この動作位相は階段では降段の動作に対応する資料となる。この位相では図3-1で1RMと2/3 RMの両試行とも大腿直筋、前脛骨筋、腓腹筋に筋活動が認められ、放電の振幅や時間は、伸脚相で放電が観察された大腿外側広筋に比べて、等量以上と判断される十分な筋活動である。この所見は他の被験者でも同様に認められた。これらのことは、階段での降段動作のもつ筋力発揮、そしてこれがもたらす下肢骨への負荷刺激の重要性を裏付けるものである。また、この記述は文献的にも支持されるものであり、筋の伸張性活動によるトレーニング効果が短縮性活動によるよりも高いとされている(Engardt et al, 1994, 1995)^{注14, 15)}。

続いて、高度な身体運動能を示す者としては特異的に高齢の91歳の事例を参考に示す。この事例はアルペン系スキーマの現役教師である点を考慮し、参考に、スキーパ

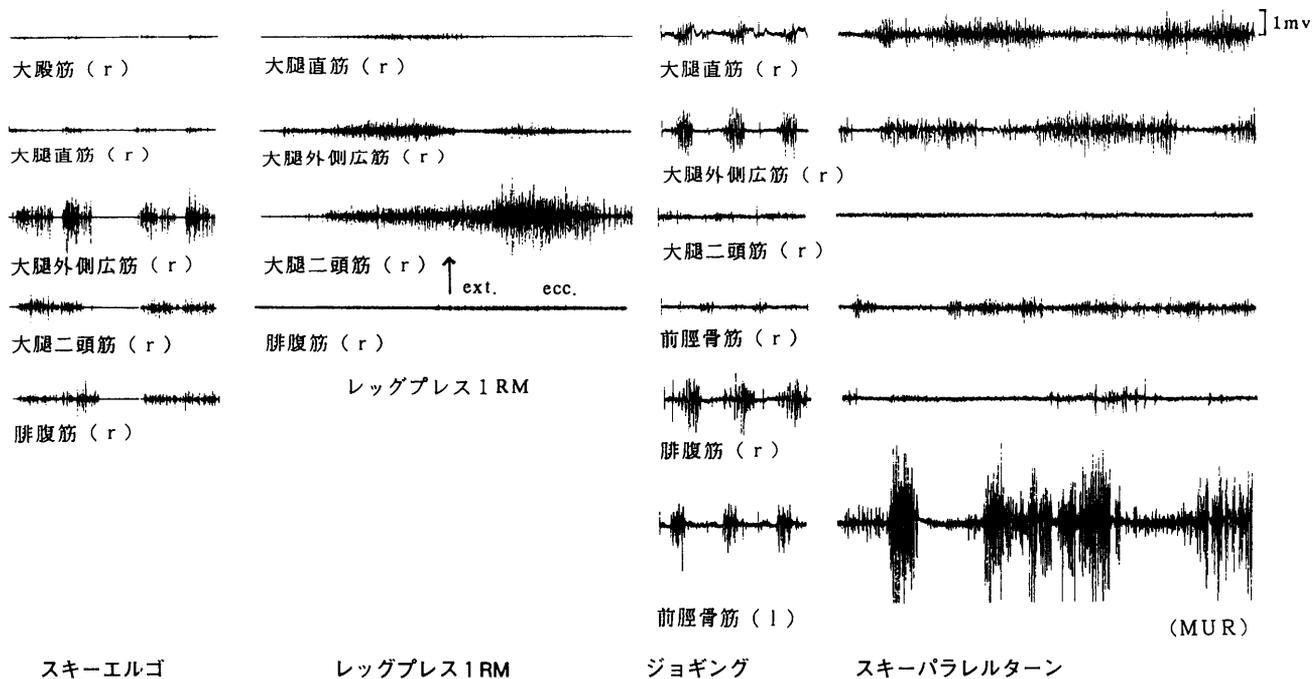


図3-2 91歳の高齢な事例に於ける脚筋筋電図
スキーエルゴは左右振動型、スキーパラレルターンは雪上の実滑降による

ラレルターンやウェーデルン動作を模擬した市販の左右振動作用型で、固定のエルゴメータ動作時、ジョギング時、雪上のパラレルターンによる実スキー滑降時の筋電図と、それぞれ比較してレッグプレス1RM時の筋電図を図3-2に示した。まず、1RM時の筋力は体重比にして1.15になり、本研究の被験者の中では最低値になった。1RM値自体も下位から2番目であった。筋電図ではこれまで示した事例と同様、伸脚相では大腿外側広筋に主放電が、また、大腿直筋にも明確な放電が確認されている。次いで屈脚相でも、大腿外側広筋に低振幅ながら放電が認められており、この点も先に示した事例と同様である。本事例では、大腿屈筋である大腿二頭筋からも筋電様相を記録しており、伸脚相でも、主放電に位置付けられる放電を示して股関節伸展に主たる役割を果たしている様子が分かる。そして屈脚相では、この筋が伸張性活動の主たる役割を果たしている点は顕著である。この事例が、現役指導するスキー関連の動作では、1RM動作に比較して、速筋線維が多く参画する速い運動形態になるので、加重型のインパルス波がその分多く観察されていると思われる。

3.2 高齢者の脚筋力

被験者32名について動的最大脚筋力の値を図2-2に各10年齢群毎の平均値と共に示した。20~50歳の測定値は

本研究の手元の資料で、115.0~161.0kgの範囲になる。60歳代及び70歳代では若年の年齢群が示す測定値とは、線形の様式で連続的な関係になっている。そして、次の80歳代では被験者の7名全員の年齢がその前半の帯域に分布するが、測定値は平均で63.7kgになり、その減少の度合いは急に強くなっている。本研究で高齢者の脚筋力の評価区分を標本数不足ながら、あえて示すと、各年齢群の平均値を標準偏差値の0.5倍値を前後させた帯域を「普通」、その前後を「弱い」及び「強い」に区分してこの能力の3段階区分として表すことが出来る。この区分は従来用いられている体力5段階の区分資料を参考にしたものであり（池上, 1982）^{注16)}、「普通」区分に40%、「弱い」及び「強い」区分に各々30%が含まれる。

3.3 階段登行時の筋電図と動作分析

階段登行とその降段動作は一連で測定されたが、筋活動の様式を考えれば、前者は主働筋が短縮性収縮に機能するのに対し、後者では伸張性収縮するので、筋の活動様式が運動生理学的に相反している。従って、実験結果の解釈では、便宜的にこれら2者の資料を分けて分析することとし、この項ではその登行を扱う。

家庭内に多くみられる仕様、即ち蹴上げ20.0cm、踏面22.5cmの階段における登行を、常速及び緩速の2通りで行わせ、その動作及び筋電図をそれぞれ図3-3、図3-4

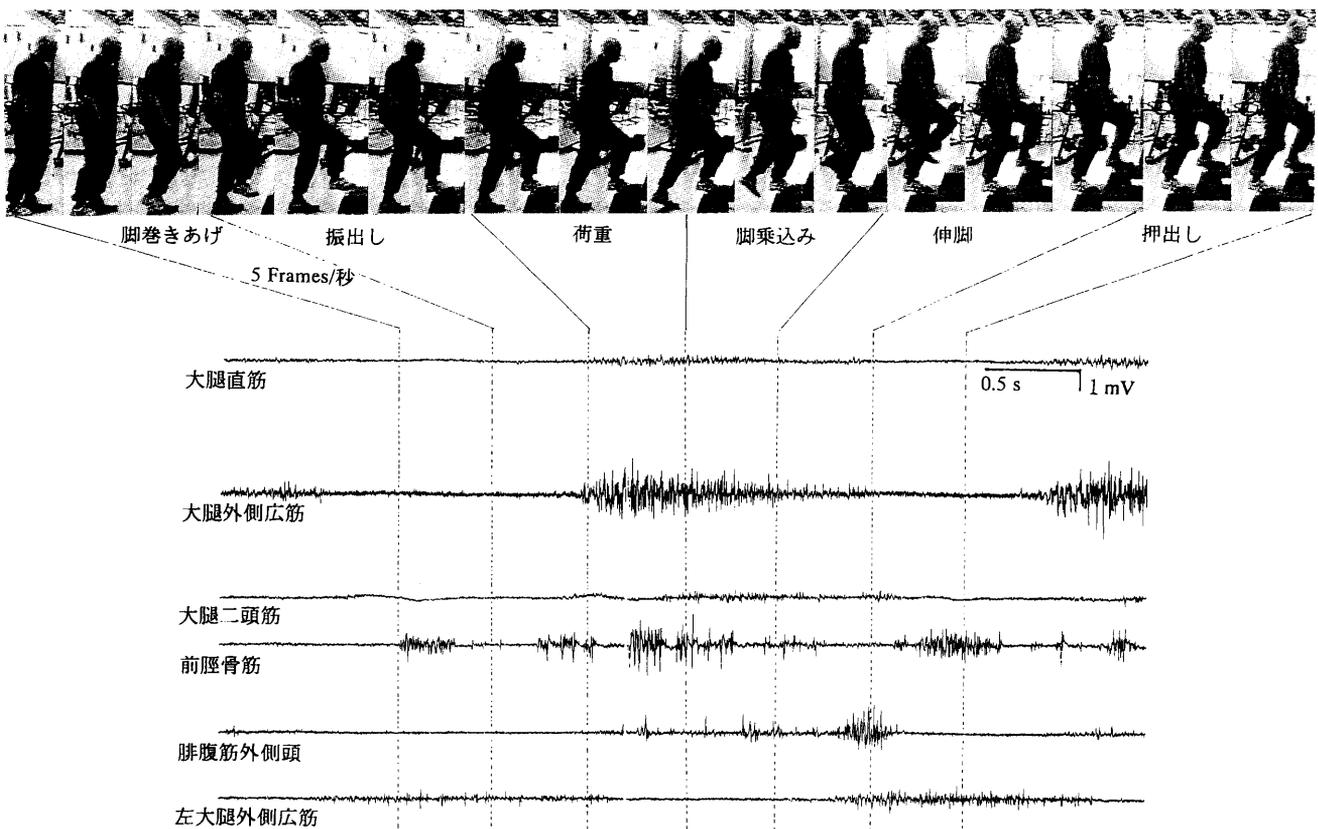


図3-3 家庭に多いと考えられる仕様の階段の常速による登行時の動作の推移と下肢筋筋電図事例
蹴上げは20.0cm、踏面は22.5cm

に示した。この場合は72歳の被験者における筋電図である。常速は、この被験者の日常行動としての階段登行を前提に考えた速度であり、また、緩速は階段登行を高齢者の脚筋トレーニングの負荷として応用する場合の一つの負荷様式として考え、また、更に、高齢になった時に、あえて行う階段登行をも想定している。これらの図において、まず、階段登行の1動作サイクルについてその基本的な筋放電様相をここに記録として示し、後述の各仕様の階段登行と比較できるように検討を加えておく。この登行動作は脚の移動に着目すると図3-3に示したように、1) 脚の巻きあげ、2) その前方への振出し、3) 荷重、4) 脚乗込み、5) 蹴押し（伸脚）、6) 重心の前方押し、の6位相に分けることが可能である。この動作の区分の順に筋放電様相を検討する。脚の巻きあげ及び前方への振出しでは、前脛骨筋に放電を見ており、他の筋では放電をほとんど観察していない。但し、逆側大腿外側広筋（本研究では利用機械の状況によって振幅が低く示されている。以下この種の記録は同様）には、この位相で身体支持のための放電が記録されている。上記前脛骨筋の放電は、脚が支持期から遊脚期に移った時、足先部を高い位置に保つように機能していると判断される。この位相でこの放電が得られないとすれば、足先部は下垂傾向となり、つまづきや転倒の原因になることも考え

られる。荷重及び乗込みの位相では大腿直筋、大腿外側広筋、前脛骨筋に筋放電が記録されている。前2者は下腿にそれより上部の身体を乗せる大腿伸筋の機能を反映しており、前脛骨筋はその身体上部の位置を前方移動させるべく、下腿を足部に対して前傾させる機能を反映している。これに引き続いて、伸脚の位相でも、さきの2者が先の位相より放電量を減じながらも活動し、その終りに至って腓腹筋に強めの放電が加わっている。これは伸脚時に足関節が床面を蹴る動作を反映したものである。伸脚の位相を過ぎると逆側脚が前方に振出され、身体が全体的に、更に、前進する押し出しの位相になってこの階段登行の1動作周期が終了する。この動作には2.8秒を要している。続いて、この動作を緩徐な速度、つまり、4.7秒で行った時の同様な描写を示す。図3-4を見ると、各筋の放電様相と動作区分の関係は、図3-3の常速による登行の場合とほとんど同じであった。但し、荷重及び脚乗込みの位相では、各筋からの放電振幅が高く記録され、脚筋への負荷強度は緩速による登行の方が大きい点が違いとして注目された。この点は本研究の一つの結果になる。

さて、これら2図の結果をこの被験者の基本的な資料にして、以下に、まず階段の蹴上げと筋放電の関係を検討する。図3-5は蹴上げが各15cm及び図3-3に示した

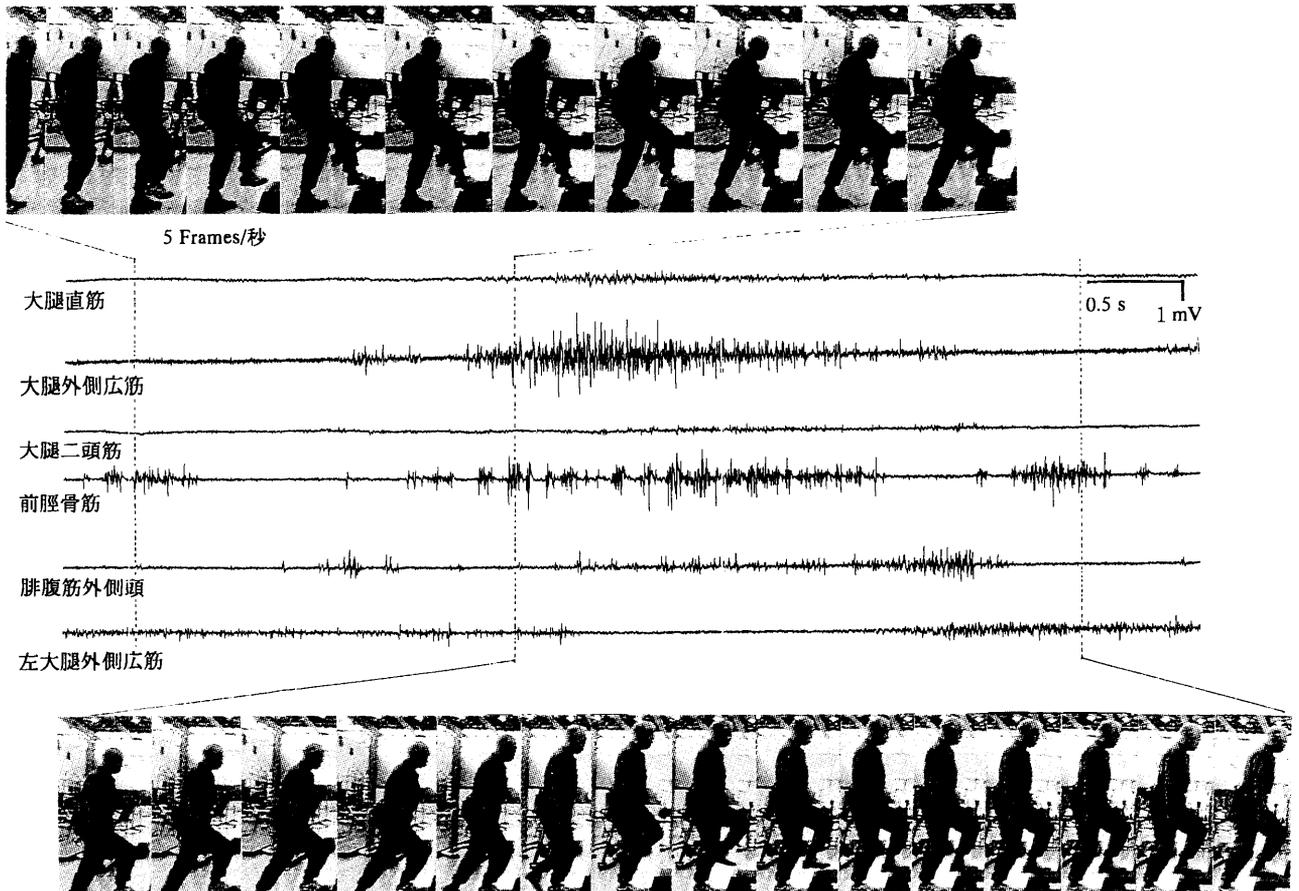


図3-4 図3-3に示した階段の緩速による登行時の動作の推移と下肢筋筋電図事例

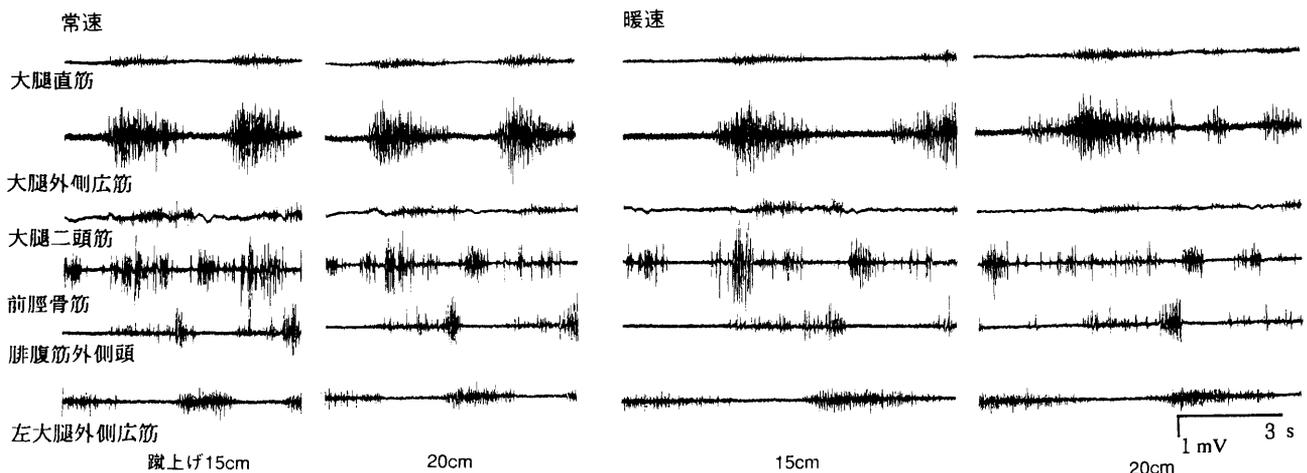


図3-5 15.0cm及び20.0cmの蹴上げにおける登行動作時の下肢筋筋電図

蹴上げは15cm, 20cm。踏面は22.5cm。被験者は図3-8及び図3-9に同じ。左2列は常速, 右2列は緩速による登行

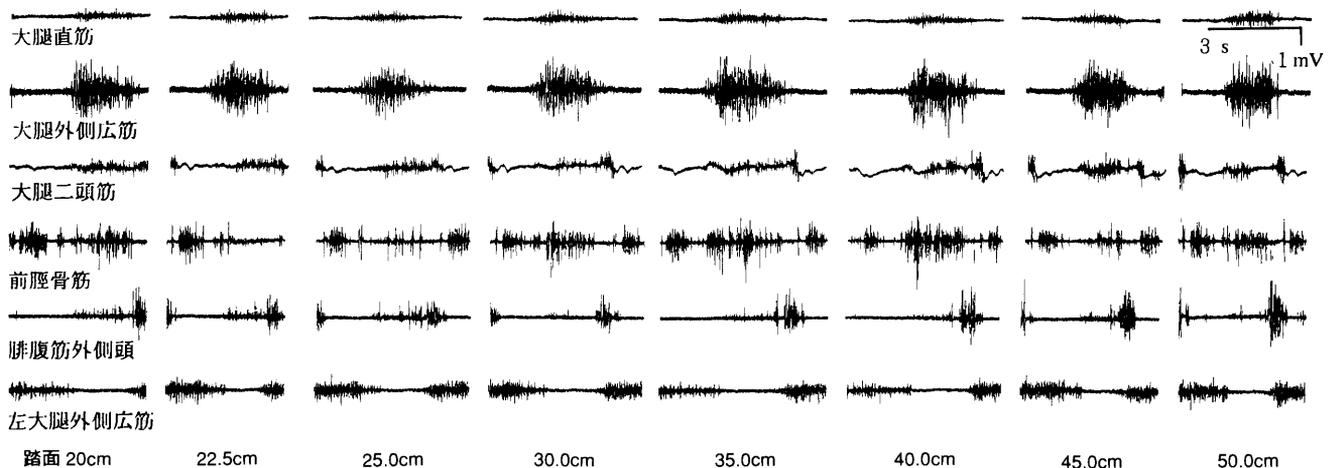


図3-6 踏面の変化と常速による登行動作時の下肢筋筋電図

20.0cm~50.0cmの範囲で8様の变化。被験者は図3-3~図3-5に同じ

20cmにおける, この被験者の常速並びに緩速で行われた階段登行動作時の筋電図を示している。この図にも, 上述の図3-3及び図3-4で記述したような動作に対応する筋電様相が下肢各筋から得られている。但し, この筋放電は, 放電振幅においてもその密度においても, 上記蹴上げに依存した変化を示していないことが分かる。この所見は, 他の8被験者でも同様であり, 更に, 蹴上げ10cmの所見も同様であった。高齢者の階段登行では, 下肢各筋の筋放電は本研究が設定した条件の範囲では, その蹴上げに依存した放電の明確な量的変化は示されない結果であった。

次に, 階段の仕様を決定するもう一つの要素である踏面の変化と筋放電の関係について検討する。さきの図3-5において蹴上げとの関係を述べた被験者について, 踏面変化の筋電図を図3-6に示した。この場合, 蹴上げは15cmであり, 踏面は20cm~50cmの範囲で8様の变化について調べた。この図から, 踏面を変化させた場合にも, その変化に依存した下肢各筋からの筋電図の変化はほと

んど認められず, 各8様の踏面では, 逆にほぼ一様な筋放電様相と判断された。また, この踏面については, 蹴上げ20cmについても同様の測定を実施し, 同じく一様な筋放電様相が示された。従って, 踏面を本研究の測定条件の範囲で変化させた場合にも, それに依存した変化は認められず, 蹴上げを変化させた場合と同様, むしろ一様な筋放電様相になって観察された。

次に, これらの仕様の階段を緩徐な速度によって登行した場合を更に検討する。その下肢筋筋放電様相を図3-7に示した。この図においても, 踏面の増加に伴う大腿伸筋群の放電振幅の変化は見られていない。但し, 筋放電時間は踏面の増加と共に延長しており, また, それに伴って前脛骨筋の筋電様相が著明に増加している。この増加はこの踏面の分の移動を, 身体重心の前方移動によって動作を遂行している筋活動を示している。この図から, 緩徐な階段登行においても, 踏面の増加に伴う主働筋の筋放電振幅は高くならなかったが, 放電時間が延長するとの結果が得られた。

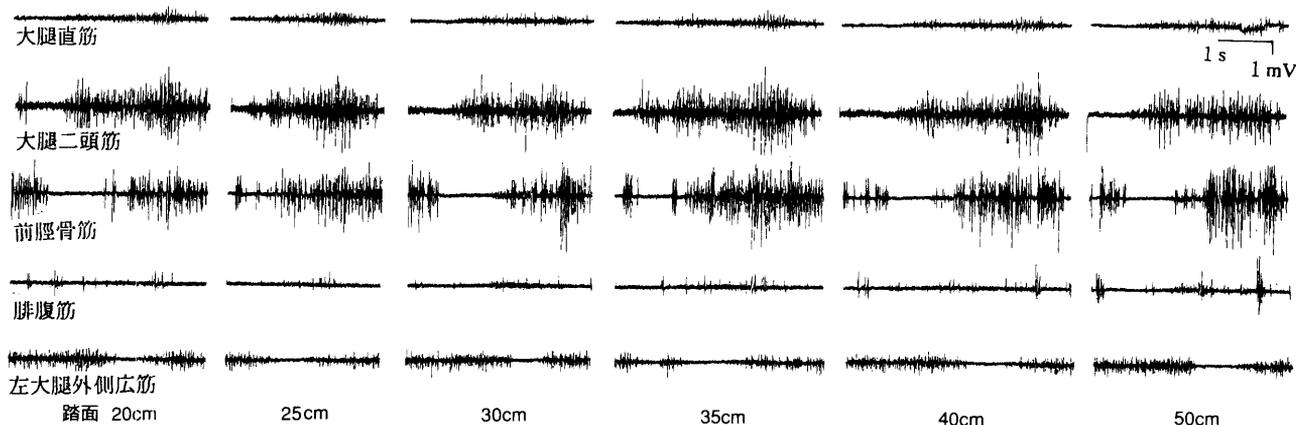


図3-7 踏面の変化と緩速による登行動作時の下肢筋筋電図

図3-6の場合と同様に20cm~50cmの範囲で変化を調べ、図中にはその5様を示した。踏面35.0cmでは被験者が共通に爽快感を訴えた。この図の被験者は図3-3に同じ。

3.4 階段の降段時の筋電図と動作分析

さきに登行動作を分析した場合と同じ蹴上げ20cm, 踏面22.5cmの階段の降段動作と筋電図を基本資料として、まずここに検討する。降段動作では、一般に運動生理学的にネガティブ・ワーク即ち筋の伸張性収縮が主体となるものであり、登行において筋がポジティブ・ワーク即ち筋の短縮性収縮を主体とするのに対比する。上記のようなネガティブ・ワークでは、筋力へのトレーニング効果が後者のポジティブ・ワークよりも高いとされている (Banister, 1968) ^{注17)}。降段動作の推移をビデオ画像に

よって連続的に観察すると、まず初めに、登行と同様に 1) 脚の巻き上げが起り、2) その脚は前方に振出され、足部の着地以後は、3) 荷重となり、荷重を支持している下肢は引続き、4) 屈曲して降段する、などの4期に分類される (図3-8)。図3-8は常速によって、降段した時の筋電図を上記動作画像と共に表している。降段動作の場合、本研究では画像撮影条件の制約によって、図中の動作方向と筋電様相記録の方向が逆相になっている。そして上記の4期に分類される位相では、荷重期と、重量を屈脚によって下げ、いわゆる降段させる位相において大腿外

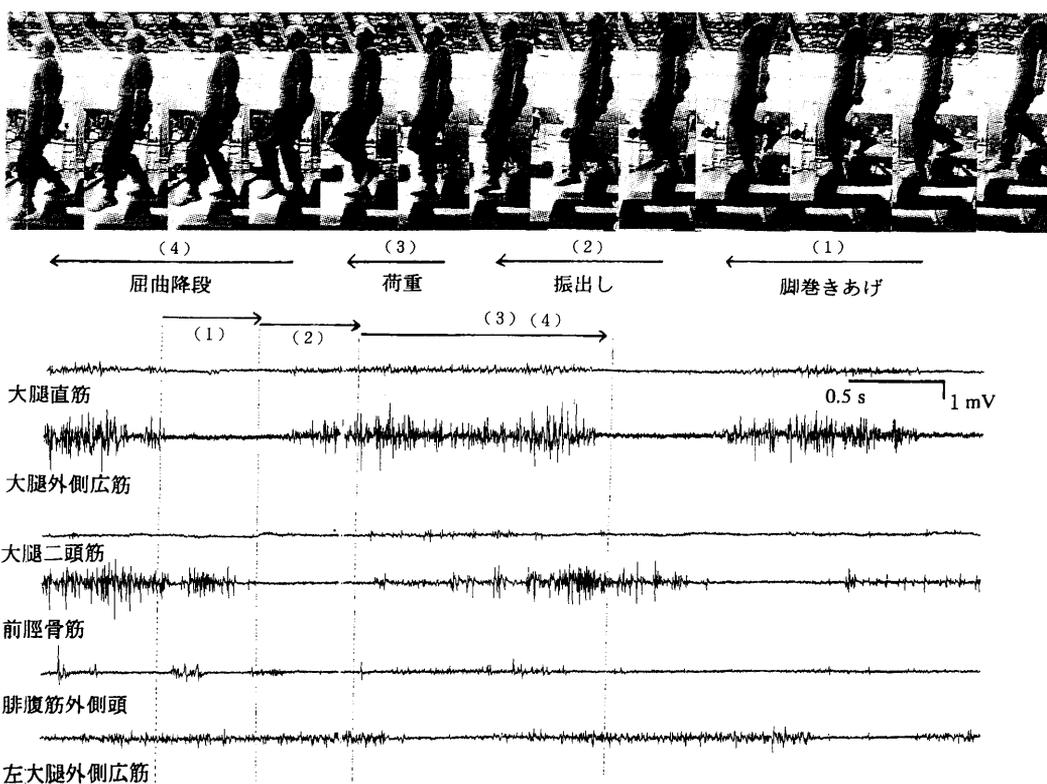


図3-8 階段の降段時(常速)の動作と下肢筋筋電図事例

動作方向と筋放電様相の記録方向は互いに逆。動作区分毎の番号を筋電図に付してある。階段は蹴上げ20.0cm, 踏面22.5cmで図3-3に同じ。被験者も図3-3に同じ。

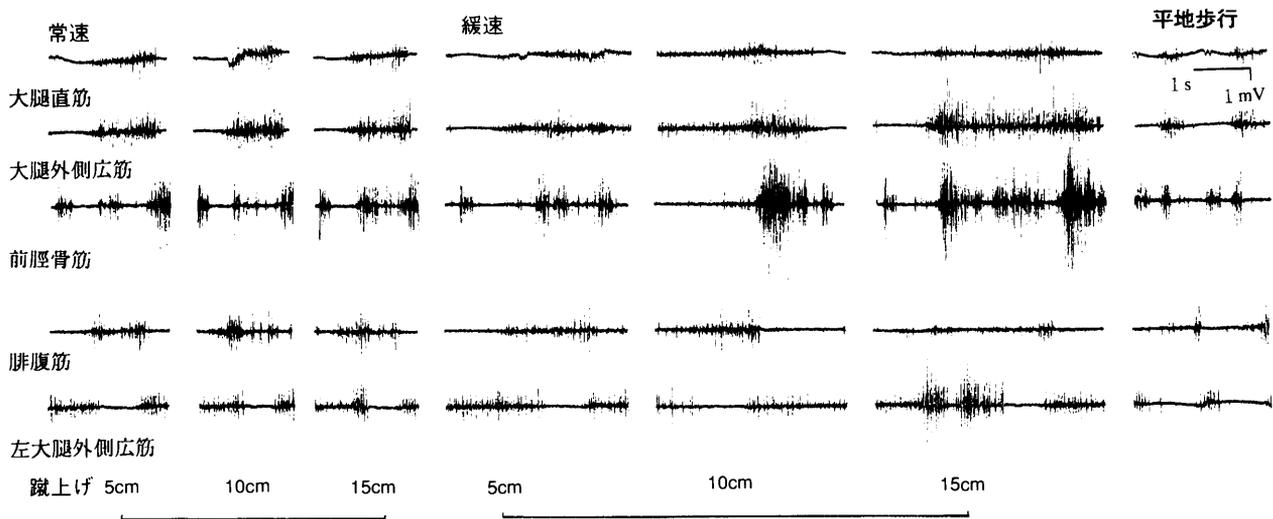


図3-9 蹴上げの変化と降段動作の下肢筋筋電図事例

動作は各1周期，蹴上げは5cm刻みで5～15cmの範囲を測定した。踏面は35cmである。被験者は図3-3の場合と同じ（本文参照）

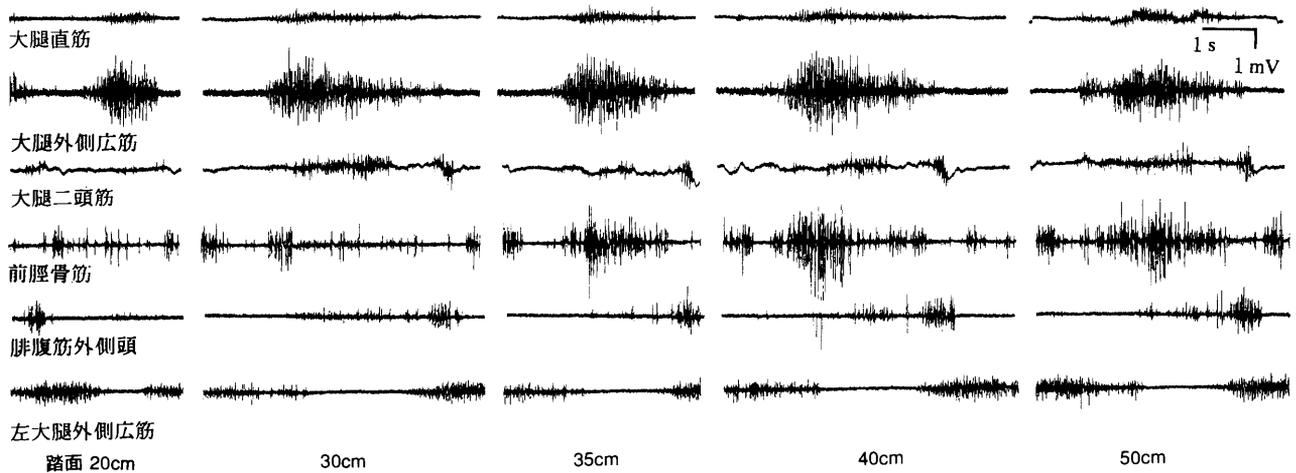


図3-10 踏面の変化と緩速による降段動作時の下肢筋筋電図事例

踏面は図3-6及び図3-7と同様に20.0cm～50.0cmの範囲動作にて8様の变化を調べ，図中にはその5様を示した。図3-7の場合と同様に被験者は共通に踏面35.0cmで動作に爽快感を訴えた。この図の被験者は図3-3の場合と同じ。

側広筋に顕著な伸張性筋活動が見られている。また，下肢を屈曲する降段の位相では前脛骨筋が活動して膝部が前方に移動していることが分かる。図3-8の常速による降段の場合，荷重・屈曲降段の位相では1.3秒を要している。これを緩速で実施すると，1.7秒を費やしている（図3-10）。このような筋のネガティブ・ワークは筋の付着する骨に直接伝えられているものであり，階段動作において，本研究がこれまで一貫して示している大腿外側広筋の活動は大腿骨の大転子部に付着しており，これに見る主放電は，直接この部位に筋の作用を及ぼしているものである。まず，踏面35cmで蹴上げが5cm，10cm，及び15cmの階段を常速及び緩速で降段した場合の下肢筋筋電図を図3-9に示した。この図において，常速による降段では，主放電を示している大腿外側広筋が蹴上げに依存して増加しており，緩速ではそれが，更に，顕著になると共に同じ傾向が大腿直筋にも観察されている。また，常速では主放電が律動的に繰返される傾向であるのに対し，緩速では持続的放電となっている。蹴上げ15

cmでは，常速の1動作サイクルが1.6秒，緩速では4.2秒を費している。この傾向は他の被験者でも同様であった。

図3-9は，前述の図3-1に1RMと2/3RM動作時の筋電様相を示した被験者による資料であり，資料は関連する。

続いて踏面と下肢筋筋電様相の関係を検討する。さきの図でも明らかになったように，常速の降段動作では身体を落下させる要素を強くした降段になって，筋や骨に与えられる持続性が少ないと判断された。この項では，従って，緩徐な実施による降段動作時筋電図を図3-10に示した。図中，踏面20cmでは，大腿外側広筋の放電時間が1.5秒，1動作周期が3.0秒であり，踏面の増加に伴って筋放電時間及び動作周期が延長し，踏面50cmでは，大腿外側広筋の放電時間が3.9秒，1動作周期が4.3秒となっている。また，踏面35cm以上では前脛骨筋が特徴的に強く働いていることも判読される。図3-10の筋電図では踏面35cm及び40cmの場合に，大腿外側広筋の放電量が多く，図中に記録は示されていないが，45cmでは既に

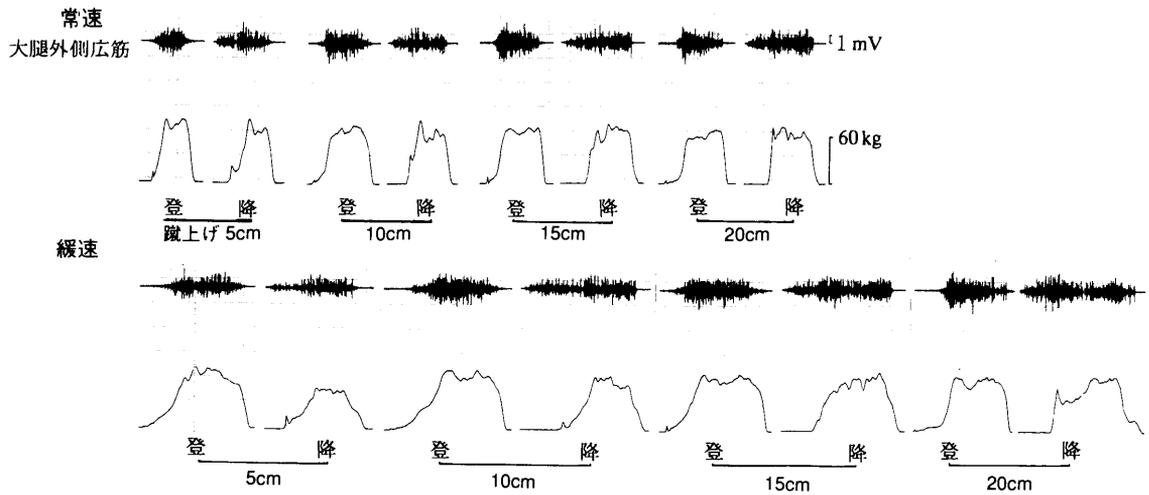


図3-11 蹴上げの変化と昇降動作時の床反力

この場合の踏面は35cm

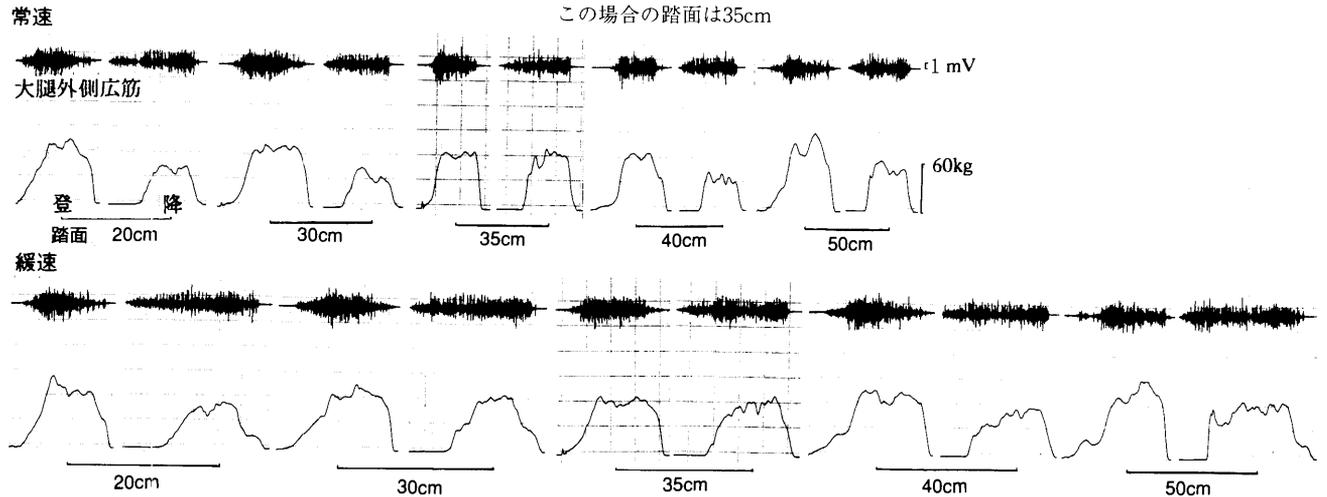


図3-12 階段踏面の変化と床反力

この場合の蹴上げは15cm

減少しており、50cmではその減少の様子が図示されている。この図における動作画像と筋電図、及び被験者の内省報告を総合して考えると、踏面が狭い階段を降段する場合、支持脚は容易に脱力して身体を降段させるので、脚筋による姿勢保持の位相が短時間に終止している。これは前述した常速による各仕様の踏面の降段に共通した現象である。このような早期脱力によってエネルギー効率を高めた運動を遂行する現象は、本研究で筋放電様相を測定した歩行（図3-9）にも共通の結果である。これらは下肢骨に及ぼす刺激効果が少ない動作になっていると考えられるものである。被験者の内省報告及び筋電図を合わせ考えて踏面が35cm~40cmの階段で、大腿外側広筋を主とする大腿伸筋群が、強い活動を相対的に長時間を要して降段動作を遂行している。従ってこの様式が本研究の探索する負荷刺激として好適と判断される。これを超える踏面で、大腿伸筋群の筋放電量が減少したのは、身体の無理な移動が強制されて、脚筋以外の身体部分の運動に頼るところが加わった故の現象と考えられる。蹴上げ20cmの場合、落下の要素が強くなって有効性は少なく、また、安全性のためにも不安要素が大きくなると判断された。

3.5 階段昇降動作における床反力

本項はフォースプレートを設定階段の中間の1段に配して、昇降動作における床反力を測定し階段昇降によって下肢に与えられる負荷量を評価するものである。まず、蹴上げ4様の登行及び降段を、常速及び緩速で実施した時の大腿外側広筋の筋電図と床反力曲線を図3-11に示した。この図からも、筋電図の項で見られた所見に共通して、蹴上げの変化に伴った床反力の変化傾向が観察されていない。また、常速による降段動作では、各蹴上げ共床反力が登行時より低くなっている。これを緩速で降段すると蹴上げ15cmで持続的な下肢の負担が得られている。そして、これより少ない蹴上げでは、動作時間と張力の双方で減少し、力積が少ない結果である。また、蹴上げ20cmの降段では、常速と緩速の双方の実施で、着地時の衝撃を示す張力の立ち上がりが示されている。この点は高齢者に過負荷となる不安を訴えるものと考えられる。続いて、階段の踏面の変化と床反力の資料を図3-12に示す。この図から、常速による登行では、踏面50cmの場合に高い床反力を示し、歩幅の延長による着地と蹴りが反映されていること、踏面が40cm以下では、登行時には踏面の変化に伴う床反力の違いが見られないこと、

降段に際しても同様にその変化傾向は見られないが、踏面50cmでは着地時の強い衝撃を示す張力の立ち上りとなっていること、などが判読される。緩速による実施では、やはり降段動作時の力積が注目される。そして踏面35cmでその値が最も大きいことが判読され、安定した姿勢によって、持続性が加味された降段動作が得られていることを示している。逆にそれ以下では動作域が縮少し、また、それ以上では姿勢変化など何らかの別要因が加わって力積が少なくなったり、踏面が50cmの場合のように着地時の張力の急な立ち上りになっている。

最後に本研究の一連の測定経過において、被験者の内省報告と検者の測定観察から、

- 1) 階段昇降では、蹴上げ15.0cm、踏面35.0cmで動作が最も快適かつ安定である
- 2) 踏面が狭まると、急いで降りる切迫感がある
- 3) 踏面が25cm以下になると、登行時にかかとが踏面からはずれる
- 4) 降段時にも母指球より遠位部が踏面からはずれる
- 5) 踏面が25cm以下では、かかとを使わずに登り、かかとで降りる
- 6) かかとで降りながら母指球が踏面からはずれると、滑るなど一段の落下になる

などの点が着目されたので加筆する。

4. 結語

80歳代前半までの高齢者32名を対象に、住居内「健康階段」の仕様について、脚筋からの筋電様相及び階段昇降時の床反力を指標に、負荷強度の面から検討した。この基礎資料として高齢者の動的脚筋力とその筋電図も検討した。階段の仕様は5～20cmの蹴上げと20～50cmの踏面の変化を調べた。通常の登行では、階段の仕様、身長や体重にも依存せず、筋放電は様な態様を示した。緩徐な速度でもおおむね同様な結果であったが、脚筋への負荷強度は大きくなった。降段では、蹴上げの大きさに依存して筋放電量が変化した。緩徐な速度の降段では、筋の持続的な放電が著明になり、下肢骨への優れた負荷刺激として機能すると判断された。この場合、蹴上げ20cmでは落下衝撃が強く、15cmでは快適感が訴えられた。その踏面では35cmで快適感が訴えられ、降段動作もよく安定して観察された。それ以外では、動作に不自然さが観察され、筋電様相にもその現象が見られた。以上は床反力の面でも共通な評価が得られた。結果的に蹴上げが15cm、踏面が35cmの仕様が安全かつ安定な動作によく適し、優れた脚負荷をもたらすと判断された。これらは踏面が強調された「奥行き階段」という健康階段といえ、道路等から玄関までの連絡階段やベランダと庭の連絡階段には現実的な仕様と考えられる。ネガティブワークである降段動作は筋と骨への力学的刺激となる以外に、感覚・神経系に対しても優れた運動刺激であり、リハビリテーション医学的な価値は高いと思われる。

<引用文献>

- 1) Wronski, T.J. et al: Alterations in calcium homeostasis and bone during actual and stimulated space flight. *Sci. Med. Sports Exerc.* 15: pp.410~414, 1983
- 2) Krønlner, B. et al.: An unheeded side effect of the therapeutic bed rest. *Clin. Sci.*, 64: pp. 537~540, 1983
- 3) Michel, B. A. et al.: Effect of change in weight bearing exercise on lumbar bone mass after age fifty. *Ann. Med.*, 23: pp. 397~401, 1991
- 4) Smith, EL. et al.: Deterring bone loss by exercise intervention in premenopausal women. *Caicif. Tissue Int.*, 44: pp. 312~321, 1989
- 5) 晴山紫恵子:クロスカントリースキー・クラシカル走法の技術指導における筋電図学的研究, 北海道女子短期大学紀要 25, 北海道女子短期大学, 1990
- 6) 宮下充正:骨粗鬆症予防のためのプログラム開発, 宮下編「骨粗鬆症予防のための効果的運動療法の研究開発事業報告書」pp.177~180, (社)日本エアロビクフィットネス協会, 1995
- 7) 川初清典, 猪飼道夫:ヒトの脚パワーと力・速度要因, (I) 測定方法と力・速度及びパワーの関係について, 体育学研究 16, 4, pp.223~232, 日本体育学会, 1971
- 8) Hill, A. V.: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. B.*, 126, pp. 136~195, British Royal Society, 1938.
- 9) Wilkie, D.R.: The relation between force and velocity in human muscle. *J.Physiol.*, 110, pp. 249~280, British Society of Physiology, 1950
- 10) Vanderhoof, E.R., C. J. Imig, H. M. Hines: Effect of muscle strength and endurance development of blood flow. *J. Appl. Physiol.* 16, pp.873~877, American Society of Physiology, 1963
- 11) 猪飼道夫, 石井喜八, 中村淳子:血流量から見た筋持久力~筋持久力の測定, 体育の科学 15, 5, pp.287~291, 杏林書院, 1965
- 12) Kaneko. M.:The relation between force and velocity and mechanical power in human muscle. *Res. J. Physical Educ.*, 14, 3, pp.141~145, Jap. Society of Physical Education, 1970
- 13) 生田香明, 中塘二三生, 根木哲朗, 播本定彦:スプリンターのパワー発現, 体力科学 29, pp. 143~151, 1980
- 14) Engardt M., E. Knutsson, M.Jonsson, M. Sternhag: Dynamic muscle strength training in stroke patients: effects on knee extension torque, electromyographic activity and motor function. *Arch. Physical Med. Reha.* 76, 5, pp. 419~425, 1995
- 15) Engardt M.: Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. *Scand. J. Reha. Med. Supple.* 31, pp. 1~57, 1994
- 16) 池上晴夫:運動処方, 朝倉書店, 1982
- 17) Banister, E. W., S. R. Brown: The relative energy requirements for physical activity. In: Falls, H. (ed.): *Exercise Physiology*, Academic Press, 1968

<研究組織>

主査	川初 清典	北海道大学 体育指導センター助教授
委員	福地 保馬	北海道大学教育学部教授
〃	晴山紫恵子	北海道女子短期大学 初等教育学部教授
〃	深山 智代	北海道医療大学 看護福祉学部教授
〃	山本 廣子	札幌運動教育研究センター 主宰
〃	村岡 卓哉	北海道循環器病院 理学療法科長