

博士（人間科学）学位論文

日常生活動作における筋活動水準
—表面筋電図法を用いたアプローチ—

Activity Level of Muscle Contraction on Daily Living
-Approach using Surface Electromyography-

2008年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

沢井 史穂

Sawai Shiho

目次

第1章 序論

I. 研究の主旨	・・・4
II. 現代日本人の生活環境と身体活動量不足	・・・5
III. 身体活動量の評価方法に関する研究小史	・・・6
IV. 日常生活・スポーツ動作中の筋活動量に関する研究小史	・・・9
V. 研究の目的と全体構成	・・・11

第2章 基本的日常生活動作における身体各部の筋活動水準の評価 —姿勢保持・姿勢変換・体重移動動作について—

Abstract	・・・14
I. 緒言	・・・15
II. 方法	・・・15
III. 結果	・・・18
IV. 考察	・・・21
V. 要約	・・・25

第3章 基本的日常生活動作中の体幹および下肢の筋活動水準の 男女差

Abstract	・・・27
I. 緒言	・・・28
II. 方法	・・・29
III. 結果	・・・33
IV. 考察	・・・35
V. 要約	・・・38

◆ 第4章 基本的介護動作における身体各部の筋活動水準

Abstract	・ ・ ・ 40
I. 緒言	・ ・ ・ 41
II. 方法	・ ・ ・ 42
III. 結果	・ ・ ・ 47
IV. 考察	・ ・ ・ 49
V. 要約	・ ・ ・ 52

◆ 第5章 総括論議

I. 基本的な日常生活動作の筋活動水準からみた現代生活における 身体活動の工夫	・ ・ ・ 55
II. 日常生活動作との比較による介護動作の筋活動水準	・ ・ ・ 57
III. 結論	・ ・ ・ 59
IV. 今後の課題	・ ・ ・ 60
 謝辞	 ・ ・ ・ 61
 文献	 ・ ・ ・ 62
 資料	 ・ ・ ・ 76

第 1 章

序 論

I. 研究の主旨

人が社会活動やスポーツ活動を行うためには、まず、自立して健康的な日常生活を営むことができなければならない。それには、歩く、走る、階段を昇り降りする、椅子から立ったり座ったりするといった、様々な日常生活動作を遂行する能力を備えていることが前提条件になる。そして、それらの生活動作を遂行するためには、身体各部位を構成する骨格筋が適切に機能する必要がある。

一般に、筋機能は加齢に伴って低下するが、その低下傾向は身体の部位（筋群）によって異なることが報告されている（福永, 2003）。大腿の筋や腹筋などの抗重力筋は、加齢に伴う筋萎縮が著しく、特に大腿四頭筋の筋量は一定以上保持していないと、自立した移動運動を遂行することができない。これに対し、上腕二頭筋など上肢の筋量に関しては、あまり加齢変化はみられない。このような加齢に伴う筋量の変化に部位差が生じる原因として、日常生活動作における筋の活動水準に部位差があることが考えられる。筋の萎縮や肥大を引き起こす主要因は、日常生活における筋活動水準であり、その活動水準は身体の各部位によって異なると推察されるからである。例えば、ベッドレストなど身体不活動状態は抗重力筋の機能低下を引き起こし（Deitrick et al., 1948, LeBlanc et al., 1992, Suzuki et al., 1994）、適切な筋力トレーニングはトレーニング部位の筋機能の向上をもたらす（金久, 2002）ことが分っている。そして、この現象は性・年齢に関係なく生じる（福永, 1978, Fiatarone et al., 1990, Ozmun et al., 1994, Abe et al., 2000a）。

一方、超高齢社会を迎えたわが国においては、介護を要する高齢者の数が増加の一途を辿っており、家庭内で介護を行う必要性が高まっている（厚生労働省, 2004）。このことは、介護動作が日常生活活動のなかで頻繁に行われるようになることを意味している。しかしながら、介護動作は生体負担が大きく、日常的に実施している者は腰痛などの整形外科的障害を発生しやすいことが報告されている（Blue, 1996, Ulin et al., 1997, Owen, 2000, Menzel, 2004）。これらの障害の予防や対策を講じるためには、介護動作中の筋の活動状態を明らかにする必要がある。しかし、介護動作を含む様々な日常生活活動に必要な筋活動水準がどの程度であるのかは、未だ明らかにされていないのが現状である。

様々な動作中に発揮される筋機能の水準を客観的に定量するには、筋電図法の応用が考えられる。そして、近年開発された小型で携帯可能な表面筋電図記録装置を用いれば、様々な身体動作中の筋放電量の連続測定が可能である。長時間にわたって日常生活の筋電図を連続記録した先行研究（Kern et al., 2001, 神崎たち, 2001, Mork and Westgaard, 2005）の結果を見ると、生活活動内容によって筋活動量は変化している（Fig. I -1）。

そこで、日常生活動作中に身体各部位の筋が活動するレベルが明らかになれば、生活スタイルに応じた筋活動量が推定できる。本研究は、日常生活活動を構成する主要な動作について身体各部位の筋放電量を測定し、生活動作中の筋活動水準を評価しようとするものである。

II. 現代日本人の生活環境と身体活動量不足

科学技術の急速な進歩や経済の発展により、現代人の生活環境は大きく様変わりした。機械化・省力化の進行は便利で効率的な生活をもたらしたが、その反面、日常生活における身体活動量の極端な減少により、我々人間の身体には様々な弊害が生じてきている。幼い頃からの運動不足は子どもの身体を脆弱にし、中高年者の運動不足は生活習慣病の大きな誘因となっている。また、加齢に運動不足が加わると身体諸機能の低下を加速させ、寝たきりや要介護老人の増加を招くことにつながる。

2006年における日本人の平均寿命は男性79歳、女性86歳（厚生労働省, 2006）、高齢化率は21.4%（総務省統計局, 2007）であり、世界のトップ水準に達している。さらに2015年には団塊の世代が高齢期を迎えることもあって、これからの10年間で日本の高齢化率は30%増になることが見込まれている（久野, 2004）。長寿がもはや珍しいことではなくなった今日、単に長生きするというより元気で長生きすること、すなわち「健康寿命」の延長を目指した取り組みが進められつつある。先進諸国で死因の上位を占める循環系疾患や、糖尿病、高脂血症、肥満症などの慢性疾患は、運動不足が誘因となっていることが40～50年前にすでに指摘され（Fox and Naughton, 1972）、日本でもそれらの疾患は生活習慣病と

呼ばれて増加の一途をたどっている。そこで、2000年から始まった厚生労働省の国民健康づくり施策「健康日本21」では、国民一人一人が自分自身の生活習慣を良好な状態に改善する努力が必要であるとして、その良好な生活習慣の一つとして、「身体活動・運動」を掲げている。身体活動量が多い者や運動をよく行っている者は、総死亡、虚血性心疾患、高血圧、糖尿病、肥満、骨粗鬆症、結腸がんなどの罹患率や死亡率が低いこと、また、身体活動や運動がメンタルヘルスや生活の質の改善に効果をもたらすこと、高齢者においても歩行など日常生活における身体活動が寝たきりや死亡を減少させる効果があること、生活習慣病の予防などの効果は身体活動量（「身体活動の強さ」×「行った時間」の合計）の増加に従って上昇すること、などが明らかにされ、家事、庭仕事、通勤のための歩行などの日常生活活動、余暇に行う趣味・レジャー活動や運動・スポーツなど、全ての身体活動が健康に欠かせないものと考えられるようになってきたからである（(財)健康体力づくり事業財団，2000）。例えば、日頃からできるだけ「歩く」ことを心がけ、乗り物やエレベーターはなるべく使わない、一日当たりの歩数を増やす、子どもの場合は身体活動を伴う外遊びの時間を増やす、高齢者は積極的に外出する機会を持つなど、「健康日本21」では日常における具体的な行動変容の仕方が年代別に示されている。さらに2006年7月に厚労省の研究班が発表した「健康づくりのための運動指針2006」（運動所要量・運動指針の策定検討会，2006）では、いわゆるスポーツ活動だけでなく日常生活活動も含めて、それぞれの活動強度と時間によって週当たりの身体活動推奨量を示している。

III. 身体活動量の評価方法に関する研究小史

ところで、前段の記述に見られる身体活動量という言葉は、もっぱらエネルギー代謝系や呼吸循環系に対する生理的な運動刺激の程度を意味している。身体運動は、筋活動によって体内の化学的エネルギーが機械的エネルギーに変換されることである。したがって筋作業（＝身体活動・運動）を行うことで呼吸循環系や代謝系のはたらきが促進され、筋の作業量の増大が体内のエネルギー

代謝量の増大をもたらすことになる。そして、そのことが寿命や罹病率にも影響を及ぼす。そこで、これまで多くの場合、身体活動量や運動強度は、代謝の強度 (metabolic intensity) を示す酸素消費量 (oxygen consumption) や酸素摂取量 (oxygen uptake)、あるいは酸素消費量をカロリーに換算したエネルギー消費量 (energy consumption; kcal) によって表されてきた。

身支度から座業、家事、軽労働、筋肉労働、レクリエーション活動、スポーツ活動に及ぶまで、各種身体活動中のエネルギー消費量 (kcal/分) は、1950年代に Passmore と Durnin (1955)、Spitzer と Hettinger (1958) がすでに明らかにしている。それによれば、座位の事務作業のエネルギー消費量は平均 1.6kcal/分、立位事務は平均 1.8kcal/分で、家事や軽作業も含めた大部分の職業活動のエネルギー消費量は 5kcal/分以下であるが、漁業や林業、製鉄業の作業は 10kcal/分程度かそれ以上に及んでいる。荷物を運搬する際のエネルギー消費量に関する研究はさらに古くから行われており、歩行速度が増すとエネルギー消費量が著しく増加すること (Brezina and Kolmer, 1912, Cathcart et al., 1923) や荷物を持って階段を昇降するときは平地を歩いて運ぶときの 11.5 倍のエネルギーを消費する (Crowden, 1941) ことなどが報告されている。日常生活活動の基本となる移動動作である歩行中のエネルギー代謝の測定はかなり古く、1912 年頃から始まり (Douglas and Haldane, 1912, McDonald, 1961)、日本でも 1924 年頃 (Furusawa, 1924, 古沢, 1931, 奥山, 1933, Ogasawara, 1934) から行われるようになった。そして、速度 (Boje, 1944, Passsmor and Durnin, 1955, Ralston, 1958, Bobbert, 1960, Workman and Armstrong, 1963, Grimby and Soderholm, 1964)、体重 (Passsmor and Durnin, 1955)、性別 (P.-O. Astrand, 1956)、年齢 (P.-O. Astrand, 1952)、勾配 (Margaria, 1938)、歩行面の材質 (Granati and Busca, 1945)、歩幅 (Hogberg, 1952)、ピッチ (奥山, 1933) が、移動動作中のエネルギー消費量に及ぼす影響なども早くから検討され、効率の良い移動速度や歩幅、中長距離競走ですぐれた成績を修めるために必要な有酸素能力などに関する有益な示唆が得られている。

しかし、エネルギー代謝量の中には、身体活動によるものだけでなく、細胞活動を維持するために最低限必要なエネルギー (基礎代謝量) や、安静にしても消費されるエネルギー (安静時代謝量) を含んでいるので、身体活動そのものの活動強度は、R.M.R.(Relative Metabolic Rate) $\{(\text{運動時代謝量} - \text{安静時$

代謝量) / 基礎代謝量} やMets(Metabolic rates) (運動時代謝量 / 安静時代謝量) という指標が用いられてきた。日本では、家事など日常生活における作業や種々の職業労働の作業強度を、R.M.R.を指標として評価した研究が多く(大森, 1963, 野村ほか, 1963, 沼尻, 1965, 桑田ほか, 1970, 池上, 1982)、栄養所要量の基準づくりの資料となってきたが、国際的にはMets が使われている。ただし、R.M.R. やMetsは個人の最大能力が考慮されておらず、生体に対する負担度を示す指標としては適切ではないことから、単位時間当たりのエネルギーの最大値、すなわち最大酸素摂取量を基準として身体活動時の酸素摂取量を相対的に表す指標 ($\% \dot{V}O_{2max}$) を用いることが提唱されるようになった。日常生活における身体活動の強度は、 $20 \sim 40\% \dot{V}O_{2max}$ (Ekblom and Gjessing, 1968) ないし $30 \sim 40\% \dot{V}O_{2max}$ 程度 (加賀谷と加賀谷, 1983) であることが報告されている。しかし、これらの評価指標はいずれもエネルギー消費量の測定を要するので、日常活動の中では応用しにくい。そこで、酸素摂取量と直線関係を示す心拍数(HR)を指標として、身体活動水準を評価する試みが多くの研究者によって行われてきた。日常生活中心拍数を連続記録したものとしては、成人男子 (Rowleyほか, 1959, 1961, Shephard, 1967, Glagov et al., 1970)、幼児 (加賀谷, 1972, 1975)、児童・生徒 (鈴木と吉村, 1971)、小・中学生 (山地ほか, 1979)、女子大学生 (鳥越と横山, 1979, 加賀谷と加賀谷, 1983)、主婦 (Andersen, 1967, Ekblom and Gjessing, 1968, 加賀谷と石川, 1973)、高齢者 (竹島, 1987) といった幅広い層についての調査報告がある。さらに、日常生活における種々の作業時の平均心拍数については、山地ほか (1981) が、様々なスポーツ活動中の心拍数は、Kozar and Hunsiker (1963), McArdle et al. (1967), Skubic and Hodgkins (1967), 広田ほか (1973), Seliger (1968), 今井ほか (1980) など、国内外を通じて多数の研究者が報告している。

一方、身体活動量を力学的な仕事量によって評価するという方法もある。人体に剛体リンクセグメントモデルを当てはめ、動きを撮影した映像を分析することで、身体全体もしくは身体重心の仕事量を算出することができる (Cavagna and Kaneko, 1977, Winter, 1979) が、あくまでも実験的手法であって、汎用性に欠ける。そこで、歩数計や加速度計を使って、身体重心の移動距離を計測することで、身体活動量を評価しようという方法が一般によく行われている。これらの計測器には、人の歩行に伴う上下動の振動を振り子あるいは電動スイッチ

によりカウントするだけのものから、体重を入力すると消費カロリーを計算してくれるものや、加速度計が内蔵されていて加速度の大きさによって身体活動強度を区分してくれるタイプのものもある。歩数計が日本で開発され始めたのは1963年であり、実用化されたのは1965年である（高峰，2005）。歩数は、日常生活における身体活動量の目安や目標にする上でわかりやすく、計測も簡単なので、国民栄養調査でも身体活動量を評価する指標として用いられている。2004年度の調査では、男性の一日当たりの歩数の平均値は7,532歩、女性の平均値は6,446歩である。健康日本21の基準値（1997年度平均値）は男性8,202歩、女性7,282歩で、2010年までに男性は9,200歩、女性は8,300歩になることが目標とされているが、2004年度の平均値は基準値を下回っている。

ただし、歩数計や加速時計による身体移動量の測定や心拍数の連続記録だけでは活動内容が分からないので、併せて行動記録をとることが多い。また、生活活動時間調査から生活活動強度を求め、1日のエネルギー消費量を推定する方法（健康・栄養情報研究会，2000）は、測定器が不要な上、被検者への負担が少ないので、一般人を対象とするような場合によく用いられている。

IV. 日常生活・スポーツ動作中の筋活動量に関する研究小史

前述のように、スポーツ活動や日常生活における身体活動のRMRやMETs、%Vo₂max、HRなどは古くから調べられており、それに基づいて活動強度が区分化され、栄養指導や運動処方などの場で活用されている（（財）体育科学センター，1983，健康・栄養情報研究会，2000）。しかし、呼吸循環系や代謝系のはたらきを促進し、体内のエネルギー代謝量の増大をもたらす源は、あくまでも身体運動の発現そのものを司る筋活動である。したがって、身体活動量をエネルギー代謝だけでなく、その主体である筋活動の水準からも評価すべきであろう。

特定のスポーツ動作(ゴルフ; Carlsoo, 1967, 野球のピッチング; 豊島, 1968, バッティング; 小村ほか, 1983, バレーボール; Oka et al., 1976, 三段跳び; Fukashiro et al., 1981, テニス; 吉澤ほか, 1983, サッカー; Bollens, 1987, スキー;

Zeglinksi et al., 1998, バレエ; Trepman et al., 1998)や、歩行・走行などのロコモーション中 (Scherb, 1936, Inman, 1947, Sheffield, 1956, Close, 1964, Matsui, 1970, Okamoto and Kumamoto, 1972, Elliott et al, 1979, Dietz, 1979, Murray et al., 1983, Kojima et al., 1998, Dietz, 1999, Okamoto and Okamoto, 2001, Okamoto et al., 2003)の筋活動については、これまでも多くの研究がなされてきた。しかし、それらは主働筋の活動様相を捉えようとするもの (Scherb, 1936, Inman, 1947, Gersten et al., 1956, Close, 1964, Matsui, 1970, Elliott et al, 1979)、筋活動と動きのパフォーマンスとの関係を明らかにすることで技術評価やコーチング (Carlsoo, 1967, 豊島, 1968, Oka et al., 1976, Fukashiro et al., 1981, 小村ほか, 1983, Murray et al., 1983, 吉澤ほか, 1983, Bollens, 1987, Trepman et al., 1998, Zeglinksi et al., 1998)、あるいはリハビリテーション (Kojima et al., 1998, Dietz, 1999)に役立てようとするもの、筋に対する神経制御のしくみ (Dietz, 1979)、あるいは動きの学習過程 (Okamoto and Kumamoto, 1972, Okamoto and Okamoto, 2001, Okamoto et al., 2003) を明らかにしようとするものであった。

また、従来の筋電図測定は、計測器が大型据え置き式であったり、データのメモリー機能を有していなかったり、筋電波形の演算処理に膨大な時間と労力を要したりしたため、計測場所や対象動作が制限され、日常生活動作のような多様なパターンをもつ身体活動における筋活動量を全身にわたって評価することは困難であった。日常生活動作の筋活動を調べた報告としては、岩倉たち (1985) が、老年者と若年者の腰かけ動作としゃがみ動作における大腿筋群の活動を比較したもの、市橋と吉田 (1993) が、若年者の歩行と臥床中の大腿の筋活動量を評価したもの、Hortobgyi and DeVita (2000) が、老年者と若年者女性を対象に身長の 20% の高さの台から降りる動作について下肢筋群の活動を比較したものなどがあるが、いずれも動作の種類や被検筋が限られている。

ところが近年、携帯型の多チャンネル・長時間計測が可能な小型表面筋電計が開発されたことにより、多様な動作様式の筋電図の計測が容易になった。このことにより、Kern et al. (2001) は 10 時間、Mork and Westgaard (2005) は 10～18 時間 (平均 14 時間)、神崎たち (2001) は 20 時間にわたり、日常生活での筋電図を連続記録している。しかし、Kern et al. の研究では、被検筋が上・下肢併せて 4 筋であり、Mork and Westgaard も、頸部と腰背部の筋群のみを対象とし

ており、全身の筋の活動を評価してはいない。これに対し、神崎たちは上肢・体幹・下肢の 10 部位から筋電図を計測しているが、1 例の報告に留まっている。一方、湯浅たち(1999, 2001)は、日常生活とスポーツの基本動作 12~16 種類について筋活動水準の定量化を試みているが、被検筋の種類が 1~3 種類と少ない上、被検者の性と年齢のバラツキが大きいため、基準値とするにはデータ量が不十分といえる。

V. 研究の目的と全体構成

近年、筋力トレーニングの重要性は頓に指摘されており（金久, 1993, 福永, 2002）、一般人向けの効果的なトレーニング処方ガイドラインも作られている（ACSM, 1998）が、それらはあくまでもトレーニングをするときの条件を示しているものであって、日常生活の各種動作において身体各部の筋がどの程度の活動水準に達しているのか、そしてそれは各筋の機能の維持や向上あるいは低下防止につながる程度のものなのか否か、逆に特定の筋に過度の負担をかけていないのかといった、骨格筋の適応性の視点からは十分明らかにされていない。筋機能を良好な状態に保つことは、日常生活活動を支障なく遂行していく上での必須条件といえる。すべての動作は筋活動なくして達成されないからである。

筋放電量は筋張力と直線的な関係にある(Lippold, 1952, 松井ほか, 1969, Komi and Buskirk, 1972)ことが確認されており、ある動作遂行時における筋放電量を最大筋力発揮時の筋放電量で正規化すること(Kern, et al., 2001)によって、その筋の活動水準および発揮された筋力水準を推測することができると考えられる。

そこで本研究は、現代日本人の日常生活活動における筋活動水準の定量化を目指し、数ある日常生活活動を構成する動作のうち、姿勢保持・姿勢変換・移動動作と家庭内介護動作、すなわち自己および他者の体重の保持・姿勢変換・位置移動の動作を対象として、身体各部の筋活動水準を評価した。

まず、日常生活のすべての動作の基本となる姿勢保持・姿勢変換・移動動作における身体各部の筋活動水準を定量的に明らかにし（第 2 章）、それら基本的日常生活動作遂行時の筋活動水準に男女差が存在するか否かを検討した（第 3

章)。更に、家庭内介護の基本的な動作における身体各部の筋活動水準を明らかにすることで、介護が日常行為になりつつある現代人に必要とされる筋機能について検討した（第4章）。

第2章

日常生活動作における身体各部位の筋活動水準の評価
－姿勢保持・姿勢変換・体重移動動作について－

Evaluation of muscular activity level in the daily living actions

Abstract

The present study aimed to investigate the level of muscular activities such as postural maintenance and change, and body weight transfer during daily physical activities, through electromyogram (EMG) recordings. In each of 27 prescribed movements, EMGs of a total of 8 muscles located in the upper arms, trunk and lower limbs were recorded in 12 young adult men and women using a portable surface electromyographic apparatus. The percentage of the integrated EMG at a given time (mEMG) to that during isometric maximum voluntary contraction (EMGmax) was calculated as an index by assessing the muscular activity level in each of the prescribed movements. In most of the prescribed movements, the muscular activity level of every muscle corresponded to about 20~30% of EMGmax, and tended to be higher in the women than the men. However, some actions induced an activity level of 40% and more of EMGmax in the soleus muscle. The activity levels of the lower limb muscles in going up and down stairs and a slope at a fast speed, and jogging were higher compared to other prescribed movements. Thus, the results indicate that body weight transfer actions in daily life raise the activities of the lower limb muscles to a level sufficient to maintaining and increasing their function.

Key words:

Daily action, EMG, Muscular activity level, transfer action

I. 緒言

これまで身体活動量や運動強度は、エネルギー消費量や酸素摂取量あるいは心拍数など呼吸循環系や代謝系の賦活水準を反映する生理的指標を用いて、全身レベルで定量・評価されてきた (Ainsworth et al, 1993, アメリカスポーツ医学会, 2001, 星川たち, 1978)。一方、すべての動作は筋活動によって発現されるにもかかわらず、日常生活の基本的な動作についてさえ、個々の筋群の活動水準は十分明らかにされていない。これは、従来の筋電図測定法が計測場所や対象動作を制限するものであったことによるところが大きい。しかし、近年、携帯型の多チャンネル・長時間計測が可能な小型表面筋電計が開発されたことにより、これまで困難とされてきた日常生活での身体各部の筋電図を計測できるようになり、10 時間 (Kern et al., 2001) あるいは 20 時間 (神崎たち, 2001) の連続記録例が報告されている。確かに、長時間の連続記録は、日常生活における筋の活動様相や活動レベルの把握を可能にし、更に生活活動記録と照らし合わせれば、どの場面でどの筋がどの程度活動しているのかを大まかに知る上では有用な情報となる。しかし、自然な状態での生活行動は、複合的な動作の連続であり、個々の動作に対応した筋活動を評価することは困難である。一方、市橋と吉田 (1993)、湯浅たち (1999, 2001) は日常生活の動作単位で筋活動量の定量化を試みているが、対象動作や被検筋の種類が限定されており、日常生活における筋の活動水準を明らかにするまでには至っていない。

そこで、本研究は、数ある日常生活動作のなかで、姿勢保持・変換・体重移動の各種動作における身体各部の筋活動水準を定量することを目的とした。

II. 方法

A. 被検者

被検者は、22~32 歳の健常成人男女各 6 名であった。被検者の年齢、身長および体重の各平均値±標準偏差値は、男性が 22.5±0.8 歳、170.3±6.0cm および 64.0±5.0kg、女性が 26.0±4.3 歳、160.8±3.5cm および 49.8±2.9kg であった。被検

者には、予め本研究の趣旨と内容を説明し、実験への協力に同意を得た。

B. 筋電図の計測方法

本研究では、日常生活における様々な身体動作をできるだけ制約を受けない状態で遂行できるよう、170×78×32mm、590g(含:バッテリーとケーブル)、8chの小型軽量の携帯型表面筋電計 (Muscle Tester ME3000P8, Mega Electronics Ltd, Finland) を用いて筋電図 (EMG) の計測を行った。本器 (Fig. II -1 参照) は、被検筋に3ヶ所(1ヶ所はグランド電極兼プリアンプ)表面電極を装着し、双極誘導により導出されたEMGはプリアンプを介して375倍に増幅された後、その信号をバンドパスフィルター(8-500Hz)を通してAD変換され、内臓のメモリーカード(4MB)に保存される仕組みになっている。本研究では、サンプリング周波数1,000Hzで8チャンネルからEMGを導出したため、連続計測可能時間は最大4分間であった。メモリーカードに記録されたデータは、その都度インターフェースを介してパーソナルコンピューター(PC)に転送し、保存した。被検筋には、上肢、体幹、下肢それぞれの部位における浅層の大筋群から拮抗関係にある2対の筋を選定した。すなわち、肘関節屈筋の上腕二頭筋短頭(muscle of Biceps Brachii; BB)と伸筋の上腕三頭筋外側頭(muscle of Triceps Brachii; TB)、体幹屈筋の腹直筋(muscle of Rectus Abdominis; RA)と伸筋の脊柱起立筋(muscle of Erector Spinae; ES)、膝関節伸筋の大腿直筋 (muscle of Rectus Femoris; RF)と屈筋の大腿二頭筋長頭(muscle of Biceps Femoris; BF)、足関節背屈筋の前脛骨筋(muscle of Tibialis Anterior; TA)と底屈筋のヒラメ筋(muscle of Soleus; Sol)の計8筋であった。すべて左側を計測部位とし、直径1.5cmのディスプレイ型Blue Sensor電極を電極間距離1.5cmで貼付した。

C. 計測対象動作

日常生活動作の種類は多種多様に及ぶが、本研究ではその中であらゆる動作の基本となり、かつ現代生活や加齢によって機能低下を来しやすい(船渡と福永, 1995)とされている下肢筋群を動員することの多い姿勢の保持・変換動作及び移動動作を筋電図計測の対象とした。姿勢保持動作7種類、姿勢変換動作2種類、体重移動動作18種類の計27動作であった(Fig. II -2-a,b 参照)。各動作

の内容は Table. II -1 に示した。

D. 筋電図の解析処理

各動作について記録した筋電図データは、PC に転送した後、専用ソフト (MegaWin ver.2.01)によって解析処理を行った。今回 EMG 計測の対象とした 27 動作のうち、姿勢保持動作は持続的、姿勢変換動作は単発的、移動動作は同一動作の周期的な連続という特徴をもつ。つまり、動作単位でみると所要時間が大きく異なる身体運動中の筋活動水準を比較するということになるため、何らかの規格化が必要である。

そこで、まず各動作中の EMG 生データを全波整流して計測時間で積分した後、単位時間当たりの平均積分値(mEMG)を求めた。そして、それらの値を、被検筋ごとに計測した等尺性最大随意筋力(MVC)発揮中の筋電図積分値により正規化(%EMGmax)することで、各動作中の筋活動水準を評価した。なお、計測時に体幹筋（特に腹直筋）の筋電図への心電図の混入、あるいは筋電図の基線へのノイズの上乗せが生じた場合に、筋放電量を過大評価してしまう恐れがある。それを解消する手段として、仰臥位安静時の筋電図を基準とし、各筋ともそれを下回る微小電位（2%MVC 未満, Kern et al., 2001）は除外して、動作ごとの筋活動水準を計算した。

E. MVC 発揮時の EMG 計測

MVC 発揮時の EMG は、基本的にはマニュアル方式で計測した。すなわち、検者が徒手で被検者の姿勢を固定し、力発揮方向に対して抵抗力（レジスタンス）を加え、それに抗って被検者が等尺性の最大筋力（breaking strength; 耐筋力）発揮を行う方法で計測した（Fig. II -3 参照）。各被検筋における MVC 時の EMG 測定の方法は以下に示す通りであった。

- 上腕二頭筋(BB)と上腕三頭筋(TB)：肩及び肘関節角度 90°で上腕を机上に置き、前腕は中間位で、肘屈曲もしくは伸展の最大等尺性筋力を発揮するよう、検者が前腕にレジスタンスを加えた。
- 腹直筋(RA)：膝を立てた仰臥位で肩甲骨まで上体を起こし、更に上体を起こそうとする力発揮方向に対してレジスタンスを加えた。

- 脊柱起立筋(ES)：伏臥位で両手を後頭部に添え、体幹を伸展（上体反らし）させようとする力に対し、肩部が挙上しないようレジスタンスを加えた。
- 大腿二頭筋(BF)：伏臥位で膝関節 90°の屈曲位（床から下腿を垂直に立てた状態）から更に膝を屈曲させる力発揮方向に対してレジスタンスを加え、最大等尺性筋力発揮をさせた。
- 前脛骨筋(TA)：脚力測定装置（Combi 社製 Anaeropress3500）の椅子に腰掛け、膝及び足関節 90°でフットプレートに足底をつけた状態で足甲に加えられるレジスタンスに対し、最大足背屈力を発揮してもらった。
- 大腿直筋(RF)とヒラメ筋(Sol)：膝伸展動作及び足底屈動作時の随意等尺性最大筋力の測定は等速性筋力測定装置（酒井医療機製 Biodex）およびウエイトスタック式カーフレイズトレーニングマシン（Cybex 社製）を用いて実施した。大腿直筋の MVC 発揮姿勢は、椅座位膝関節 90°で、シートベルトで体幹を背もたれにしっかり固定した。ヒラメ筋の MVC 発揮は、カーフレイズマシンを使って足関節 90°のポジションを保持できる負荷値を被検者ごとに課し、最大等尺性筋力発揮を行ってもらった。

MVC の発揮はいずれの筋についても一回 5 秒間を 2 回行い、筋放電量が一定水準に達した時点における 1 秒当たりの平均筋放電量が高かった方の試行を MVC 発揮時の EMG（EMGmax）として採用した。

F. 統計解析

基本的統計量は、平均値±標準偏差値により表した。男女及び各動作における各筋の活動水準の差は二元配置分散分析を用いて、同一動作における筋活動水準の男女差は対応のない t テストによりそれぞれ検定した。いずれの場合も有意水準は危険率 5%未満とした。

Ⅲ. 結果

A. 対象動作における身体各部の筋活動水準の比較

EMG 計測を行った日常生活動作において、上肢筋の活動水準は全体的に低く、

姿勢保持動作の中にはほとんど活動電位がみられないものもあった。そこで、上肢筋を除き、男女間と動作間とで筋活動水準について二元配置分散分析を行った結果、それぞれ有意な差が認められた。

同一動作における筋活動水準の平均値に男女で有意差がみられるものが多かったのは下肢の筋であり、前脛骨筋(TA)では 13 動作[片脚立ち:SL, 歩行(遅い、速い): Walk(s, f), ジョギング: Jog, 坂上り(遅い、普通、速い): SLU(s, n, f), 坂下り(遅い、速い): SLD(s, f), 階段昇り(速い): STU(f), 階段降り(遅い、普通、速い): STD(s, n, f)] の筋活動水準に男女差が認められた。その差は、すべて女性が男性より有意に高いというものだった。それゆえ、筋活動水準の対象動作間の比較は、男女別に行った。

各動作における各筋の活動水準(%EMGmax)の平均値と標準偏差を男女別に Fig. II -4-a,b,c,d に示した。なお、上肢及び体幹の筋群の%EMGmax のスケールは、下肢筋群のその 1/2 で表示している。男女とも、下腿(TA, Sol)、大腿(RF, BF)、体幹(RA, ES)、上肢(BB, TB)の順に、各動作における筋活動水準は高かった。各動作中の各筋の活動水準は、女性の速い速度での階段上り(STU(f))動作でのヒラメ筋(Sol)を除き、すべて 50%EMGmax 以内の水準であり、総じてあまり高くない傾向を示した。筋ごとの活動水準を見てみると、男女とも特に上腕二頭筋(BB)と腹直筋(RA)の活動水準が全動作とも低く、最大でも EMGmax の 10%に満たなかった。上腕三頭筋(TB)に関しても、手摺りを使った階段昇降(STU(sup)・STD(sup))と上肢で上体を支える中腰姿勢(HS(sup))の 3 動作以外では上腕二頭筋(BB)と同程度の低い活動水準にあった。脊柱起立筋(ES)の活動水準は上半身の筋の中では最も高かったが、女性の中腰姿勢(HS)で 20%EMGmax をやや越えた程度であり、他の動作では 20%EMGmax に達していなかった。大腿直筋(RF)と大腿二頭筋(BF)の活動水準は、男性の最大で 20%EMGmax 近く、女性では 20%EMGmax を越える動作があった。前脛骨筋(TA)の活動水準は、男性では階段昇り(速く)(STU(f))動作のみ 20%EMGmax を越えたにすぎないが、女性では全動作において上半身の筋に比べ高い水準に達し、5 動作[歩行(速い): Walk(f), ジョギング: Jog, 坂上り(速い): SLU(f), 坂下り(速い): SLD(f), 階段昇り(速い): STU(f)] が 20%EMGmax を越え、速い速度での階段昇り(STU(f))動作は 40%EMGmax 近くを示した。ヒラメ筋(Sol)は男女とも全動作で活動水準が最も

高く、速い速度での階段昇り (STU(f))動作は男性で 40%EMGmax、女性では 70%EMGmax を越えた。次に、同一筋内での動作ごとの活動水準を比較すると、上肢筋における上肢の支えを使う動作は別として、速い速度での‘階段昇り・降り (STU(f)・STD(f))’と‘坂上り・下り (SLU(f)・SLD(f))’、そして‘ジョギング (Jog)’が総じて、相対的に高い活動水準にあった。加えて、体幹の筋では‘立ち座り (Si&St)’、脊柱起立筋 (ES)と大腿直筋 (RF)では‘中腰 (HS)’と‘立ちしゃがみ (Sq&St)’の筋活動水準も相対的に高かった。前脛骨筋 (TA)では‘速い速度でのウォーキング (Walk(f))’が比較的高い活動水準値を示した。また、腹直筋 (RA)と大腿直筋 (RF)は、階段と坂の上り下り動作 (STU・STD・SLU・SLD)において昇り (上り)より降り (下り)動作の方が筋の活動水準が高いという特徴が認められた。

B. 異なる速度での体重移動動作における下肢の筋活動水準

上記のとおり、本研究で分析対象とした動作のほとんどが下肢の筋を動員する運動であり、中でも体重移動動作が相対的に高い筋活動水準を示した。そこで、平地、斜面、階段を異なる速度条件で移動した場合の筋活動水準を比較してみたものが Fig. II -5-a,b である。

普通速度でのウォーキング (Walk(n))をいわゆる自然歩行と考え、そのときの各筋の平均活動水準 (男女別)を1として、各体重移動動作における筋活動水準を相対的に示した。平地での移動 (Walk・Jog)、傾斜面上り下り (SLU・SLD)、階段の昇りと降り (STU・STD)とに動作の種類を分けてみると、すべて移動の速度が速まるほど筋活動水準は高くなる傾向にあった。しかし、階段や坂での動作のように上り (昇り)と下り (降り)がある場合、同じ速度条件でも上り (昇り)と下り (降り)とで筋活動水準には差がみられた。即ち、大腿二頭筋 (BF)、前脛骨筋 (TA)、ヒラメ筋 (Sol)では、上り (昇り)動作の方が下り (降り)動作時より筋活動水準が高く、逆に大腿直筋 (RF)においては、女性の速い速度条件の動作を除き、下り (降り)の方が上り (昇り)より同じ速度条件でも高い筋活動水準を示した。

Walk(n)の筋活動水準を下回った動作は、大腿直筋 (RF)では遅い速度でのウォーキングと坂上り (SLU(s))、それ以外の筋では共通して、遅い速度でのウォーキング (Walk(s))ならびに坂下り (SLD(s))、階段降り (STD(s))であった。下腿筋で

は更に、普通速度の坂下り(SLD(n))と階段降り(STD(n))でも Walk(n)以下の活動水準だった。それに対し、大腿直筋(RF)が速い速度での階段の昇り(STU(f))・降り(STD(f))で、大腿二頭筋(BF)が速い速度での階段昇り(STU(f))・降り(STD(f))と坂上り(SLU(f))ならびにジョギング(Jog)で、前脛骨筋(TA)とヒラメ筋(Sol)が速い速度での階段昇り(STU(f))、坂上り(SLU(f))で、それぞれ Walk(n)の水準を2～5倍上回る筋活動を示した。

IV. 考 察

若年層の男女を対象に、計27種類の動作について全身8ヶ所の筋の活動水準を評価したところ、総じて時間当たりの平均筋活動水準は低く、ヒラメ筋において一部40%EMGmaxを越える動作があったものの、ほとんどの動作は最大でも20～30%EMGmax程度であった。本研究と同一装置を用いて、日常生活での筋電図を長時間計測した Kern et al. (2001)の報告においても、筋放電が生じているときの平均筋活動水準は、大腿の筋(外側広筋および内側広筋)で17～18%EMGmax、上腕二頭筋で6%EMGmaxという低い水準であった。また、動作単位で筋活動水準の評価を試みている湯浅(2001)の報告の中で、本研究と共通する動作における大腿の筋(内側広筋)の平均活動水準をみても、本研究の男性の大腿直筋で得られた結果と近似していた。さらに、腹直筋の活動水準が10%EMGmax以内であった点も湯浅の報告と一致する。

Hettinger (1961)によると、日常生活での身体活動における筋力の発揮水準は20～30%EMGmax程度であり、筋力を向上させるには40%EMGmax以上の負荷強度によるトレーニングが必要であると指摘している。そこで、本研究で得られた各動作におけるEMGデータについて0.1秒ごとに平均積分値を算出し、その値が40%EMGmax以上に達した時間の合計値を1分当たりに換算したものがFig. II-6-a,bである。動作全般を通じて筋活動水準が低かった上肢と体幹の筋群は除き、下肢の4筋(RF・BF・TA・Sol)について示した。また、筋活動がほとんど観察されなかった仰臥位・座位・立位などの姿勢保持動作と手摺り使用の階段昇降動作も除外した。図に示されるように、男女で若干の差が存在するも

の、いずれの筋も速い速度での移動動作において、40%EMGmax 以上の筋活動水準を示す時間が多くなる傾向が認められる。例えば、速く階段を昇るとき(STU(f))、ヒラメ筋(Sol)は男性で動作遂行時間の 1/3 以上、女性で 1/2 以上の動作時間帯において、40%EMGmax 以上の筋活動水準に達していることがわかる。しかし、この図に示されている筋活動時間は、持続的ではなく間欠的な筋活動の合計時間である。したがって、図 II -6 の結果が、Hettinger の示す“40～50%EMGmax の負荷強度で 15～20 秒持続すると筋力向上の効果がある”というトレーニング条件を満たしうるものであるかどうかは疑問として残る。

日常生活の身体動作には、姿勢保持のようなスタティックな筋活動とダイナミック及び間欠的でバリスティックな筋活動が混在している。それゆえ、一連の動作では短縮性、等尺性、伸張性の筋活動が切り替わりながら、外力との関係で発揮筋力を調節している。筋放電量は筋張力と直線的な関係にある (Lippold, 1952, 松井ほか, 1969, Komi and Buskirk, 1972) とはいえ、その直線の傾きは、筋の長さ (関節角度) (Gordon, 1966) や短縮速度 (宮下ほか, 1969)、筋活動様式 (金子, 1970)、筋による速筋と遅筋の比率の違い (Lawrence and De Luca, 1983) などによって異なる。したがって、ここで示した筋放電量に基づく %EMGmax の水準が、筋力発揮レベルとしての %MVC を反映しているかどうかは定かではない。実際、発揮筋力が同一でも短縮性筋力発揮時より伸張性筋力発揮時のときの方が筋放電量は少ないこと (Bigland and Lippold, 1954) や、反動動作の EMG 振幅は EMGmax をはるかに越えること (Dietz et al., 1979, Bosco et al., 1982) が報告されている。本研究でも体重移動動作時の下肢筋における瞬時の筋放電量は EMGmax かそれを上回っており、一定姿勢での等尺性最大筋力発揮時の筋放電量が日常生活における筋活動水準の最大値を示していないことは明らかである。しかし、関節角度や動作速度、筋活動様式などがそれぞれ異なる動作の筋活動水準を比べるには、何らかの方法で測定値を規格化することが必要であり、測定条件を規定しやすい点で等尺性最大筋力発揮時の筋放電量を基準とすることは、それを可能にする一つの手段であると考えられる。また、短縮性活動による最大発揮筋力より等尺性活動による最大発揮筋力の方が 3 割ほど高く (金子, 1970)、伸張性筋力発揮時の筋放電量は短縮性筋活動時より少ない (Bigland and Lippold, 1954)。これらの点を考慮に入れると、等尺性最大筋

力発揮時の 40%以上の筋放電量に達する動作というのは、短縮性活動であれば最大能力の 52%以上、伸張性活動であればそれ以上の負荷強度に相当すると予想される。また、平均年齢 50 歳の女性を対象にした Kubo et al. (2003) の研究によれば、1 日約 50 回の膝屈伸動作をトレーニングとして 6 ヶ月間実施した場合に、等尺性膝伸展力は有意に増加したという。このような報告も考慮すると、本研究で測定対象とした‘立ち座り (Si&St)’あるいは‘立ちしゃがみ (Sq&St)’に加え、図 4 において、横軸のスケールがそれら 2 動作と同等かそれ以上となる動作(速い体重移動動作、特に勾配のある路面での移動動作)は、たとえ筋活動が持続的ではなく間欠的なものであっても、下肢筋群にその機能の維持・向上に有効な負荷を課し得ると考えられる。

また、本研究によって得られた興味深い知見として、1) 勾配のある路面での上り動作と下り動作とでは同じ速度条件でも筋活動水準に差がみられたこと、2) 男性より女性の方が同じ動作（主に体重移動動作）を行ったときの下肢筋の活動水準が高くなっていたことが挙げられる。前者に関しては、次のように説明されよう。すなわち、下肢筋の大部分は抗重力筋であることから、重力に抗して体重を持ち上げることになる上り動作で活発に活動するが、身体が加速していかないようブレーキをかけながら体重を支えなければならない下り動作では、着地時に体重を支えるはたらきをする大腿四頭筋や体幹を支持する腹直筋に大きな筋活動が生じると推察される。一方、後者の筋活動水準における性差については、筋力の絶対値あるいは体重に対する相対値における男女間の違いが関係していると考えられる。すなわち、一般に女性は男性に比較して体重当たりの筋力値が低く、その結果、同じ外的環境（一定の段差や斜面など）で自己の体重移動動作を遂行する際に、より高い水準での筋活動を必要とするのであろうと考えられる。日常生活の上・下肢の筋電図を 10 時間にわたり連続計測した Kern et al. (2001) の研究でも、女性の方が男性より筋活動量の各種評価指標において高い値を示す傾向がみられており、本研究の知見はそれを裏付けるものといえよう。ただし、本研究で取得した測定変数は、ある程度規定された日常動作における筋電図のみであるので、通常の日生活動作中の筋活動における性差については、筋力あるいは筋量に関するデータも含め、今後更なる検討が必要である。

ほとんどの国民が‘やや低い’生活強度の暮らしをしている現在（健康・栄養情報研究会, 2000）にあつて、日常生活の基本的な動作が、身体各部位の筋をどの程度活動させているのかを明らかにすることは、筋の量と機能を正常に保つために必要な身体活動の量と質を考察する上で重要である。その意味において、本研究の結果は、特に下肢筋群の日常生活での活動水準に関する基礎的な資料となるものであり、速歩やジョギングなどの速い体重移動動作や勾配のある路面（坂や階段）での速い上り下り動作は、下肢筋群の活動水準を高め、脚力の維持・向上に有効な運動刺激となり得ることを検証したものと見える。

V. 要 約

若年男女 12 名を対象として、携帯型表面筋電計を用い、日常生活の基本動作である姿勢保持・変換・移動動作計 27 種類について身体 8 部位から筋電図を導出し、各動作における筋ごとの活動水準を明らかにした。筋活動水準は、各動作で導出された筋電図の時間当たりの平均積分値 (mEMG) を各筋の等尺性筋活動による MVC 発揮時の筋電図積分値で標準化 (%EMGmax) して評価した。その結果、以下の知見が得られた。

- 対象動作における時間当たりの平均活動水準は、ヒラメ筋において一部 40%EMGmax を越える動作があったものの、総じて低く、20~30%EMGmax 程度だった。
- 動作間で各筋の活動水準を比較すると、速い速度での‘階段昇り・降り’及び‘坂の上り・下り’と‘ジョギング’が総じてどの筋でも相対的に高い活動水準を示し、坂や階段を急いで上る(昇る)と、下肢の筋には自然歩行時の 2~3 倍の負担がかかることが判明した。
- 体幹の筋では‘立ち座り’、脊柱起立筋と大腿直筋では‘中腰’と‘立ちしゃがみ’の活動水準も相対的に高かった。また、腹直筋と大腿直筋は、階段と坂の上り下り動作において‘昇り(上り)’より‘降り(下り)’動作の方が筋の活動水準が高いという特徴が認められた。
- 以上の結果は男女に共通するものであったが、筋活動水準の平均値は多くの動作で女性の方が有意に高く、同じ動作を行ったときの筋への負荷は女性の方が相対的に大きいと考えられた。
- 本研究の結果から、日常生活の中での速い体重移動動作、特に勾配のある路面での移動動作は、下肢筋群の筋機能の維持・向上に有効な運動刺激となり得るのではないかと推察された。

第3章

基本的日常生活動作中の体幹および下肢の筋活動水準の 男女差

Sex-related difference in the level of muscular activity of trunk and lower limb during basic daily living actions

Abstract

The aim of this study was to investigate the differences between male and female in the activity level of trunk and lower limb muscles during basic daily living actions. Six young adult male and six female subjects performed 14 daily life actions, i.e. postural maintenance and change, and body weight transfer actions. The surface EMG of six muscles of the trunk and the lower limb was recorded using a portable electromyography apparatus. Maximal EMG response (EMG_{max}) during isometric maximal voluntary contraction for each muscle was used to normalize the EMG signal. In the performed actions, the average activity level of each muscle corresponded to 20% EMG_{max} or less in male and 30% EMG_{max} or less in female subjects, though there were some actions which exceeded 40% EMG_{max} in the soleus muscle. As a result of 3-way ANOVA, significant effects for each of the 3 factors (action, muscle and sex) for muscular activity level were recognized and there were significant interactions among each pair of factors. The mean activity level of leg muscles in actions which support and transfer body weight was significantly higher in females than males. In the case of identical actions, the total time taken to reach a high muscular activity level was longer in females than males. From these results, it can be assumed that the load on the lower limb muscles is larger for females than males in the case of supporting and transferring body weight in daily life.

Key words:

portable surface electromyography apparatus, integrated-EMG, body weight transfer actions

I. 緒言

人の体力・運動能力あるいはエネルギー消費量には明らかな性差が認められる。一般に、男性は女性に比べて筋量が多く、発揮できる力やパワーの最大値およびエネルギーの総消費量も大きい。一方、スポーツ活動のように最大努力での力やパワーの発揮を必要とするものの少ない日常生活において、身体活動量に性差が存在するかどうかについては明らかではない。日常生活活動量に関しては、これまで、振子式歩数計や圧電センサー式のカロリーカウンター、加速度計などによる身体重心の移動回数の計測、心拍数の連続記録、ポジジョンセンサーによる身体移動量の測定のほか、アンケート調査や行動記録などによって評価されてきた（杉本，2000）。例えば、過去の国民栄養調査（健康・栄養情報研究会，1996，1999，2002）における一日の歩行数の平均値をみると、どの年代も男性の方が女性を400～1000歩ほど上回っている。しかし、この差が純粹に身体活動そのものにおける男女差を表しているのか、社会生活における性的役割分担の違いに由来しているものなのかは不明である。また、身体重心の移動距離や心拍応答は、全身的なエネルギー消費量や生理学的運動強度を評価する指標となるが、それらからどこの部位の筋がどの程度活動しているのかを知ることはできない。歩行時間や歩行距離が等しい場合でも、その間における身体各部の筋活動水準は、筋量や筋力に差のある男女間では異なっている可能性が考えられる。すなわち、体重当たりの筋量および筋力が少ない女性の方が、体重を支える下肢の筋群において高い活動水準に達しているのではないかと予想される。身体活動は筋活動を基盤として発現することを考えれば、日常生活活動量についても身体各部の筋活動水準に焦点を当てて評価すべきであろう。

かつては、筋電図(EMG)測定器が据え置き的大型装置であったために、日常生活動作のように姿勢変換や体重移動を伴う複雑な多関節運動時の身体各部の筋活動を明らかにすることは困難であったが、近年、携帯型の多チャンネル・長時間計測が可能な小型表面筋電計が開発されたことにより、10時間あるいは20時間に及ぶ日常生活でのEMGの連続記録が可能となった（Kern et al., 2001, 神崎ほか, 2001）。しかし、長時間のEMG連続記録では、歩数や心拍数の連続測定と同様に、個人の生活スタイルの違いを反映した結果となり、身体各部の筋

活動水準における性差を論じることは難しい。日常生活における筋活動水準に性差があるか否かを検討するためには、まず、日常生活を構成している基本的な動作を抽出し、それら個々の動作について身体各部の筋活動水準を比較する必要がある。市橋と吉田（1993）、湯浅たち（1999, 2001）は、いくつかの日常生活動作について個別に筋活動水準を評価しているが、性差については検討していない。一方、1km 歩行における膝伸展筋の筋活動水準の変化量（歩行開始時点から終了時点までの差）を男女で比較した貝谷たち（1999）の研究では、各筋の活動水準の変化量に性差は認められていない。しかし、ピッチを等しくした平地歩行時の下肢筋の筋活動水準には男女で差があったとする報告もある（西島, 2000）。いずれにしても、日常生活における種々の動作について、身体各部の筋活動水準における男女差を検討した例は存在しない。

そこで本研究は、基本的な日常生活動作である姿勢保持・変換および体重移動動作時の筋電図記録から身体各部の筋活動水準を定量評価し、そこに男女差が存在するか否かを明らかにすることを目的とした。

II. 方法

A. 被検者

被検者は、22～32歳の健常成人男女各6名ずつであった。全員が同大学同学部に所属する学生で、ほぼ同様の生活スタイルを有しており、日常の身体活動量に男女差はなかった。年齢、身長および体重の各平均値±標準偏差値は、男性が22.5±0.8歳、170.3±6.0cm および64.0±5.0kg、女性が26.0±4.3歳、160.8±3.5cm および49.8±2.9kgであった。被検者には、予め本研究の趣旨と内容を説明し、実験への協力に同意を得た。なお、本研究は所属施設における倫理委員会の承諾を得て行った。

B. 対象動作

本研究では、多種多様な日常生活動作のうち、あらゆる動作の基本となる姿勢の保持・変換動作及び移動動作をEMG計測の対象とした。姿勢保持動作は6

種類、姿勢変換動作は 2 種類、体重移動動作は 6 種類で、計 14 動作であった。Table.III-1 に各動作の説明を示した。

C. 筋電図計測方法

EMG の計測には、170×78×32mm、590g(含:バッテリーとケーブル)の小型軽量の携帯型表面筋電計 (Muscle Tester ME3000P8, Mega Electronics Ltd, Finland) を用いた。本器は、被検筋に 3ヶ所(1ヶ所はグランド電極兼プリアンプ)の表面電極 (直径 1.5cm のディスポーザブル型 Blue Sensor 電極) を装着し (電極間距離 1.5cm)、双極誘導により導出した EMG の信号を、プリアンプを介して 375 倍に増幅した後、バンドパスフィルター(8-500Hz)を通して AD 変換し、内臓のメモリーカード (4MB) に保存できる仕組みになっている。本研究では、サンプリング周波数 1,000Hz で EMG を導出し、メモリーカードに記録されたデータ信号は、その都度インターフェースを介してパーソナルコンピューター (PC) に転送・保存した。被検筋は、姿勢の保持・変換や体重移動を行う際に関与すると考えられる筋群から、腹直筋(rectus abdominis muscle; RA)、脊柱起立筋(erector spinae muscle; ES)、大腿直筋(rectus femoris muscle; RF)、大腿二頭筋長頭(biceps femoris muscle; BF)、前脛骨筋(tibialis anterior muscle; TA)、ヒラメ筋(soleus muscle; Sol)の計 6 筋を選定した。対象動作は片脚立ちを除きすべて左右対称の動きであったことから、電極貼付位置はすべて身体片側とし、Kern et al. (2001) の方法に倣い、非利き側 (左側) とした。片脚立ち動作については、被検筋側の脚を支持脚とした。

D. 筋電図の解析処理

PC に転送した EMG データは、専用ソフト(MegaWin ver.2.01)によって解析処理を行った。階段の昇降と坂道の上り下り以外の動作は、およそ 1 分間をデータ分析対象区間とし、各動作の開始時点と終了時点にマーカーを入れて区間を決めるときの目安とした。姿勢変換動作と体重移動動作は、同一動作を連続して繰り返しているため、下肢の筋に周期的な放電パターンが認められる。そこで、分析区間の開始時点と終了時点は、下肢筋の波形から動作周期を確認した上で決定した。階段昇降と坂道上り下り動作に関しては、階段数と斜面の距離

が限られているため、その距離を移動している時間全体を分析対象区間とした（階段昇降動作時間はおよそ 10 秒、坂上り下り動作時間はおよそ 30 秒）。したがって、今回 EMG 計測の対象とした動作の所要時間はすべて均一ではなく、活動筋の放電様相も、姿勢保持動作では持続的、姿勢変換動作では単発的、体重移動動作では周期的、といったようにパターンが異なる。それゆえ、各動作の筋活動水準を比較するためには、何らかの標準化が必要となる。そこで、各動作中の分析対象区間内の EMG データを全波整流して積分した後、単位時間当たりの平均積分値を求め、被検筋ごとに計測した等尺性最大随意筋力(MVC)発揮中の EMG 積分値 (EMGmax, 後述) により正規化(%EMGmax)して (沢井ほか, 2004)、筋活動水準の評価指標とした。但し、計測時に体幹筋 (特に腹直筋) の EMG への心電図の混入、あるいは EMG の基線へのノイズの上乗せが生じた場合に、筋放電量を過大評価してしまう恐れがあるので、仰臥位安静時の EMG を基準とし、各筋ともそれを下回る微小電位 (2%EMGmax 未満 (Kern et al., 2001)) は除外した。

さらに、各動作の EMG 分析区間全体における筋ごとの活動水準の変動範囲と水準別出現頻度をみるために、各動作中の EMG を全波整流した後、0.1 秒ごとに平均値を求め、同じく MVC 発揮中の EMG についても 0.1 秒ごとに平均したときのピーク値で除すことによって正規化し、活動水準(%EMGmax)別の出現率 (分析区間内に占める割合) を男女間で比較した。

E. MVC 発揮時の EMG 計測

MVC 発揮時の EMG (EMGmax) 測定は、基本的にはマニュアル方式で計測した。すなわち、検者が徒手で被検者の姿勢を固定し、力発揮方向に対して抵抗力 (レジスタンス) を加え、それに抗って被検者が等尺性の最大筋力 (breaking strength; 耐筋力) を発揮を行う方法で計測した。各被検筋における EMGmax 測定の方法は以下に示す通りであった。

- RA : 膝を立てた仰臥位で肩甲骨まで上体を起こし、更に上体を起こそうとする力発揮方向に対してレジスタンスを加え、EMGmax を測定した。
- ES : 伏臥位で両手を後頭部に添え、体幹を伸展 (上体反らし) させようとする力に対し、肩部が挙上しないようレジスタンスを加え、EMGmax

を測定した。

- **BF**：伏臥位で膝関節 90°の屈曲位（床から下腿を垂直に立てた状態）から更に膝を屈曲させる力発揮方向に対してレジスタンスを加え、**EMGmax**を測定した。
- **TA**：脚力測定装置（Combi 社製 Anaeropress3500）の椅子に腰掛け、膝及び足関節 90°でフットプレートに足底をつけた状態で足甲に加えられるレジスタンスに対し、最大足背屈力を発揮させて **EMGmax** を測定した。
- **RF** と **Sol**：大腿四頭筋と下腿三頭筋という太く強靱な多頭筋の一部であり、マニュアルで姿勢を固定することは困難であった。そこで、等速性筋力測定装置（酒井医療(株)製 Biodex）およびウエイトスタック式カーフレイズトレーニングマシン（Cybex 社製）を用いて姿勢を固定し、最大等尺性筋力発揮を行う方法を採用した。すなわち、**RF** の **MVC** 発揮は、椅座位膝関節 90°で、シートベルトで体幹を背もたれに固定した状態で行わせた。**Sol** の **MVC** 発揮は、カーフレイズマシンを使って足関節 90°のポジションを保持できる最大負荷を被検者ごとに課すことによって実施した。

MVC の発揮はいずれの筋についても一回 5 秒間を 2 回行い、筋放電量が一定水準に達した時点における 1 秒当たりの平均筋放電量が高かった方の試行を **EMGmax** として採用した。

F. 統計解析

対象動作のうち、全身の筋を弛緩させた状態での仰臥位姿勢保持動作を除く 13 動作について、動作の種類、**EMG** 計測部位、性別の 3 要因によって筋活動水準に差異が存在するかどうかについて 3 元配置の分散分析を行い、各要因の主効果及び交互作用を検定した。そして、有意性が認められた要因に関しては **LSD** 法により事後検定を行った。更に、対象動作ごとに部位別・性別によって筋活動水準に差があるか否か、部位ごとに動作の種類と性別によって筋活動水準に差があるか否かを、それぞれ 2 元配置の分散分析により検定した。そして、筋活動水準に性差が認められた部位については、どの動作で男女の平均値に有意差が認められるかを、対応のない **t-test** を用いて判定した。いずれの場合も有意

水準は危険率 5%未満とした。

Ⅲ. 結果

A. 男女別に見た各動作における体幹と下肢の筋活動様相と活動水準

男性群と女性群からそれぞれ一例ずつ、姿勢保持動作、姿勢変換動作、体重移動動作時における各被検筋の活動様相を Fig.Ⅲ-1-a,b に示す。

この図では EMG 信号を全波整流し、0.1 秒ごとに平均した値を%EMGmax に換算している。Fig.Ⅲ-1-a が男性のデータ、Fig.Ⅲ-1-b が女性のデータである。3 種類の動作のいずれにおいても、筋の活動様相に男女間で明らかな相違は観察されず、Half Squat では、ES と RF の持続的な放電と TA と Sol の相互補完的な放電、Squat & Stand では、すべての筋で単発的な動作を繰り返していることを示す比較的間隔の長い周期的な放電、単一動作の連続である Walking では、すべての筋においてかなり短いリズムでの周期的放電がみられた。

次に、対象動作における各筋の活動を量的に評価するために、単位時間あたりの平均活動水準を男女別に調べた結果が Fig.Ⅲ-2-a,b である。対象動作中の各筋の活動水準は、男女ともすべて 50%EMGmax 以内であった。筋別にみると、RA の活動水準はきわめて低く、最大でも 4.5%EMGmax (女性の Jogging) であった。ES は、女性の Half Squat で 20%EMGmax をやや越えた程度であり、他の動作ではそれ以下であった。RF と BF の活動水準は、男性の場合、最大で 20%EMGmax 近く、女性では 20%EMGmax を越える (いずれも Half Squat と Jogging) 動作が存在した。TA の活動水準は、男性では 20%EMGmax を越える動作がなく、女性では、Jogging と Up Stairs で 20%EMGmax 前後 (23.4%と 19.5%) を示した。男女とも Sol の活動水準は全動作のなかで最も高く、なかでも Up Stairs と Jogging の値は、男性でそれぞれ 30%EMGmax および 25%EMGmax、女性でそれぞれ 45%EMGmax および 44%EMGmax であった。

B. 単位時間当たりの平均値からみた筋活動水準の男女差

3元配置の分散分析を用いて、動作の種類、部位別、性別の3要因が%EMGmaxに与える効果について検定を行った。その結果、3要因すべてについて主効果が認められ、動作の種類と部位別、動作の種類と性別、部位別と性別の間にも有意な交互作用が検出された。事後検定の結果、Jogging、Up Stairsの動作で筋活動水準が相対的に高く、部位ではSol、TA、RF、ES、BF、RAの順で筋活動水準が高かった。そして、男女間では、女性の方が男性より有意に高い筋活動水準を示した。

次に、各動作別に筋活動水準における部位別と性別の効果について2元配置の分散分析によって検定したところ、SittingとFull Squatを除く11動作で有意な部位差が認められ、Sitting、Standing、Squat & Stand、Down Slopeを除く9動作において、有意な性差（すべて、女性>男性）が認められた。そして、被検筋ごとに活動水準に対する動作の種類と性別の効果を検定したところ、すべての被検筋で筋活動水準に対し動作の種類による主効果が認められた。性別による効果は下肢筋においてのみ認められた。

そこで下肢筋について、同一動作における活動水準の平均値を男女間で比較してみると、RFで1動作(Jogging)、TAで4動作(Standing on One Leg, Jogging, Up Slope, Down Stairs)、Solで3動作(Standing on One Leg, Up Slope, Jogging)において、女性の方が男性より有意に高い筋活動水準を示していることが判明した(Fig.III-2-a,b)。

C. 活動水準別度数分布から見た男女差

筋活動水準を単位時間当たりの平均値によって評価する方法は、たとえば動作全体を通じて、筋の活動が高い水準から低い水準にまで及んでいるのか、一定範囲の活動水準を持続しているのかを判別することができない。そこで、このような動作ごとの筋活動様相の質的な違いをみるために、時間当たりの平均筋活動水準に性差が認められた筋と動作について、EMG分析区間全体における活動水準別の出現頻度を調べた。Fig.III-3に、性差が顕著であったJogging試行のRF、Up Slope試行のTA、Standing on One Leg試行のSolの度数分布を示す。横軸は%EMGmax、縦軸は時間を表すが、動作によってEMG分析区間の時間が異なるため、縦軸は分析区間全体の時間に占める割合（男女それぞれの群の平

均値と標準偏差)を示した。いずれの動作も男性の筋活動は非常に低い水準に分布が集中し、女性の筋活動は男性より高い水準まで分布が及んでいた。

IV. 考 察

本研究では、若年男女を対象に、14種類の日常生活動作における体幹および下肢の6ヶ所の筋活動水準に対する動作の種類、被検筋、性別の効果の有無を検討した。その結果、3要因すべてに有意な効果と2要因間の交互作用が認められ、動作では体重移動動作、部位では下腿、そして性別では女性において、筋の活動水準が高いことが明らかとなった。筋別にみると、活動水準に性別の効果が認められたのは下肢の筋であり、各筋について同じ動作を行ったときの活動水準の平均値を男女間で比較すると、片脚立ちや体重移動動作において有意な男女差(女性>男性)が認められた。さらに、筋の活動水準を時間あたりの平均値だけでなく、EMG分析区間全体に占める活動水準の分布からみても、男性より女性の方が同じ動作を行ったときに、より高い活動水準に達する時間が多いことが判明した。

日常生活の上肢(非利き腕の第一背側骨間筋と上腕二頭筋)と下肢(内側広筋と外側広筋)の筋電図を10時間にわたり連続計測したKern et al. (2001)は、筋活動量の各種評価指標の平均値は総じて女性の方が男性より高い傾向を示し、上腕二頭筋の放電時間は女性が男性より有意に長かったことを報告している。しかし、彼らの結果において、下肢筋の活動量には統計的に有意な性差は認められていない。これは、彼らが分析対象としたのが個々の日常生活動作ではなく、長時間の連続した筋電波形であることによるところが大きいと考えられる。本研究では、日常生活の基本的な動作のうち、特に姿勢の保持・変換および体重移動といった下肢主体の動作一つ一つについて筋活動水準を評価したために、下肢筋の活動水準における性差が明確になったと推察される。

下肢筋の活動水準における性差を説明する要因として、まず考えられることは、下肢の筋量及び筋力の絶対値および体重あたりの相対値における男女差である。体重あるいは体組成からみて、全身的に筋量の多い男性の方が、力発揮

の際に有利なことは確かであり、筋の活動様式によらず、最大発揮張力の絶対値は男性の方が明らかに高い (Laubach, 1976)。その差は上肢より下肢において少ない (Wilmore, 1974, Laubach, 1976, Miller et al., 1993) もの、女性の下肢の等尺性最大筋力は男性の 60~80%程度である (Abe, et al., 2000b)。もっとも、自己の体重を支持・移動させる動作では、絶対的な筋力よりも体重に見合った筋力があるかどうか問題となる。しかし、体重あたりの筋力でみても、依然として女性の方が低く (Maughan, 1983, Miller et al., 1993)、単位断面積当たりの筋力でさえ膝関節屈曲・伸展によるそれは、女性が男性の 7 割程度であるという報告 (Kanehisa, 1994) も存在する。そこで、本研究の女性被検者の最大筋力も男性の 7 割程度だと仮定して、女性の筋活動水準の平均値に 0.7 を乗じてみると、姿勢変換・体重移動動作の多くで、男性の筋活動水準の平均値にかなり近い値となった。したがって、特に斜面や一定の高さの階段といった同一の外的環境で自己の体重を移動させる場合には、絶対的にも相対的にも最大筋力が低い女性の方が、高い水準での下肢の筋活動を要求されると考えられる。

本研究では、等尺性随意最大筋力発揮時の値を基準に各動作の筋放電量を %EMGmax として正規化した。MVC 発揮中に電気刺激を与えて運動単位の興奮水準を調べた研究結果によると、男女差は存在しない (Belanger and McComas, 1981, Rutherford, et al, 1986, Miller, et al., 1993)。したがって、本研究で観察された %EMGmax の性差は、同じ動作中の筋の活動レベルに性差があることを示すものであり、MVC 発揮中の筋活動水準における性差によるものではないと解釈できる。そして、筋放電量は筋張力と直線的な関係にある (Lippold, 1952, 松井, 1969, Komi and Buskirk, 1972) ことを考慮すれば、男女間の筋放電量の違いは最大筋力の差に由来すると推察される。但し、EMG と筋張力との関係は、筋の長さ (関節角度) (Gordon, et al., 1966) や短縮速度 (宮下たち, 1969)、筋活動様式 (金子, 1970)、筋による速筋と遅筋の比率の違い (Lawrence and De Luca, 1983) などによって変化する。しかし、筋形状 (筋束長、筋長/筋束長比、モーメントアームなど) (大場と安部, 1999, Abe, et al., 2000b) や筋線維組成 (Komi and Karlsson, 1978, Simoneau and Bouchard, 1989) に関しては個体差が大きく、これまでのところ明らかな性差は認められていない。また、短縮性筋力に対する伸張性筋力の比には性差が存在するものの、両活動様式における筋活動中の筋放

電量の比には性差は観察されていない (Seger and Thorstensson, 1994)。一方、四肢の長さにおける性差が、同じ動作を行う際の筋収縮速度や筋の発揮トルクに違いをもたらしている可能性がある。例えば、同じ斜度や段差を移動する場合、高く脚を持ち上げるために股関節の屈曲角度を大きくしたり地面を強く蹴ったりしなければならない。このように、四肢の短い女性の方が男性より相対的に大きく下肢を動かす必要が生じ、それが下肢の筋活動水準の性差を生む要因の一つとなっている可能性が考えられる。

本研究で計測したものは EMG のみであり、同じ動作中の下肢の筋活動水準に男女差が存在した理由については推論の域を出ない。この理由を明らかにするためには、今後、EMG に加えて被検者の筋力や筋量、あるいは動作中の関節角度やトルクも併せて測定し、検討する必要があるだろう。しかし、本研究により、基本的な日常生活動作である姿勢保持・姿勢変換および体重移動動作を遂行する際、女性の方が男性より下肢筋群において概して高い活動水準に達していることが明らかとなったことは、非常に興味深い知見といえよう。すなわち、一日の生活時間帯の中で、それぞれの動作が遂行されている頻度に男女間で差がないならば、女性の方が日常生活における下肢の筋活動量が多いと考えられるであろうし、逆に、基本動作を遂行する際の下肢筋の負担度が大きいために、女性の方が男性に比べて一日当たりの歩数や移動距離が少なくなる（活発に動かない）傾向を示しやすいとも考えられる。動作ごとの筋活動水準に加え、一日の中でその動作を遂行している合計時間ないし頻度について男女間で比較することも今後の課題といえよう。

ほとんどの国民が‘やや低い’生活強度の暮らしをしている現在（健康・栄養情報研究会, 2000）、日常生活の中で保証される身体各部（特に下肢）の筋活動水準を知った上で、筋機能を保持するために必要な身体活動の種類と量を、性・年齢別に明らかにしていくことは、高齢化の進行する日本社会において重要かつ急務であると考えられる。本研究の結果は、そのための一つの有益な基礎資料となり得るであろう。

V. 要 約

22～32歳の健常成人男女各6名を対象として、基本的な日常生活動作時の体幹および下肢の筋活動水準に男女差が存在するか否かを検討した。基本的な日常生活動作として、姿勢保持、姿勢変換、体重移動動作計14種類を選定し、RA、ES、RF、BF、TA、Solの6筋から、携帯型筋電計を用いて表面筋電図を導出した。筋活動水準は、各動作で導出された筋電図の時間当たりの平均積分値を、各筋の等尺性筋活動によるMVC発揮時の筋電図積分値で正規化して(%EMGmax)評価した。その結果、以下の知見が得られた。

- 姿勢保持、姿勢変換、体重移動動作のいずれにおいても、体幹および下肢の筋活動様相に男女間で明らかな相違は観察されなかった。
- 対象動作における各筋の平均活動水準は、Solを除いて男性では20%EMGmax以下、女性では30%EMGmax以下であり、男女ともに活動水準が最も低かった筋はRA、最も高かった筋はSolだった。
- 3元配置の分散分析を用いて、動作の種類、部位別、性別の3要因が筋活動水準(%EMGmax)に与える効果について検定を行った結果、3要因すべてについて主効果が認められ、動作の種類と部位別、動作の種類と性別、部位別と性別の間にも有意な交互作用が検出された。
- 事後検定の結果、動作では体重移動動作、部位では下腿、そして性別では女性において、筋の活動水準が高いことが明らかとなった。筋別にみると、活動水準に性別の効果が認められたのは下肢の筋であり、各筋について同じ動作を行ったときの活動水準の平均値を男女間で比較すると、片脚立ちや体重移動動作において有意な男女差(女性>男性)が認められた。
- 動作所要時間内の平均筋活動水準だけでなく、0.1秒ごとに%EMGmaxを算出したときの活動水準別度数分布からみても、男性より女性の方が同じ動作を行ったときに、より高い筋活動水準を示す時間が多いことが判明した。
- 本研究の結果から、日常生活での体重支持・移動動作時には、男性に比べて女性の方が、下肢の筋にかかる負担が相対的に大きくなっている可能性が示唆された。

第 4 章

基本的介護動作における身体各部の筋活動水準

The level of muscular activity of each body part during basic nursing actions

Abstract

The present study aims to describe the muscular activity level of each body part in 21 basic nursing actions and to compare them between two sets of techniques used for postural change, the ergonomic techniques introduced by Kamiya (1991) (A methods) and the conventional techniques (B methods). The subjects were seven young adult women with experience in nursing. In each of the 21 nursing actions, the surface EMGs from 16 different muscles were recorded using a portable electromyography apparatus. Maximal EMG response (EMG_{max}) during isometric maximal voluntary contraction for each muscle was used to normalize the EMG signal ($\%EMG_{max}$). In all 21 actions, the activity level of each muscle was 30% EMG_{max} or less. As a result of a repeated 2-way ANOVA in 12 postural change actions, significant effects for each of the 2 factors (action and muscle) for muscular activity level and these interaction were recognized. The muscles which indicated relative higher activity level were erector spinae, soleus, and biceps brachii, and in the actions of “sitting”, “lying”, and “half raise (B method)” the muscular activity level in each body part showed high values. Moreover, it was confirmed that some postural change methods which applied the theory of the body mechanics surely lowered the activity level in the arm and low back muscles in comparison with the conventional methods. The result of this study will be useful, in estimating physical fitness and technique necessary for the nursing person, in developing and improving of the nursing equipments, and in structuring exercise program for nursing staff.

Key word:

Nursing action, EMG, portable electromyography apparatus

I. 緒言

社会の急速な高齢化の進行に伴い、在宅介護・看護を必要とする人の数は確実に増加している。2000年から介護保険法が施行され、要介護と認定された高齢者に対しては、介護士や看護師、ヘルパーなどによる介護サービスを受けられる仕組みができたものの、要介護者の75%は居宅サービスを受けており(厚生労働省, 2004)、専門職者だけでなく家族も長期間にわたって介護に従事しなければならない状況が生じている。老年人口の増加と少子化とが相まって、多くの人が将来的にはいずれ、親はもちろん配偶者の介護も担わなければならない状況に置かれることが予想され、もはや介護は避けて通れない日常活動とされる時代が到来しつつある。

介護は、他者が本来自分で行っていた日常行為を援助するものであるから、体位変換をはじめ排泄や更衣の介助など、他者の身体を支えたり動かしたりする動作が多く、その遂行に当たっては介護する側に相当の身体的負担を強いることになる。その結果、介護者の多くが慢性的な疲労感や腰痛を訴えており、看護師の8~9割が腰痛を経験しているという報告(Chiou et al., 1994, Karahan and Bayraktar, 2004)もある。従来から看護学の分野では、患者の体位変換や移動援助を行うことは筋骨格系への負担、特に腰部への負担が大きい作業であることが指摘されており(Blue, 1996, Ulin et al., 1997, Owen, 2000, Menzel, 2004)、腰痛予防の観点から、力学的な法則(ボディメカニクス)を活用した援助技術が開発されている。そしてそれら援助技術の違い(野島ほか, 1992, 熊谷ほか, 1993, Ulin et al., 1997, 楊箸ほか, 1999, 柴田ほか, 2000, 香城と紙屋, 2001)やベッドの高さ(加藤, 2001, 伊丹ほか, 2002)、あるいは介護動作の習熟度(田畑ほか, 1990)による生体負担の差に関して、筋電図や心拍数、ビデオ解析、主観的評価などを指標として比較検討がなされている。しかし、それらは看護の技術論を検討することを目的としていることから、対象動作がきわめて限定されており、基本的な介護動作全般における介護者側の身体的負担度について定量的に明らかにしている報告は見あたらない。

腰背部など局所の負担や疲労がその部位の筋放電量から評価できることは、数多くの先行研究(Roy et al., 1997, Callaghan et al., 1998, Kankaanpaa et al., 1998,

Bonato et al., 2003, Elfving et al., 2003)が明らかにしている。また、筋放電量は筋張力と直線的な関係にある(Lippold, 1952, Matsui et al., 1969, Komi and Buskirk, 1972)ことが確認されており、ある動作遂行時における筋放電量を最大筋力発揮時の筋放電量で正規化すること(Kern et al., 2001, 沢井ほか, 2004)によって、その筋の活動水準および発揮された筋力水準を推測することができる。介護が日常的な行為となりつつある現在、基本的な介護動作が介護者にとってどの程度の筋活動を必要とするものなのかを明らかにすることは、増大する介護負担を軽減するための方策を考えていく上で重要であろう。

そこで本研究は、現在一般的に行われている家庭内介護の基本的な動作を幅広く対象として、身体各部の主要な筋から筋電図を導出し、介護動作遂行時における身体各部の筋活動水準を定量・評価することを目的とした。加えて、ベッド上での体位変換動作における技法の違いが介護者の筋活動を変え得るかどうかについても検討を行った。

II. 方法

A. 被検者および模擬患者

被検者は、日常業務として介護動作を行っている看護および介護の専門職従事者もしくは経験者(看護系大学教員、大学院生)の女性7名(年齢 25.7 ± 1.6 歳、身長 156.3 ± 4.8 cm、体重 48.8 ± 4.7 kg、臨床経験 3.9 ± 1.3 年)であった。模擬患者役は、22歳の男性1名(身長 173cm、61kg)に依頼した。患者は自力立位が困難な麻痺患者で全介助レベルである設定とした。被検者と模擬患者には、予め本研究の趣旨と内容を口頭および書面で説明し、実験協力への同意書に署名・捺印を得た。なお、本研究は所属機関における倫理委員会の承諾を得て行った。

B. 対象動作

家庭内で行われる基礎的な介護動作21種類を対象とした。すなわち、体位変換(1~2.横向き、3~4.横移動、5~6.上移動、7~8.起き上がり、9.仰臥位から端座位、10.端座位から仰臥位、11.車椅子への移乗、12.低い椅子への移乗)、13.

ギャジアップ（患者の上半身が起きるまで可動式ベッドのハンドルを回す）、14～15. 食事介助（椅座位と立位）、16.オムツ交換、17.シーツ交換、18～19.清拭と更衣介助（上半身と下半身）、20～21.寝間着交換（ベッド片側からと両側から）であった。ギャジアップとオムツ交換を除くすべての動作は、被検者の左側に患者の頭側がくるようにベッドに向かって立った(食事介助は椅子に座って行う試行もあり)姿勢から開始した。各動作の遂行に当たっては、介護者役の被検者の身長に対してベッドの高さが45%になるように、被検者ごとにベッドの高さを調節した。また、ベッド上の模擬患者役の位置が被検者間で不統一にならないよう、仰臥位になった模擬患者の頭部、体幹、上肢、下肢の位置関係と、ベッド上部及びベッドサイドまでの距離を、それぞれの動作ごとに規定した。Table.IV-1に各動作の説明を示す。このうちベッド上での体位変換4動作に関しては、介護現場でよく行われている方法のうち、力学的に介護者の身体的負担が少なくなるように(例えば患者の身体の向きを変えたり、起こしたりするときの回転モーメントを小さくするなど)ボディメカニクスの理論を活用して開発された技法(A法)(紙屋, 1991)と、ボディメカニクスを考えず慣習的に行われている技法(B法)の2種類を選定した。それらの動作の手順を以下に記す(Fig.IV-1-a,b,c 参照)。

○ 横向き(ベッド上で患者を仰臥位から右側臥位にさせる)

- ① 枕を手前に引く
- ② 患者の左腕を肘を曲げて胸の前に置く
- ③ 患者の左膝を曲げて立てる。

(A法)肩と膝に手を添え、膝→肩の順番に手前に回して右向きにさせる

(B法)肩と膝に手を添え、肩→膝の順番に手前に回して右向きにさせる

- ④ 患者の左腕をほどく
- ⑤ 下になっている肩と腰の位置を安楽な位置に直す

○ 横移動(ベッド上で患者を手前に引き寄せる)

- ① 枕をはずして手前に置く
- ② 患者の両腕を胸の上で組ませる
- ③ 患者の肩と腰の下に腕を入れて手前に引く

- (A法)足をベッドサイドに並行に広げ、膝をベッドサイドに押しつけて腰を下げながら(重心の下方移動を伴いながら)行う
- (B法)足をベッドサイドに対して前後に開いて、重心の前後移動を伴いながら行う
- ④ 患者の腰と膝の下に手を入れて手前に引く(A法、B法とも上記と同様)
- ⑤ 患者の両脚を手前に寄せる
- 上移動(ベッドの下方に寝ている患者をベッド上方に移動する)
- ① 枕をはずす
- (A法)患者の両腕を胸の上で組ませる
- ② 患者の両膝を曲げて立てる
- (A法)ベッドの右端上方に立ち、患者の肩を包むように左手を差し入れ、患者の右肘を支えてベッド上方(自分の立っている方向)に引き寄せる。(腰のひねりがない動作)
- (B法)ベッドサイドにベッドと並行に立ち、患者の肩を包むように左手を差し入れ、右腕は腰の下に入れる。患者には介護者の首に手を回して指を組んでもらう。患者をベッド上方へ移動する。(腰のひねりを伴う動作)
- 起き上がり(仰臥位の患者の上半身を起こす)
- (A法)①患者の右腕を体側から離し、脇を開ける、左腕は腹部に置く
- ②介護者の左腕を患者の左肩の下に入れる
- ③患者の右腕を介護者の右手で支える
- ④患者の上半身を手前に回旋させるようにして起こす
- (B法)①介護者の左腕を患者の右脇の下から左肩まで入れ、腕で頭を支える
- ②患者の両腕を介護者の首に回してもらう
- ③介護者の右腕を患者の背中に回す
- ④患者の上半身を腰を支点にして起こす

実験に先立って、被検者には対象動作をビデオ撮影した映像を郵送し、各動作の方法(立つ位置、ベッドからの距離、両足の幅、膝関節角度、患者を支える部位、重心の移動の仕方など)と手順を予め確認しておいてもらった。実験当日

には各動作の方法と手順を再度説明し、規定した通りの動作が滑らかに遂行できるまで十分練習してもらった後に、筋電図の計測を行った。各動作は最低2試行実施してもらい、同時に VTR 撮影を行って動作の妥当性と再現性を確認した上で、適切な動作だと判断された試行を、分析の対象とした。

C. 筋電図計測方法

EMG の計測には、様々な身体動作をできるだけ制約を受けない状態で遂行できるように、181×85×35mm、344g(含:バッテリーとケーブル)の小型軽量の携帯型表面筋電計(Muscle Tester ME6000T, Mega Electronics Ltd, Finland)を用いた。本器は (Fig.IV-2 参照)、被検筋に 3ヶ所(1ヶ所はグランド電極兼プリアンプ)の表面電極(直径 1.5cm のディスポーザル型 Blue Sensor 電極)を装着し(電極間距離 1.5cm)、双極誘導により導出した EMG の信号を、プリアンプを介して 375 倍に増幅した後、バンドパスフィルター(8-500Hz)を通して AD 変換し、内臓のメモリーカード(256MB)に保存できる仕組みになっている。本研究では、サンプリング周波数 1,000Hz で EMG を導出し、メモリーカードに記録されたデータ信号は、その都度インターフェースを介してパーソナルコンピュータ(PC)に転送・保存した。

被検筋は、上腕二頭筋短頭 (biceps brachii muscle; BB)、上腕三頭筋外側頭 (triceps brachii muscle; TB)、三角筋(deltoideus muscle; DM)、腹直筋(rectus abdominis muscle; RA)、脊柱起立筋(erector spinae muscle; ES)、大腿直筋(rectus femoris muscle; RF)、大腿二頭筋長頭(biceps femoris muscle; BF)、前脛骨筋(tibialis anterior muscle; TA)、ヒラメ筋(soleus muscle; Sol)の計 16 筋で、体肢の筋は両側、体幹の筋に関しては左側(腹直筋は臍の横、脊柱起立筋は腰背部)を計測部位とした。

D. 筋電図の解析処理

PC に転送した EMG データは、専用ソフト(MegaWin ver.2.01)によって解析処理を行った。今回 EMG 計測の対象とした動作の所要時間はすべて均一ではなく、活動筋の放電様相も単発的、持続的、間欠的な放電パターンが混在しており、一様ではない。そこで、各動作遂行時の EMG データを全波整流して計測時間で

積分した後、単位時間当たりの平均積分値を求め、被検筋ごとに計測した等尺性最大随意筋力(MVC)発揮中の EMG 積分値(EMGmax, 後述)により正規化(% EMGmax)して、筋活動水準の評価指標とした。

さらに、各動作の所要時間全体における筋ごとの活動水準の変動範囲と水準別出現頻度を調べるために、各動作中の EMG を全波整流した後、0.1 秒ごとに平均値を求め、同じ筋における MVC 発揮中の EMG の 0.1 秒平均値で除すことによって正規化し、活動水準(% EMGmax)別の出現率(動作所要時間に占める割合)を調べた。

E. MVC 発揮時の EMG 計測

MVC 発揮時の EMG(EMGmax)は、マニュアル方式で計測した。すなわち、検者が徒手で被検者の姿勢を固定し、力発揮方向に対して抵抗力を加え、それに抗して被検者が等尺性の最大筋力発揮を行う方法で計測した (Fig.IV-3 参照)。各被検筋における EMGmax 測定の方法は以下に示す通りであった。

- **BB** と **TB** : 肩及び肘関節角度 90°、前腕は中間位で上腕を台上に置き、肘関節を屈曲もしくは伸展させようとする力発揮方向に対して、検者が前腕に抵抗を加え、EMGmax を測定した。
- **DM** : 肘関節伸展位で上肢を肩関節 90°前方屈曲した状態から、更に上肢を挙上させようとする力発揮方向に対して上肢に抵抗を加え、EMGmax を測定した。
- **RA** : 膝関節 90°屈曲位での仰臥位で肩甲骨まで上体を起こし、更に上体を起こそうとする力発揮方向に対して抵抗を加え、EMGmax を測定した。その際、下肢が固定されるよう、補助者が足関節を支持した。
- **ES** : 伏臥位で両手を後頭部に添え、体幹を伸展(上体反らし)させようとする力に対し、肩部が挙上しないよう抵抗を加え、EMGmax を測定した。
- **RF** : ベッド端に股関節及び膝関節 90°屈曲位で腰掛け(足部は離地状態)、膝関節を伸展させる力発揮方向に対して下腿に抵抗を加えて EMGmax を測定した。その際、体幹が動かないよう、補助者が背面から体幹を支持した。
- **BF** : 伏臥位で股関節 0°、膝関節 90°の屈曲位(床から下腿を垂直に立てた状

態)から更に膝関節を屈曲させる力発揮方向に対して下腿に抵抗を加え、EMGmax を測定した。

- TA：膝関節角度 90°屈曲位、足関節 0°背屈位で床に長座し、足甲に加えられる抵抗に対し、最大足背屈力を発揮させて EMGmax を測定した。
- Sol：壁に向かって両手をつき、わずかに踵を浮かせた立位姿勢から更にカーブレイズを行おうとする際に、両肩を押さえて抵抗を加え、EMGmax を測定した。

MVC の発揮はいずれの筋についても 1 回 5 秒間、十分な休息(2 分以上)をはさんで 2 回行い、筋放電量が最大に達した時点における 1 秒当たりの平均筋放電量が高かった方の値を EMGmax として採用した。

F. 統計解析

対象とした 21 動作における各筋の活動水準については、平均値と標準偏差を求めた。そのうち全身の筋活動水準が相対的に高く、従来から介護者の身体的負担が指摘されている(Blue, 1996, Ulin et al., 1997, Owen, 2000, Menzel, 2004)体位変換動作に関しては、反復測定 of 2 元配置の分散分析(12 動作×16 筋)を用いて、動作の種類と筋の種類が対象動作における各筋の活動水準に与える主効果及び両要因の交互作用について検定した。そして、有意性が認められた要因に関しては、Bonferroni の事後検定を行った。いずれも危険率 5%未満を統計的有意水準とした。

Ⅲ. 結果

A. 対象動作における身体各部の筋活動水準

対象動作における各筋の時間当たりの筋活動水準(% EMGmax)の平均値と標準偏差を求めた結果を Table.IV-2-a,b に示す。各筋の平均活動水準はすべての動作で 30% EMGmax 以下であった。全動作を通じて活動水準が相対的に高かった筋は ES (平均 21.1% EMGmax) で、最も活動水準が低かった RA はどの動作でも 5% EMGmax 未満であった。体位変換動作では、多くの被検筋が 20% EMGmax

以上の活動水準を示すときがあったが、体位変換動作以外の介護動作時における各筋の活動水準は、ギャッジアップの時の TB(R) と、「オムツ交換」と「清拭と更衣」時の ES を除いて 20% EMGmax 以上に達することはなく、下肢の筋活動水準は平均すると 10% EMGmax にも満たなかった。

そこで、被検筋の活動水準が相対的に高く、従来から介護者の身体的負担が指摘されている体位変換動作に関して繰り返しのある 2 元配置の分散分析を行ったところ、動作の種類と筋の種類との 2 要因ともに % EMGmax に主効果が認められ、両要因間に有意な交互作用が検出された。% EMGmax が最も高かった筋は ES(23.3%)で、次いで Sol(R 20.0%)、BB(R 19.9%, L 18.0%)であり、活動水準が低かった筋は RA(3.2%)と RF(L 7.5%, R 7.6%)であった(括弧内の数値は全動作の平均値、R は右側、L は左側を示す)。動作の種類では、「長座位から端座位にする」(17.3%)、「端座位から仰臥位にする」(17.2%)、「起き上がり(B法)」(15.7%)の順に% EMGmax が高く、「横向き(A法 10.9%, B法 10.7%)」と「起き上がり(A法)」(11.9%)の% EMGmax が相対的に低かった。事後検定によって、筋の種類と動作の種類それぞれの要因別に、% EMGmax の比較を行った結果を Table. IV-3 と IV-4 に示す。更に、筋ごとに対象動作における活動水準をみると(Fig.IV-4-a,b)、ES では 12 動作中 9 動作、BB(R)では 6 動作、BB(L)では 5 動作、DM(L)では 4 動作、TB (R)では 2 動作、DM(R)では 1 動作において 20% EMGmax 以上を示した。「端座位から仰臥位にする」、「長座位から端座位にする」、「起き上がり(B法)」は、ES と BB、DM(L)が共通して 20% EMGmax を上回った動作であった。一方、下肢の筋で 20% EMGmax 以上の活動水準に達した動作は、Sol(R)で 6 動作、RF(L, R)と TA(L)でそれぞれ 1 動作であり、4 筋とも「低い椅子に座らせる」動作において最も高い活動水準を示した。

B. 異なる技法を用いた体位変換動作時の筋活動水準比較

Bonferroni 検定の結果、異なる技法による体位変換動作間で% EMGmax に有意差が認められたのは、「上移動」と「起き上がり」動作であった。いずれもボディメカニクスを考慮していないB法の方が有意に高い筋活動水準を示した。

「上移動」動作で技法によって% EMGmax に有意差が認められた筋は、左右の BB と右の TB であった。「起き上がり」動作で技法によって% EMGmax に有意

差が認められた筋は、ES と右側の BB、TB、DM であった(Fig.IV-5)。

ところで、筋活動水準を単位時間当たりの平均値によって評価する方法は、たとえば動作全体を通じて筋の活動が高い水準から低い水準にまで及んでいるのか、一定範囲の活動水準を持続しているのかを判別することができない。そこで、動作ごとの筋活動様相の質的な違いをみるために、時間当たりの平均筋活動水準に技法間で差が認められた筋と動作について、EMG 分析区間全体における活動水準別の出現頻度を調べた。その結果を Fig.IV-6-a,b に示す。いずれの筋においても、ボディメカニクスを考慮して開発された A 法を用いたときの方が、筋活動は非常に低い水準(5% EMGmax 以下)に分布が集中し、慣習法として使われている B 法を用いたときの筋活動は、高い水準(40% EMGmax 以上)まで分布が及んでいた。

IV. 考 察

本研究は、体位変換、食事・更衣の介助、清拭、オムツ交換、シーツ交換など、介護の現場で日常的に行われている種々の動作を抽出し、それらを実施する際に介護者側の生体にかかる負担度を、単位時間当たりの平均筋活動水準という指標を用いて定量的に評価することを試みた。その結果、すべての対象動作を通じて活動水準が相対的に高かった筋は脊柱起立筋であり、「端座から仰臥位にする」動作ではほぼ 30% EMGmax に達していることが分かった。我々はすでに、本研究とほぼ同じ年齢層の女性を対象として、同様の手法を用いて姿勢保持・姿勢変換・体重移動といった基本的日常生活動作における身体各部の筋活動水準を明らかにしている(沢井ほか, 2004)が、それによると脊柱起立筋の活動水準が 20% EMGmax を超える日常生活動作は中腰姿勢(21.2% EMGmax)のみであった。さらに、「横向き」と「上移動 (A 法)」以外の 3, 4, 6~10 の体位変換動作では、介護者が患者の身体を持ち上げて動かすため、上肢の平均筋活動水準も 20% EMGmax を超えており、0.1 秒ごとの平均筋電図積分値を % EMGmax に換算してみると (Fig.IV-6)、BB や DM の活動水準が EMGmax 近くに達する瞬間も存在した。一方、車椅子や低い椅子に患者を移乗する動作(11, 12)では、

RFの活動が全動作の中で最も高い水準を示し、低い椅子への移乗動作においては下腿の筋活動水準も相対的に高かった。これは、介護者が患者の身体を抱えたままゆっくりスクワット動作を行うためであり、低く腰を下げるほど足関節の背屈角度が大きくなるとともに踵が浮くので、下腿の筋活動水準も高まるのであろう。

体位変換動作以外の介護動作中の身体各部の筋活動水準が、利き手でハンドルを大きく回す「ギヤジアップ」時のTB (R) と、前屈みで作業する「オムツ交換」と「清拭と更衣」時のESを除いて低かったのは、患者の体重負荷がかからないことと、上肢の細かい作業が多く下肢関節を大きく動かすことがないことによると考えられる。また、シーツ交換のように、姿勢変化が多くベッドサイドを大きく移動する動作であっても、全体の所要時間が長く（平均4分程度）、筋活動が間欠的である場合、時間当たりの平均筋活動水準にするとあまり高い値にはならないということもある。その意味で考えると、動作所要時間が平均40秒以上である上に、時間当たりのESの筋活動水準も高い車椅子への移乗動作は、腰背部の疲労や障害を招く可能性が高い動作であると推察される。

一方、介護動作における下肢筋の活動水準を日常生活動作と比較してみると、普通あるいはゆっくりの速度での歩行や坂の上り下り動作と同等であり、階段登りや速い移動動作時ほどの活動水準(30% EMGmax 以上)には達していなかった。したがって、他者の日常行為を援助する介護動作は、自立している人が日常生活で自分の体重を動かすときと比べて、下肢の筋に対してはあまり大きな力発揮を要求しないが、腰背部の筋には常に中腰姿勢を保っているような力発揮を必要とし、特に体位変換動作は、上肢筋に一時的に大きな力発揮を強いるものであるといえる。体位変換は、看護者が日常業務の中でも最も頻繁に行う援助行為であり、褥瘡予防のために教科書には2時間ごとに行うと記載されているが、それでは遅く、最大でも90分以内に体位変換をする必要があると指摘されている(結城と水戸, 2001)。すなわち、時間当たりの筋活動水準が大きい体位変換動作は実施頻度も多く、しかも一般に男性に比べて筋力(特に上肢筋力)の劣る女性(Wilmore, 1974, Laubach, 1976, Miller et al., 1993)の方が介護に従事する割合が多い現状を考えると、体位変換動作は女性の介護者にとって、少なからぬ生体負担を被る動作であるといえよう。

さらに、介護の現場で実践されている体位変換動作のうち、ベッド上で患者を上方に移動するときと上半身を起こすときには、技法の違いによって腰背部と上肢の筋活動水準には有意な差が生じることが確認された。横向きにするときとベッドの横方向に移動するときには技法による差がみられなかった理由としては、横向きにするときは患者の身体を持ち上げる必要がないので技法によらずあまり力発揮を要しないこと、ベッドの横方向への移動は患者の上半身と下半身をずらして移動させることができる上に移動距離も短いので、技法による差が大きく現れないことが考えられる。それに対し、「上移動」「起き上がり」動作は、患者の体重の大部分を持ち上げて大きく位置移動させなければならないため、動作様式の違いが力の効率に大きく関係するのであろう。すなわち、「上移動」におけるA法は、予め介護者が患者を移動させたい方向に立ち、自分の方へ患者を引き寄せる動作なので、上肢だけでなく自分の体重や背部及び下肢筋力も動員することができるのに対し、B法は介護者が患者の横に立って両手で患者の身体を支え、上半身をひねりながら患者を横に運ぶ動作なので、専ら上肢の筋力に依存することになり、上肢筋の活動水準が高くなると考えられる。また、「起き上がり」のA法は、患者の右肘を介護者が右手で抑えて支点とし、左手で患者の上半身を自分の方に回旋させて起こすという方法で、患者の上半身を横から両腕で支えて腰を支点に起こすB法より回転モーメントが小さくなり、上肢、特に右腕と腰部の筋活動が少なくてすむと推察される。ボディメカニクスを考慮して介護者の身体的負担が少なくなるように開発された技法を用いたときの方が、そのような考慮がなされていない従来からの技法を用いたときより、上肢や腰背部の筋活動量が少ないという結果は、先行研究ですでに明らかにされている(熊谷ほか, 1993, 楊箸ほか, 1999, 柴田ほか, 2000, 香城ほか, 2001)が、本研究では筋の活動量を% EMGmax という相対的な尺度で示すことによって、技法の違いが特定部位の筋活動をどの程度変化させ得るのかを明確にすることができた。例えば、ベッドで寝ている患者の上半身を起こす時、ボディメカニクスを考慮しない方法で行うと右の上腕二頭筋は最大筋力発揮時の26%の筋活動を必要とされるが、ボディメカニクスを考慮した技法を用いれば10%に満たない筋活動ですむので、負担がかなり少なくなるといった説明が可能である。介護者が患者より体格が大きく体力もあるなら、技法を選ばず楽

に体位変換をすることができるかもしれないが、身体の大きい夫を小柄な妻が介護するような場合や、体力の低下した高齢者が配偶者を介護しなければならない老々介護などの場面では、こういった介護者側の生体負担をできるだけ軽減する技法の活用が必要である。また、介護者にとって上肢や腰背部の筋活動が大きい動作がわかったことで、補助者や補助具を活用するという選択を行うこともできるだろう。

もちろん、本研究で用いた単位時間当たりの平均筋活動水準という指標だけで、腰背部など局所の負担や疲労をすべて説明できるものではなく、腰部の疾患発生には、腰部のモーメント、腰椎椎間板の圧力、脊椎の剪断力などの生体工学的要因(Herrin et al., 1986, Marras et al., 1995, Norman et al., 1998)のほか、仕事に対する満足度のような心理社会的要因(Bigos et al., 1986, 1991, Marras 1993)も関係しているとされている。一方、ボディメカニクスの知識と技術を身につけても介護者の腰部障害を予防するには不十分だという指摘(Nevada-RNformation, 2003)もあり、介護・看護の専門職者には現場で課せられる生体負担に耐えられるだけの体力レベルを備えていることも求められよう。Nicolaisen と Jorensen(1985)、Alaranta et al. (1994)は、横断的研究により、腰部異常を来した労働者は体幹の伸展持久力が低下していることを報告している。また、腰部損傷発生率の減少(Cady, et al., 1979)や腰部損傷患者の治療(Juker et al., 1998)に有酸素運動が役立つことは、以前から指摘されている。実際、看護師の身体疲労や腰痛予防のためには有酸素性運動、ストレッチング、筋力トレーニングが勧められており、専門書の中でその方法論が具体的に紹介されている(Blue, 1996, McGill, 2005)が、その実施効果については検証されているわけではない。本研究の結果は、このような介護者向けの運動プログラムの種目や強度の指針を考えていく際にも役立つであろう。

V. 要 約

本研究の目的は、基本的な家庭内介護動作遂行時における身体各部の筋活動水準を定量・評価すること、ならびにベッド上での体位変換動作における技法の違いが介護者の筋活動を変え得るかどうかを検討することであった。被検者は看護・介護職経験者7名(平均年齢 26.0±1.7 歳)で、対象動作は21種類であった。このうちベッド上での体位変換4動作に関しては、介護現場でよく行われている方法のうち、力学的に介護者の身体的負担が少なくなるようにボディメカニクスの理論を活用して開発された技法(A法)と、ボディメカニクスを考えず慣習的に行われている技法(B法)の2種類を選定した。小型筋電計を用いて身体16ヶ所から表面筋電図(EMG)を導出し、各動作で導出されたEMGの時間当たりの平均積分値を、各筋の等尺性筋活動によるMVC発揮時のEMG積分値で正規化して(%EMGmax)、筋活動水準を評価した。その結果、介護動作では下肢の筋より上肢と腰背部の筋の活動水準が高いこと、特に体位変換動作時における腰背部と上肢の筋活動水準が相対的に高いことが判明した。%EMGmaxが最も高かった筋は脊柱起立筋で、次いでヒラメ筋、上腕二頭筋であり、動作では、「長座位から端座位にする」、「端座位から仰臥位にする」、「起きあがり(B法)」の順であった。そして、体位変換動作のうち「上移動」と「起きあがり」動作において、技法の違いによって%EMGmaxに有意差が認められ、ボディメカニクスの理論を活用した技法を用いた方が上肢や腰背部の負担を軽減できることが定量的に検証された。

本研究の結果から、腰痛をはじめとする介護者の筋骨格系の障害を防ぐためには、以下の配慮が必要であることが示唆された。

- 患者の身体を持ち上げたり移動したりする際は、ボディメカニクスを考慮し、介護者側の生体負担をできるだけ軽減する技法を活用する。
- 体位変換動作時に必要な腰背部と上腕部の筋力強化を図る。
- 移乗の援助がある場合は下肢筋群の強化も行う。
- 生体負担の大きい介護動作は、補助者や補助具の活用も考える。
- 以上の知識と技術、体力獲得のための介護者向け健康教育や研修を行う。

第5章

総括論議

I. 基本的な日常生活動作の筋活動水準からみた現代生活における身体活動の工夫

本研究で対象とした基本的な日常生活動作における体肢及び体幹の筋の活動水準(%EMGmax)の平均値を5%刻みで分類し、表V-1-a,bに示した。表V-1-aは日常生活動作に関する男性の平均値、表V-1-bは女性の平均値に基づいたものである。男女とも上肢筋と腹筋の活動は動作全般において低い水準に偏っており、背筋と下肢筋の活動はそれらの筋より高い水準に及ぶ動作が多いこと、動作の種類でみると姿勢保持動作の筋活動水準は低く、体重移動動作では高い水準に達していること、男性より女性の方が高い筋活動水準を示す動作が多いことが分かる。

上肢の筋の活動水準は、手すりをつかまっただの階段昇降や手で支持する中腰を除いて男女とも5%未満で、極めて低い活動水準である。これは、対象動作が姿勢の保持・変換、移動という下肢主体の運動で、上肢の力発揮を必要としないものであったことによるものであろうが、成人男女各7名を対象に、10時間の日常生活の上肢と下肢のEMGを連続記録したKern et al. (2001)の報告でも、上腕二頭筋の平均筋活動水準は男性5%、女性6%と低かった。そして、筋放電時間(記録時間全体に占める割合)は、大腿四頭筋の2倍近かった(上腕二頭筋放電時間;男性14%、女性23%、大腿四頭筋放電時間;男性8~9%、女性12~13%)ことから、現代人の日常生活で上肢の筋は下肢の筋より頻繁に活動してはいるものの、大きな筋力発揮が強いられる場面は非常に少ないと考えられる。

体幹の筋に関しては、腹筋は日常生活動作ではほとんど活動していないといえる。背筋も姿勢変換や体重移動で10%余り、中腰姿勢のときに20%前後の活動水準に達する程度である。

下肢の筋活動水準は、女性では多くの移動動作で下腿の筋活動水準が30%を超えることがあるが、男性の場合、速い階段登りのヒラメ筋以外、平均30%以内の活動水準にとどまっている。

本研究の結果から、現代日本人の日常生活における身体活動における筋の活動水準は、概ね20~30%EMGmax以内であることが明らかとなった。これは、アイ

ソメトリックトレーニングの強度指針としてのHettinger (1961) の指摘の妥当性を裏付けるものである。さらにまた、エネルギー消費量からみた日常生活における身体活動の強度も、 $20\sim 40\% \dot{V}O_{2max}$ (Ekblom and Gjessing, 1968) ないし $30\sim 40\% \dot{V}O_{2max}$ 程度 (加賀谷と加賀谷, 1983) であり、筋活動水準とほぼ一致しているという事実は興味深い。つまり、現代人の日常生活活動は、呼吸循環系も筋系も最大能力の 1/3 程度までしか賦活させていないということである。

したがって、トレーニングにおけるオーバーロードの原則から言えば、日常生活を無理なく遂行できる筋力を維持するには最低 $20\sim 30\% EMG_{max}$ 、余裕を持って遂行できるだけの筋力向上を目指すなら $40\% EMG_{max}$ を超える筋活動水準 (時間当たりの平均値) に達するような身体活動・運動を一定時間、定期的に行う必要があるだろう。

表 V-2 は、本研究で対象とした動作に相当する活動の Mets を、健康づくりのための運動基準 2006 に示されている数表から取り出したものである。運動基準では健康づくりのために週 $23Mets \cdot 時$ の活発な身体活動を実施することを推奨しており、活発な身体活動とは $3Mets$ 以上の身体活動を指している。本研究で対象とした日常生活動作でみると、普通以上の速度での歩行および走行 (ジョギング)、階段昇降がそのレベルに相当する。このことから、通常の平地歩行や階段降りでも生活習慣病の予防には適当な身体活動になり得るが、下肢の筋機能を十分備えておくためには、日常生活の中で速い体重移動、特に勾配のある路面 (坂や階段) での移動を積極的に行う必要があるといえる。しかしながら、NHK による日本人の生活時間の調査結果 (NHK 放送文化研究所, 2005) によると、 $20\sim 50$ 歳代の成人の生活行動内容のうち、速い平地移動や勾配のある路面での移動ができそうな時は、通勤と家事、レジャー活動のうちのスポーツ、行楽・散策くらいである (表 V-3)。これらの活動に費やしている平均時間を単純に加算すると、男性は約 2 時間、女性は家事労働が多いため 5.5 時間となるが、そのうち長い距離や斜面の移動を行う時間は 1~2 割程度と考えると、男性では 30 分以下、女性ではおよそ 30 分~1 時間となる。そうなると、筋の活動水準からも活動時間からも、日常生活動作だけで筋機能を保とうという考え方は、男性より女性において多少は有効かもしれないが、平均的な生活スタイルの日本人が筋機能を保持するためには、通常の日常生活活動に加えて、全力発

揮を伴うスポーツや筋力トレーニングのような強い筋活動をあえて行うことが必要なのではないかと推察される。

II. 日常生活動作との比較による介護動作の筋活動水準

表 V-4 は、基本的な介護動作における体肢及び体幹の筋の活動水準の平均値を 5% 刻みで分類したものである。

日常生活動作においては上肢筋の活動水準は極めて低かった。これに対し、介護動作においては食事介助時の TB 以外すべて 5% 以上で、一部の体位変換動作では 25~30% に達していた。このことは、機械化が進み、家庭でも職場でも自己以外の重量物を持ち上げたり運搬したりする必要性がほとんどなくなった現代人にとって、他者の体重を支え動かさねばならない介護動作は、日常生活の中で上肢の筋活動を最も高い水準に引き上げるものになり得ることを示している。

腹筋に関しては、日常生活動作と同様、介護動作においても活動水準は非常に低かったが、背筋の活動は介護動作では 25~30% に及ぶ場合があった。20~60 歳代の座業職に従事している女性 23 名の日常生活での脊柱筋群の活動を 10 時間以上連続測定した Mork と Westgaard (2005) の研究によれば、脊柱筋群が放電している時間は全体の 40~50% を占めていたが、平均筋活動水準は 4~5% に過ぎなかった。つまり、体幹の背面、特に腰背部の筋は、座業中心の日常生活では大きな力発揮は必要とされないが、支えのない状態で姿勢を保持したり、脊柱の大きな屈曲（前屈み）や伸展を行ったりするときに高い活動水準に達するため、それまで座業中心だった人が、腰背部の筋の活動水準・活動頻度共に高い介護動作（体位変換や移乗）を日常的に行う必要に迫られたとき、腰部の疲労や障害を招く危険性が高いと考えられる。特に小柄な女性や高齢者が自分より大きな体格の患者の介護を行う場合、腰部負担を軽減するための技法や補助者・補助具の活用を考える必要があるだろう。

下肢の筋活動水準については、介護動作では 30% を超えるものはなかったものの、移乗動作のときに比較的下肢の活動水準は高くなっていた。男性より女

性の方が、基本的日常生活動作中の下肢筋群にかかる負担が相対的に大きいということに加えて、介護に従事する者の割合も男性に比べて女性の方が多いことを考えると、現代の日本人の筋機能の保持に向けたアプローチにも性差を加味する必要があるといえよう。

エネルギー消費量からみると 4Mets に相当する介護の作業（表 V-2）は、歩行のように筋機能保持のためのトレーニング手段になり得るものではなく、むしろ作業従事者にとって過度の生体負担（特に腰部や肩腕部において）になりかねない労働作業である。しかも介護が日常的行為になる日は予期せず訪れる場合が多いので、これからの超高齢社会に生きる人々にとって、将来の介護負担に備えて日頃から筋機能を高めておくことは重要課題ともいえる。

Ⅲ. 結 論

本研究は、現代日本人にとって必要な筋機能を考えるという視点で、近年開発された携帯型の多チャンネル・長時間計測が可能な小型表面筋電計を用いて、基本的な日常生活動作（姿勢保持、姿勢変換、体重移動）および介護動作における身体各部の筋活動水準の定量評価を行った。その結果をまとめたものが、図V-1と図V-2である。図V-1は日常生活動作について、図V-2は介護動作について、部位（筋群）別、動作の種類別に、平均筋活動水準の範囲を示している。

この図から明らかなように、日常生活動作における筋活動水準は、動作によっても筋によっても大きな差異が見られた。上肢の筋活動はいずれの動作においてもわずかなものであり（5%未満）、体幹や下肢の抗重力筋などは、速い移動動作での下腿以外は30%以下の活動水準であった。これまでの研究結果によると、筋力アップのためには最大筋力の30%以上の強度の条件が必要であるとされている。したがって、本研究の結果は、平均的な生活スタイルの日本人の場合、日常生活活動の範囲では、ほとんどの部位の筋機能の向上は期待できないことを示している。

一方、介護動作においては上肢や腰背部の筋が30%近い活動を必要とする動作（ベッド上での体位変換や車椅子への移乗など）が数多くあった。このことは、日常的に介護動作を遂行するためには、十分な筋機能を有していることが必要であることを示している。

本研究の結果は、今後、健康で活動的な日常生活を遂行できる筋機能獲得のための身体運動プログラムの作成につながる基礎的資料になると考えられる。

IV. 今後の課題

本研究は、携帯型表面筋電計を用いて、現代日本人の日常生活における基本動作遂行時の身体各部の筋活動水準を明らかにすることが目的であった。しかし、若年者のみを対象としていたため、加齢に伴う筋力低下が進んでいる年代層においては、同じ動作遂行時の筋活動水準が異なる（若年者より高い活動水準を示す）可能性が考えられる。たとえば、階段昇り降り動作と椅子からの立ち上がり動作中の大腿部の筋電図と関節モーメントを若年者と高齢者と比較した米国の研究（Hortobagyi et al., 2003）では、両群間に明らかな差を認めており、高齢者は最大努力に近いレベルの力発揮を強いられていることを報告している。

そこで今後は、中高年や高齢者を対象にして同様の検討を進め、日本人の一般成人男女が基本的な日常生活動作を行っているときの下肢筋群の活動水準について、性及び年齢別に評価を行うことで、運動不足がちな現代日本人の筋機能保持にとって必要な、性・年齢別の至適身体活動の質と量を明らかにしていくことが課題である。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、ご協力を賜りました被検者の方々に感謝の意を表しますとともに、多大なご尽力、ご支援、ご指導を賜りました下記の皆様方に心より厚くお礼申し上げます。

- 実松寛之氏 (独立行政法人国立病院機構東京病院附属
リハビリテーション学院理学療法学科)
- 高井洋平氏 (早稲田大学大学院スポーツ科学研究科)
- 吉岡多美子氏 (三重大学大学院医学研究科)
- 三枝清美講師 (国立看護大学校)
- 金久博昭教授 (東京大学大学院総合文化研究科)
- 角田直也教授 (国士舘大学体育学部)
- 福永哲夫教授 (早稲田大学スポーツ学術院)

文 献

- Abe, T., DeHoyos, D.V., Pollock, M.L. and Garzarella, L.: Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *Eur. L. Appl. Physiol.* 81: 174-180, 2000a.
- Abe, T., Kumagai, K., Ito, M., Kawakami, Y. and Fukunaga, T. Specific tension of human knee extensor muscles. *Advances in Exerc. Sports Physiol.* 6: 137, 2000b.
- Ainsworth, B.E., Haskell, W.L., Leon, A.S., Jacobs, Jr., D.R., Montoye, H.J., Sallis, J.F., and Paffenbarger, Jr., R.S. Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities. *Med. Sci. Sports Exerc.* 25: 71-80, 1993.
- Alaranta, H., Hurri, H., Heliovaara, M., Soukka, A., and Harju, R. Non dynamometric trunk performance tests: Reliability and normative data. *Scand. J. of Rehabil. Med.* 26: 211-215, 1994.
- ACSM position stand on the Recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 975-991, 1998.
- アメリカスポーツ医学会編. 運動処方指針—運動負荷試験と運動プログラム—原著第6版. 日本体力医学会体力科学編集委員会監訳, 南江堂, 150-151, 2001.
- Andersen, K. L. Ethnic group differences in fitness for sustained and strenuous muscular exercise. *Canad. Med. Ass. J.* 96:832-833, 1967.
- 浅見俊雄, 佐野裕司, 広田公一, 生田香明. バドミントンおよびテニスの運動強度について～中高年女子初心者の場合～. *体育科学* 6: 38-42, 1978.
- Astrand, P-O. : "Experimental Studies of Physical Working Capacity in Relation to Sex and Age," Munksgaard, Copenhagen, 1952.
- Astrand, P-O. : Human Physical Fitness with Special Reference to Sex and Age, *Physiol. Rev.*, 36:307, 1956.
- Belanger, A.Y. and McComas, A.J. Extent of motor unit activation during effort. *J. Appl. Physiol.* 51: 1131-1135, 1981.
- Bigland, B. and Lippold, O.C.J. The relationship between force, velocity and

- integrated electrical activity in human muscles. *J. Physiol.(London)*, 123: 214-224, 1954.
- Bigos, S.J., Spengler, D.M., Martin, N.A., Zeh, A., Fisher, L., Nachemson, A., and Wang, M.H. Back injuries in industry: A retrospective study. II. Injury factors. *Spine* 11: 246-251, 1986.
- Bigos, S.J., Battie, M.C., Spengler, D.M., Fisher, L.D., Fordyce, W.E., Hansson, T.H., Nachemson, A.L., and Wortley, M.D. A prospective study of work perceptions and psychosocial factors affecting the report of back injury. *Spine* 16: 1-6, 1991.
- Blue, C.L., Preventing back pain injury among nurses. *Orthop-Nurs* 15: 9-20, 1996.
- Bobbert, A.C. Energy expenditure in level and grade walking. *J. Appl. Physiol.* 15:1015-1021, 1960.
- Boje, O. Energy Production, Pulmonary Ventilation, and Length of Steps in Well-trained Runners Working on a Treadmill, *Acta Physiol. Scand.*, 7: 362, 1944.
- Bollens, E.C., E.D.Proft and J.P.Clarys: The accuracy and muscle monitoring in soccer kicking. In, B.Jonsson (Ed.), *Biomechanics X-A*, Human Kinetic Publishers, Illinois, 283-288, 1987.
- Bonato, P., Ebenbichler, G.R., Roy, S.H., Lehr, S., Posch, M., Kollmitzer, J., and Della Croce, U. Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine* 28: 1810-1820, 2003.
- Bosco, C., Tarkka, I., and Komi, P.V. Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of tricepssurae during stretch-shortening cycle exercise. *Int. J. Sports Med.* 3: 137-140, 1982.
- Brezina, E., and W. Kolmer: Uber den Energieverbrauch bei der Geharbeit unter dem Einfluss verschiedener Geschwindigkeiten und Verschiedener Belastungen, *Biochem. Z.*, 38:129, 1912.
- Cady, L.D., Bischoff, D.P., O'Connell, E.R., Thomas, P.C. and Allan, J.H. Strength and fitness and subsequent back injuries in firefighters. *J. Occup. Med.* 21: 269-272, 1979.
- Callaghan, J.P., Gunning, J.L., and McGill, S.M. The relationship between lumbar spine load muscle activity during extensor exercises. *Phys. Ther.* 78: 8-18, 1998.

- Carlsoo, S. A kinetic analysis of the golf swing. *J. Sports Med.* 7: 76-82, 1967.
- Cathcart, E. P., D. T. Richardson, and W. Campbell: Maximum Load to Be Carried by the Soldier, *J. Roy. Army Med. Corps.*, 40:435, 41:12, 87:161, 1923.
- Cavagna, G.A. and Kaneko, M., Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J. Physiol.* 268: 467-481, 1977.
- Chiou, W.K., Wong, M.K. and Lee, Y.H. Epidemiology of low back pain in Chinese nurses. *INT-J-NURS-STUD* 31: 361-368, 1994.
- Close, J.R. Function in the lower extremity. Analysis by electronic instrumentation. Charles, C. Thomas. Springfield, 1964.
- Crowden, G. P. : Stair Climbing by Postman, *The Post* (London), p.10, July 26, 1941.
- Deitric, J.E., Whedon, G.D. and Shorr, E.: Effects of immobilization upon various metabolic and physiologic function of normal men. *Am. J. Med.*, 4:3-36, 1948.
- Dietz, V., Schmidtbleicher, D. and Noth, J. Neuronal mechanisms of human locomotion. *J. Neurophysiol.* 42: 1212-1222, 1979.
- Dietz, V., Nakazawa, K., Wirz, M. and Erni, T. Level of spinal cord lesion determines locomotor activity in spinal man. *Exp Brain Res.* 28: 405-409, 1999.
- Douglas, C.G. and Haldane, J.S. The capacity of the air passages under varying physiological conditions, *J. Physiol.* 45: 235-238, 1912.
- Elfving, B., Dederling, A. and Nemeth, G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble—electromyography and health-related factors. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 18: 619-630, 2003.
- Eklom, E. and E. Gjessing. Maximal oxygen uptake of the Easter Island population. *J. Appl. Physiol.* 25:124-129, 1968.
- Elliot, B.C. and Blanksby, B.A. The synchronization of muscle activity and body segment movements during a running cycle. *Med. Sci. Sports Exerc.* 11: 322-327, 1979.
- Fiatrone, M.A., Marks, E.C., Ryan, N.D., Meredith, C.N., Lipsitz, L.A. and Evans, W.J.: High-intensity strength training in nonagenarians. *JAMA*, 263: 3029-3034, 1990.

- Fox, S.M. and Naughton, J.P. Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Preventive Med.* 1: 92-120, 1972.
- Fukashiro, S., Y. Iimoto, H. Kobayashi and M. Miyashita: A biomechanical study of the triple jump. *Med. Sci. Sports Exerc.* 13: 233-237, 1981.
- 福永哲夫. ヒトの絶対筋力—超音波法による体肢組成・筋力の分析—, 杏林書院, 1978.
- 福永哲夫. 身体運動を生み出す筋の構造と機能. 筋の科学事典—構造・機能・運動—. 福永哲夫編, 朝倉書店, 1-5, 2002.
- 福永哲夫. 「生活フィットネス」の性年齢別変化. *体力科学* 52 Suppl.: 9-16, 2003.
- 船渡和男, 福永哲夫. 運動実践の筋力に及ぼす効果. *Jpn. J. Sports Sci.* 14: 61-65, 1995.
- Furusawa, K., A. V. Hill and H. Lupton: Muscular exercise, lactic acid and oxygen. Part 8 Muscular exercise and oxygen requirement. *Proc. Roy. Soc. B.* 97:167-176, 1924.
- 古沢一夫: 自由歩行のエネルギー需要量について. *労働科学研究* 8: 331-341, 1931.
- Gersten, J.W., Mastellone, A.F. and Sheffield, F.J., Electromyographic study of the muscles of the foot in normal walking. *Am. J. Phys. Med.* 35: 223-236, 1956.
- Glagov, S., D. A. Rowley, D. B. Cramer and R. G. Page. Heart rates during 24 hours of usual activity for 100 normal men. *J. Appl. Physiol.* 29:799-805, 1970.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F. and Julian, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.* 184: 170-192, 1966.
- Granati, A., and L. Busca : Il lavoro della tribiatura, *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.*, 20: 50, 1945.
- Grimby, G. and B. Soderholm : Energy expenditure of men in different age groups during level walking and bicycle ergometry. *Scand. J. clin. Lab. Invest.* 14:321-328, 1964.
- Herrin, G.A., Jaraiedi, M., and Anderson, C.K. Prediction of overexertion injuries using biomechanical and psychophysical models. *American Industrial Hygiene Association Journal* 47: 322-330, 1986.

- Hettinger, T.h. (猪飼道夫、松井秀治訳) . アイソメトリックトレーニング. 大修館書店, 東京, 112, 1961.
- 広田公一, 豊田博, 青山昌二. 大学正課体育実技の教育効果に関する研究(6) . 正課体育実技における各種スポーツゲーム実施中の心拍数変動について. 東京大学教養学部体育研究室体育学紀要 7:1-6, 1973.
- Hogberg, P. How do stride length and stride frequency influence the energy output during running? *Arbeitsphysiol.* 14: 437, 1952.
- Hortobagyi, T. and DeVita, P. Muscla pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J. Electromyography and Kinesiology* 10: 117-126, 2000.
- Hortobagyi, T., Mizelle, C., Beam, S. and DeVita, P. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 58: M453-460, 2003.
- 星川 保, 村瀬 豊, 水谷四郎, 松井秀治.呼吸循環機能改善刺激としてのレクリエーションスポーツの役割ー中高年者における水泳、野球、テニス、バドミントン、卓球、ゴルフ実施時の心拍数、酸素摂取量、酸素負債量、酸素需要量、RMRー. *体育科学* 6: 77-89, 1978.
- 市橋則明, 吉田正樹. 大腿四頭筋の廃用性筋萎縮を防止するために必要な下肢の運動量について. *体力科学* 42: 461-464, 1993.
- 池上晴夫, 運動処方, 朝倉書店, pp.169, 1982.
- 今井 創, 山地啓司, 関岡康雄. 各種運動時の心拍数からみた運動強度. *新体育*. 50:72-78, 1980.
- Inman, V.T. Functional aspects of the abductor muscles of the hip. *J. Bone and Joint Surg.* 29: 607-619, 1947.
- 伊丹君和, 藤田きみゑ, 寄本 明, 古株ひろみ, 横井和美, 久留島美紀子, 北村隆子, 森下妙子, 牧野耕次, 甘佐京子. 看護作業姿勢からみた腰部負担の少ないベッドの高さに関する研究(第3報)ーベッドメーカー連続作業による生体負担分析ー. *滋賀県立看護短期大学紀要* 6 : 43-47, 2002.
- Juker, D., McGill, S.M., Kropf, P., and Steffen, T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a

- wide variety of tasks. *Med. and Sci. in Sports and Exercise*, 30: 301-310, 1998.
- 加賀谷淳子. 幼児の運動生活. *体育の科学* 22: 386-391, 1972.
- 加賀谷淳子. 乳幼児の運動活動と体力. *体育の科学* 25: 530-536, 1975.
- 加賀谷淳子, 石川芳子. 主婦の生活時間構造と身体活動水準. *体育の科学* 23: 796-803, 1973.
- 加賀谷熙彦, 加賀谷淳子. 日常生活時の身体活動水準からみたトレーニングの強度の限界. 加賀谷熙彦, 加賀谷淳子著. *運動処方*. 杏林書院, pp. 230-239, 1983.
- 貝谷誠久, 大西竜哉, 弘本律子, 田中秀和, 生駒一憲. 1km 歩行による膝伸展筋の筋活動量の変化について 大腿直筋・外側広筋・内側広筋の筋持久力における一考察. *理学療法学* 26: 265-269, 1999.
- 紙屋克子監修・指導. *新しい体位変換のテクニック I II III (VTR)*. 中央法規出版, 1991.
- Kanehisa, H., Ikegawa, S., and Fukunaga, T. Comparison of muscle cross-sectional area and strength between untrained women and men. *Eur. J. Appl. Physiol.* 68: 148-154, 1994.
- 金久博昭. Health related physical fitness としての筋力とその測定法. *Jpn. J. Sports. Sci.* 12: 643-653, 1993.
- 金久博昭. 筋のトレーニング, 福永哲夫編, *筋の科学事典*, 朝倉書店, pp.267-334, 2002.
- 金子公宥. 筋収縮の力、スピード、パワー. *体育の科学* 20: 368-373, 1970.
- Kankaanpaa, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hanninen, O., and Airaksinen, O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79: 412-417, 1998.
- Karahan, A., and Bayraktar, N. Determination of the usage of body mechanics in clinical settings and the occurrence of low back pain in nurses. *INT-J-NURS-STUD* 41: 67-75, 2004.
- 加藤麻樹. 介助動作の標準化に関する研究・その2 一体位変換作業におけるベッドの高さと作業者に対する負担との関連性一. *九州看護福祉大学紀要* 3: 169-173, 2001.

- 健康・栄養情報研究会編. 国民栄養の現状 平成 6 年厚生労働省国民栄養調査結果. 第一出版, 東京, 1996.
- 健康・栄養情報研究会編. 国民栄養の現状 平成 9 年厚生労働省国民栄養調査結果. 第一出版, 東京, 1999.
- 健康・栄養情報研究会編. 国民栄養の現状 平成 12 年厚生労働省国民栄養調査結果 第一出版, 東京, 2002.
- 健康・栄養情報研究会編. 第 6 次改定 日本人の栄養所要量 食事摂取基準の活用. 第一出版, 13, 2002.
- Kern, D.S., Semmler, J.G., and Enoka, R.M. Long-term activity in upper- and lower-limb muscles of humans. *J. Appl. Physiol.* 91: 2224-2232, 2001.
- Kojima, N., Nakazawa, K., Yamamoto, S.I. and Yano, H. Phase-dependent electromyographic activity of the lower-limb muscles of a patient with clinically complete spinal cord injury during orthotic gait. *Exp Brain Res.* 120: 139-42, 1998
- Komi, P.V. and Buskirk, E.R. Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics* 15: 417-434, 1972.
- Komi, P.V. and Karlsson, J. Skeletal muscle fiber types, enzyme activities and physical performance in young males and females. *Acta. Physiol. Scand.* 10: 210-218, 1978.
- 小村 堯, 西菌秀嗣, 磨井祥夫, 宮下充正: バッティングの分析. 日本バイオメカニクス学会編, 身体運動の科学「スポーツのバイオメカニクス」, 杏林書院, 157-170, 1983.
- 香城 綾, 紙屋克子. 寝返り動作支援における看護者の腰部負担—作業負担評価ソフト Blesspro と筋電図による評価—. 日本看護研究学会雑誌 24: 272, 2001.
- 厚生労働省, 平成 16 年度介護給付費実態調査結果の概況.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kaigo/kyufu/04/toukei1.htm>, 2004.
- 厚生労働省, 平成 18 年簡易生命表.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/life/life06/01.html>, 2006.
- 神崎素樹, 政二 慶, 白澤葉月, 金久博昭, 福永哲夫. 表面筋電図法による日常生活の筋活動量の計測. *体育の科学* 51: 582-588, 2001.
- Kozar, A. J, and P. Hunsicker. A study of telemetered heart rate during sports

- participation of young adult men. *J. Sports Med. Physical Fitness*. 3:1-5, 1963.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Miyatani, M., Tachi, M., and Fukunaga, T. Effects of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women. 2003 *Acta Physiol. Scand.* 178: 25-32, 2003.
- 熊谷清香, 小玉富貴子, 今野園子, 齊藤美香, 佐々木一美, 佐々木みえ, 戸井田ひとみ, 千田富義. 体位変換・移動の介助法の筋電図による比較. *クリニカルスタディ* 14: 36-41, 1993.
- 久野譜也. 介護予防における運動と地域システム構築の視点. *体育の科学* 54: 852-857, 2004.
- 桑田百代, 杉浦徳美. 家事労働の負担について (第1報) エネルギー代謝率と心拍増加率との関係. *家政誌* 21: 406-411, 1970.
- Laubach, L. Comparative muscular strength of men and women: A review of the literature. *Aviat. Space Environ. Med.* 47: 534-542, 1976.
- Lawrence, J.H., and De Luca, C.J. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J. Appl. Physiol.* 54: 1653-1659, 1983.
- LeBlanc, A. D., Schneider, V.S., Enans, H.J., Pientok, C., Rowe, R. and Spector, E.: Regional changes in muscle mass following 17 weeks bed rest. *J. Appl. Physiol.* 73: 2172-2178, 1992.
- Lippold, O.C.J. The relationship between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J. Physiol. (London)*, 117: 492, 1952.
- Margaria, R. : Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico, della Marcia c della corsa a varie velocita ed inclinazioni del terreno, *Atti dei Lincei*, 7: 299-368,, 1938.
- Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Rajulu, S.L., Allread, W.G., Fathallah, F.A., and Ferguson, S.A. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally related low disorders: The effects of workplace factors, trunk position and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine* 18: 617-628, 1993.
- Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Fathallah, F.A., Ferguson, S.A., Allread, W.G. and Rajulu, S.L. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics* 38: 377-410, 1995.

- 松井秀治, 宮下充正, 三浦望慶, 星川 保. Positive work, Negative work に関する筋電図学的研究 第1報 筋電図積分計の試作. 体育学研究 14: 39-43, 1969.
- Matui, H., Miyashita, M. and Miura, M. Transducer for measurement of pressure distribution in the foot. Research Bulletin (Dept. of General Education, Nagoya Univ.) 14: 69-75, 1970.
- Maughan, R.J., Watson, J.S., and Weir, J. Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. J. Physiol. 338: 37-49, 1983.
- McArdle, W. D., G. F. Foglia, and A. V. Patti. Telemetered cardiac response to selected running events. J. Appl. Physiol. 23: 566-570, 1967.
- McDonald, I. : Statistical studies of recorded energy expenditure of man Natu, abstr, Rev. 31,739, 1961.
- McGill, S. Low back disorders –Evidence-based prevention and rehabilitation. Human Kinetics, 2005.
- Menzel, N.N. Back pain prevalence in nursing personnel: measurement issues. AAOHN-J 52: 54-65, 2004.
- Miller, A.E., MacDougall, J.D., Tarnopolsky, M.A. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. Eur. J. Appl. Physiol. 66: 254-262, 1993.
- 宮下充正, 松井秀治, 三浦望慶, 星川 保, 豊島進太郎. Positive work, Negative work に関する筋電図学的研究 第3報 Positive work, Negative work における筋収縮速度・負荷量・筋の放電量の関係. 体育学研究 14: 98-102, 1969.
- Mork, P.J. and Westgaard, R.H. Long-term electromyographic activity in upper trapezius and low back muscles of women with moderate physical activity. J. Appl. Physiol. 99: 570-578, 2005.
- Murray, M.P., Guten, G.N., Mollinger, L.A. and Gardner, G.M. Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. Am. J. Sports Med. 11: 68-74, 1983.
- NHK 放送文化研究所編, 日本人の生活時間・2005, 177, 2005.
- Nevada-RNformation. News From the ANA. Nurses lifting injuries research shows “good body mechanics” are not enough. Nevada-RNformation, 12: 13, 2003.
- Nicolaisen, T., and Jorgensen, K. Trunk strength, back muscle endurance and low

- back trouble. *Scand. J. of Rehabil. Med.* 17: 121-127, 1985.
- 西島吉典, 加藤達雄, 吉澤正尹. 平地歩行時の筋電図波形における男女差の検討. *日本体育学会第55回大会号*, 302, 2000.
- 野島一雄, 昆和典, 野本百合子, 乗松貞子, 青木光子, 鈴木ルリ子, 門田成治, 池田澄子, 野島元雄. 看護動作における上肢筋群の筋電図学的分析—シーツを引く動作での順手・逆手の考察—. *愛媛県立医療技術短期大学紀要* 5: 83-87, 1992.
- 野村秀子. 家事労働のエネルギー代謝率. *労働の科学*. 18:36-38, 1963.
- 沼田幸吉. 家事労働の研究. *労働科学* 41: 531-541, 1965.
- Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, P., Shannon, H., and Kerr, M. A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clin. Biomec.* 13: 564-573, 1998.
- Ogasawara, M. : Energy expenditure in walking and running. *J. Physiol.* 81:255-264, 1934.
- Oka, H., Okamoto T. and Kumamoto, M.: Electromyographic and cinematographic study of the volleyball spike. In, P.V. Komi(Ed.), *Biomechanics V-B*, University Park Press, Baltimore, 326-331, 1976.
- Okamoto, T. and Kumamoto, M. Electromyographic study of the learning process of walking in infants. *Electromyogr.* 12: 149-158, 1972.
- Okamoto, T. and Okamoto, K. Electromyographic characteristics at the onset of independent walking in infancy case. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 41: 33-.41, 2001.
- Okamoto, T. Okamoto, K. and Andrew, P.D. Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait. Posture* 17: 18-27, 2003.
- 奥山美佐雄: 無負荷歩行時の瓦斯代謝. *労働科学研究* 10: 156, 1933.
- 大森和子: 家事労働のエネルギー代謝に関する研究 (第1報). *家政誌* 14: 218-223, 1963.
- 大場陽登美, 安部 孝. 腓腹筋内側頭の筋束長/筋長比の個体差および性差.

- 体力科学 48: 910, 1999.
- Owen, B.D. Preventing injuries using an ergonomic approach. AORN-J 72: 1031-1033, 1035-1036, 2000.
- Ozmun, J.C., Mikesky, A.E. and Surburg, P.R., Neuomuscular adaptations following prepubescent strength training. Med. Sci. Sports Exerc., 26: 510-514, 1994.
- Passmore, R. and J.V.G.A. Durnin: Human energy expenditure. Physiol.Rev. 35:801-840, 1955.
- Ralston, H.j. : Energy-speed relation and optimal speed during level walking. Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol. 17:277-283, 1958.
- Rowley, D.A., S. Glagov and P. Stoner: Measurement of human heart rate during usual activity. Science. 130:976-977, 1959.
- Rowley, D.A., S. Glagov and P. Stoner: Fluid electrodes for monitoring the electrocardiogram during activity and for prolonged period of time. Am. Heart J. 62:263-269, 1961.
- Roy, S.H., De Luc, C.J., Emley, M., Oddsson, L.I., Buijs, R.J., Levins, J.A., Newcombe, D.S., and Jabre, J.F. Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. J. Rehabil. Res. Dev. 34: 405-414, 1997.
- Rutherford, O.M., Jones, D.A. and Newham, D.J. Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 46: 1288-1291, 1986.
- 沢井史穂, 実松寛之, 金久博昭, 角田直也, 福永哲夫. 日常生活動作における身体各部位の筋活動水準の評価－姿勢保持・姿勢変換・体重移動動作について－. 体力科学 53: 93-106, 2004.
- Scherb, R. Mitterteilung zur myokinesiographie. Ztschr. F. Orthop. Chir. 48: 264-275, 1936.
- Seger, J.Y. and Thorstensson, A. Muscle strength and myoelectric activity in prepubertal and adult males and females. Eur. J. Appl. Physiol. 69: 81-87, 1994.
- Seliger, V. Energy metabolism in selected physical exercises. Int. Z. angew. Physiol. 25:104-120, 1968.
- Shephard R. J. Normal levels of activity in Canadian city dwellers. Canad. Med. Ass.

J. 97:313-318, 1967.

柴田しおり, 柴田真志, 片山 恵, 吉岡隆之, 平田雅子. 起き上がり援助技術方法の違いが看護者の生体負担に及ぼす影響. 日本看護研究学会雑誌 23:43-53, 2000.

Simoneau, J. A. and Bouchard, C. Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *Am. J. Physiol.* 257: E567-E572, 1989.

Skubic, V., and J. Hodgkins. Relative strenuousness of selected sports as performed by women. *Res. Quart.* 38:305-313, 1967.

Spitzer, H., and Th. Hettinger: "Tafeln für Kalorienumsatz bei Körperlicher Arbeit," PEFA publication, Darmstadt, 1958.

総務省統計局, 年齢 (5歳階級), 男女別推計人口.

<http://www.stat.go.jp/data/jinsui/tsuki/index.htm>, 2007.

杉本 淳. 身体活動量の測定—最近の進歩—. *リハビリテーション医学* 37: 53-61, 2000.

鈴木洋児, 吉村雅道. 行動調査の方法としての心拍数連続測定. *体育の科学* 21: 399-402, 1971.

Suzuki, Y., Murakami, T., Haruna, Y., Kawakubo, K., Goto, S., Makita, Y., Igawa, S. and Gunji, A.: Effects of 10 and 20 days bed rest on leg muscle mass and strength in young subjects. *Acta Physiol. Scand.*, 150. Suppl. 616: 5-18, 1994.

田畑さよ子, 細野喜美子, 中野栄子, 前田哲男, 小坂健二. ベッド上での仰臥位から座位への効率的な移動方法. *臨床看護研究の進歩* 2: 167-172, 1990.

高峰 修, 健康機器の文化史—1 一歩数計の開発と身体活動量の把握—. *体育の科学* 55: 781-784, 2005.

竹島伸生, 小林章雄, 渡辺丈真ほか, 高齢者の日常生活時心拍数および各種運動中の心拍数レベルについて. *名古屋市立大学教養部紀要 (自然科学編)* 33: 67-78, 1987.

鳥越成代, 横沢喜久子. 心拍数変動からみた女子大学生の日常生活における身体活動. *東京体育学研究* 第6号:121-129, 1979.

豊島進太郎, 動作『投げ』の筋電図学的分析. *愛知県立大学文学部論集* 19: 196-207, 1968.

- Trepman, E., Gellman, R.E., Micheli, L.J. and De Luca, C.J. Electromyographic analysis of grand-plié in ballet and modern dancers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 1708-20, 1998.
- Ulin, S.S., Chaffin, D.B., Patellos, C.L., Blitz, S.G., Emerick, C.A., Lundy, F. and Misher, L. A biomechanical analysis of methods used for transferring totally dependent patients. *SCI-NURS* 14: 19-27, 1997.
- 運動所要量・運動指針の策定検討会, 健康づくりのための運動指針 2006. 2006.
- Wilmore, J.H.. Alterations in strength, body composition and anthropometric measurements consequent to a 10-week weight training program. *Med. Sci.Sports.* 6: 133-138, 1974.
- Winter, D.A., A new definition of mechanical work done in human movement. *Am. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 46: 79-83, 1979.
- Workman, J.M. and B.W. Armstrong: oxygen cost of treadmill walking. *J. Appl. Physiol.* 18:798-803, 1963.
- 山地啓司, 浅井由美, 小野寺孝一, 泉田昭夫, 金谷博. 心拍数からみた降雨日(雨)と非降雨日(晴)の運動量の相違について. *体育の科学* 29: 198-804, 1979.
- 山地啓司, 沖志津子, 北村潔和. 心拍数からみた主婦の日常生活での身体活動量(強度), 富山大学教育学部紀要. 29号 1981.
- 楊箬隆哉, 小林千世, 篠原千津, 木村貞治, 大平雅美, 藤原孝之. 移動技術に関する生理的・心理的負荷量の検討ー2つの移動方位方における看護者の負荷量の違いー. *日本看護研究学会雑誌* 22: 15-23, 1999.
- 湯浅景元, 島野敬四郎, 藤松 博. 日常生活動作およびスポーツ基本動作中の骨格筋活動レベル. *中京大学体育学論叢* 40: 1-8, 1999.
- 湯浅景元. 日常生活動作の筋活動レベル. *中京大学体育研究所紀要*, 15: 61-65, 2001.
- 結城暎子, 水戸優子. 看護技術の再構築 援助技術の文献レビュー(3)体位変換・移動. *Nursing Today* 5 : 62-66, 2001.
- 吉澤正尹, 塚谷敏勝, 熊本水頼, 岡本勉 : テニスのグランドストロークの筋電図による動作解析. 本バイオメカニクス学会編, 身体運動の科学 「スポーツのバイオ1メカニクス」, 杏林書院, 104-110, 1983.

(財)体育科学センター編, スポーツによる健康づくり運動カルテ. 講談社, 1983.

(財)健康・体力づくり事業財団, 健康日本 21 (21 世紀における国民健康づくり運動について) , 2000.

Zeglinksi, C.M., Swanson, S.C., Self, B.P. and Greenwald, R.M. Muscle activity in the slalom turn of alpine skiing and in-line skating. *Int J Sports Med.* 19: 447-54. 1998.

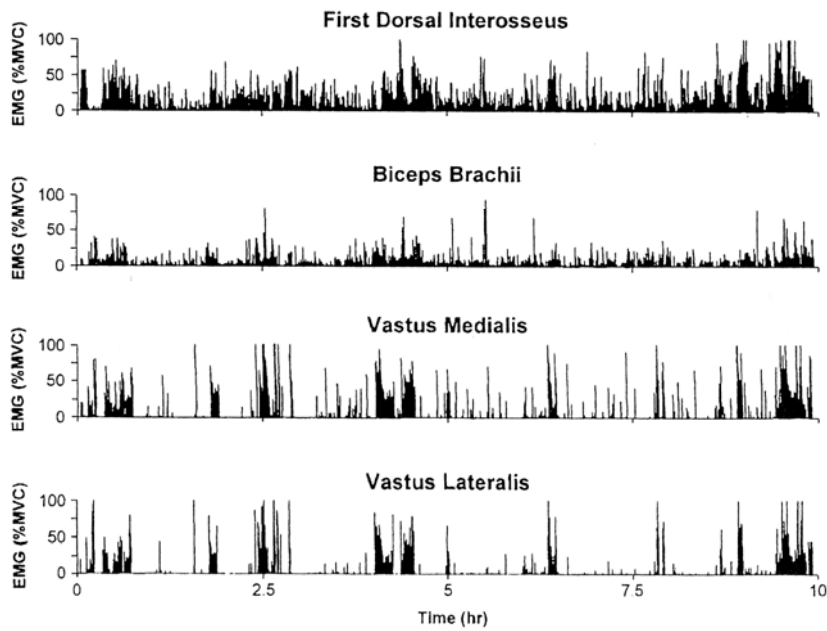


Fig. 2. EMG activity recorded continuously for ~10 h in 1 woman. All data are represented as a percent of maximum EMG obtained during MVCs performed for each muscle. For this subject, FDI and biceps brachii were active for 22 and 15% of total recording time, respectively. The vastus medialis and vastus lateralis (VL) were both active for 9% of recording time.

Fig. I -1 EMG activity in upper and lower limbs recorded continuously for 10 hours in a woman. (Kern et al., 2001)

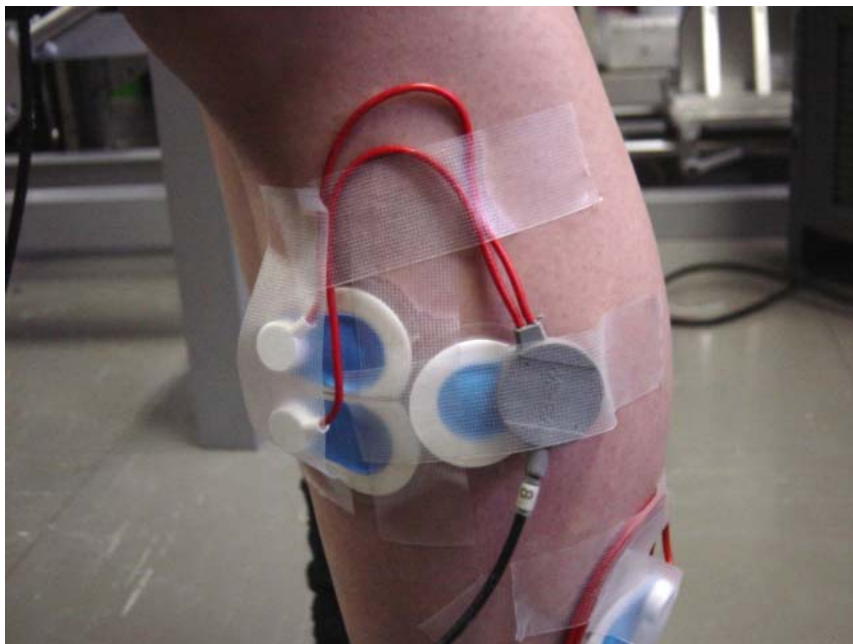


Fig. II -1 Portable surface electromyographic apparatus



Lying



Chair Sitting



Half Squat



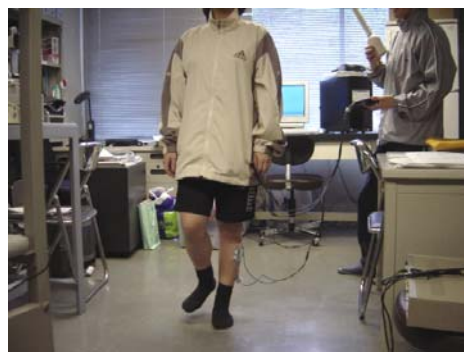
Half Squat (support)



Full Squat



Standing



Single Leg Standing

Fig. II -2-a
Postural maintenance actions as objects of the EMG measurement



Squat&Stand



Sit&Stand



Walking (slow, natural, fast)



Jogging



Slope Up &Down
(slow, natural, fast)



Stair Up & Down
(slow, natural, fast)

Fig. II -2-b

Postural change actions and body weight transfer actions as objects of the EMG measurement



BB and TB; elbow flexion and extension



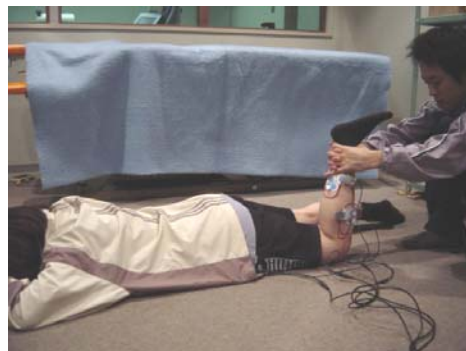
RA; trunk flexion



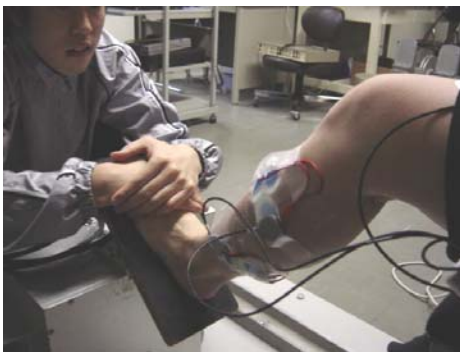
ES; back extension



RF; knee extension



BF; knee flexion



TA; ankle dorsiflexion



Sol; ankle plantar flexion

Fig. II -3
Measurement of EMGmax during isometric maximum voluntary contraction

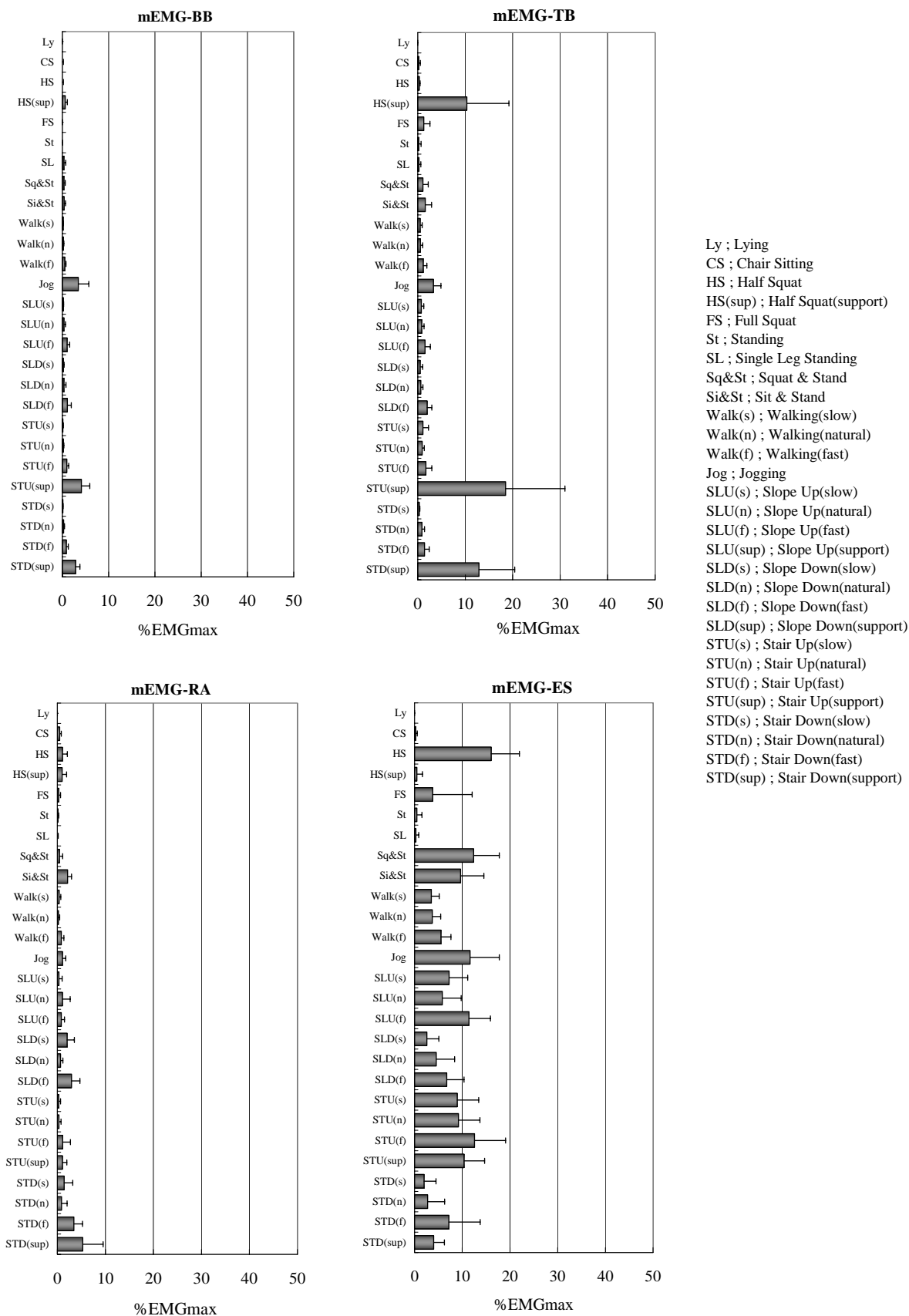


Fig. II -4-a mEMG of 27 actions in the upper limb and trunk muscles (mean value and standard deviation of 6 male subjects)

mEMG is shown as %EMGmax. The order of the action name was unified.

BB; muscle of Biceps Brachii, TB; muscle of Triceps Brachii,

RA; muscle of Rectus Abdominis, ES; muscle of Erector Spinae

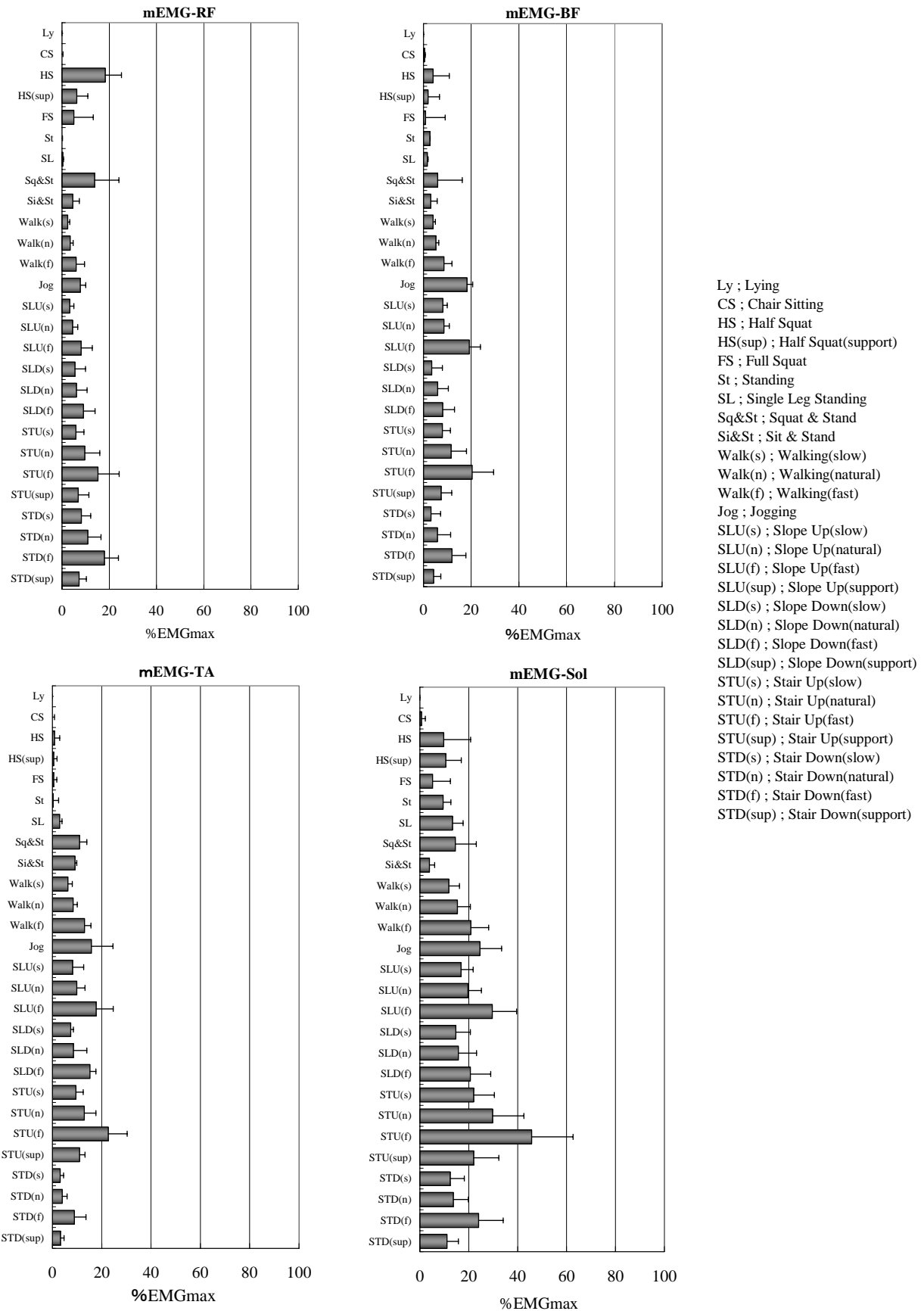


Fig. II -4-b mEMG of 27 actions in the lower limb muscles (mean value and standard deviation of 6 male subjects)
 mEMG is shown as %EMGmax. The order of the action name was unified.
 RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris,
 TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

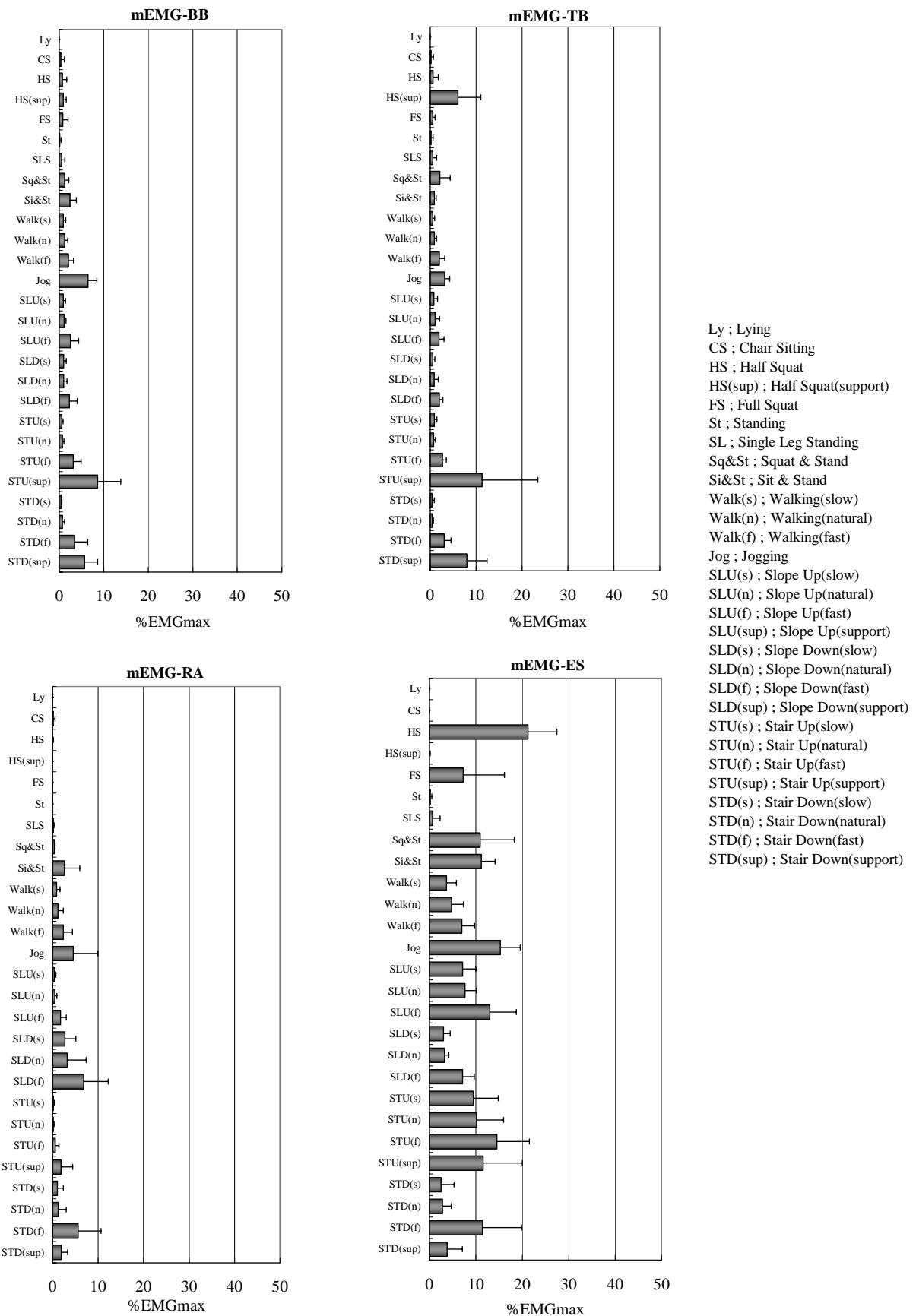


Fig. II -4-c mEMG of 27 actions in the upper limb and trunk muscles (mean value and standard deviation of 6 female subjects)

mEMG is shown as %EMGmax. The order of the action name was unified.

BB; muscle of Biceps Brachii, TB; muscle of Triceps Brachii,

RA; muscle of Rectus Abdominis, ES; muscle of Erector Spinae

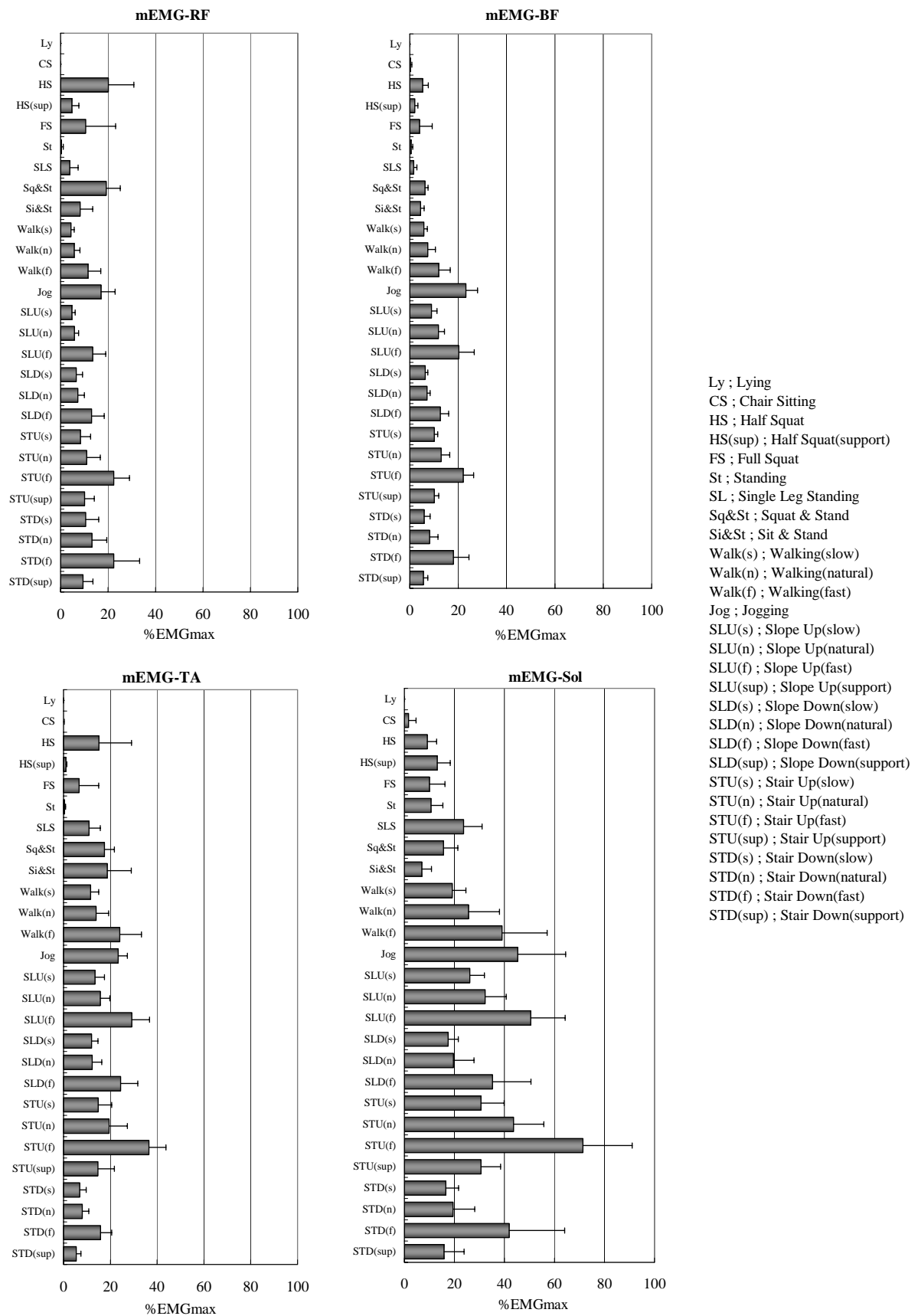


Fig. II -4-d mEMG of 27 actions in the lower limb muscles (mean value and standard deviation of 6 female subjects)

mEMG is shown as %EMGmax. The order of the action name was unified.

RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris,
 TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

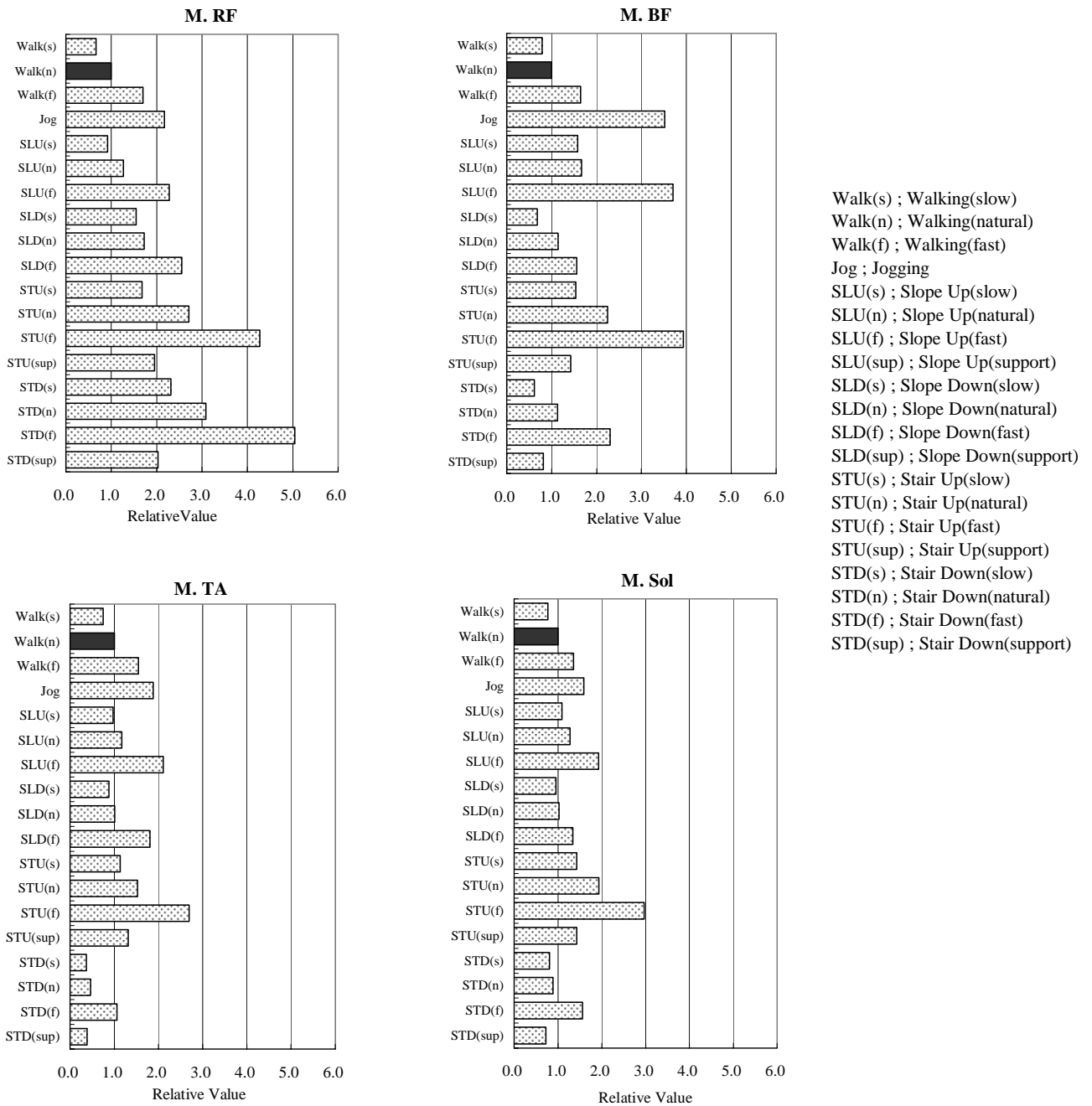


Fig. II -5-a Activity level of the leg muscle group in the each transfer action when a natural walk speed is established as standard. (mean value of 6 male subjects)
 The horizontal axis shows the ratio for the muscular activity level in the natural walking.
 RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris,
 TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

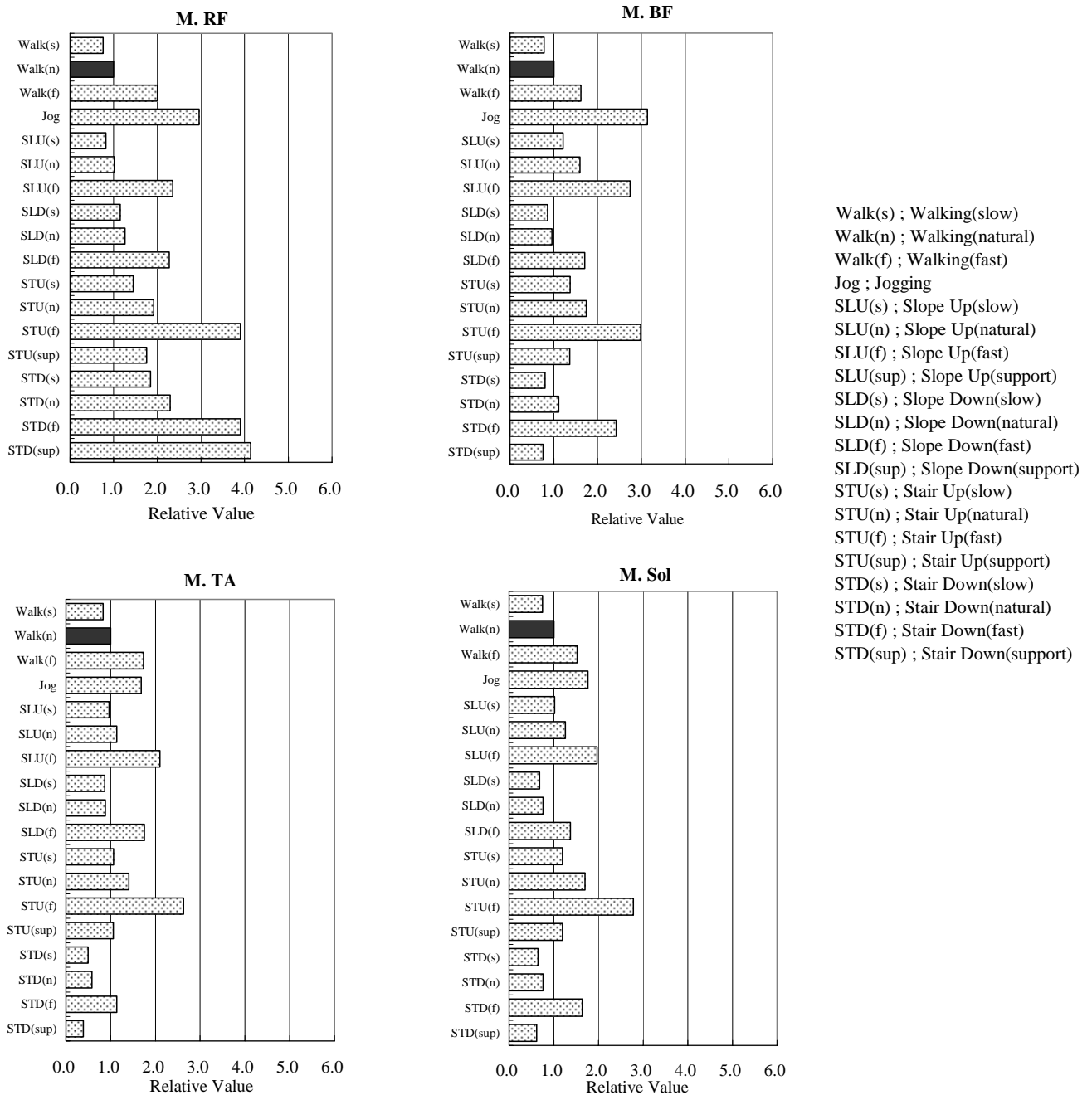


Fig. II -5-b Activity level of the leg muscle group in the each transfer action when a natural walk speed is established as standard. (mean value of 6 female subjects)

The horizontal axis shows the ratio for the muscular activity level in the natural walking.

RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris,
TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

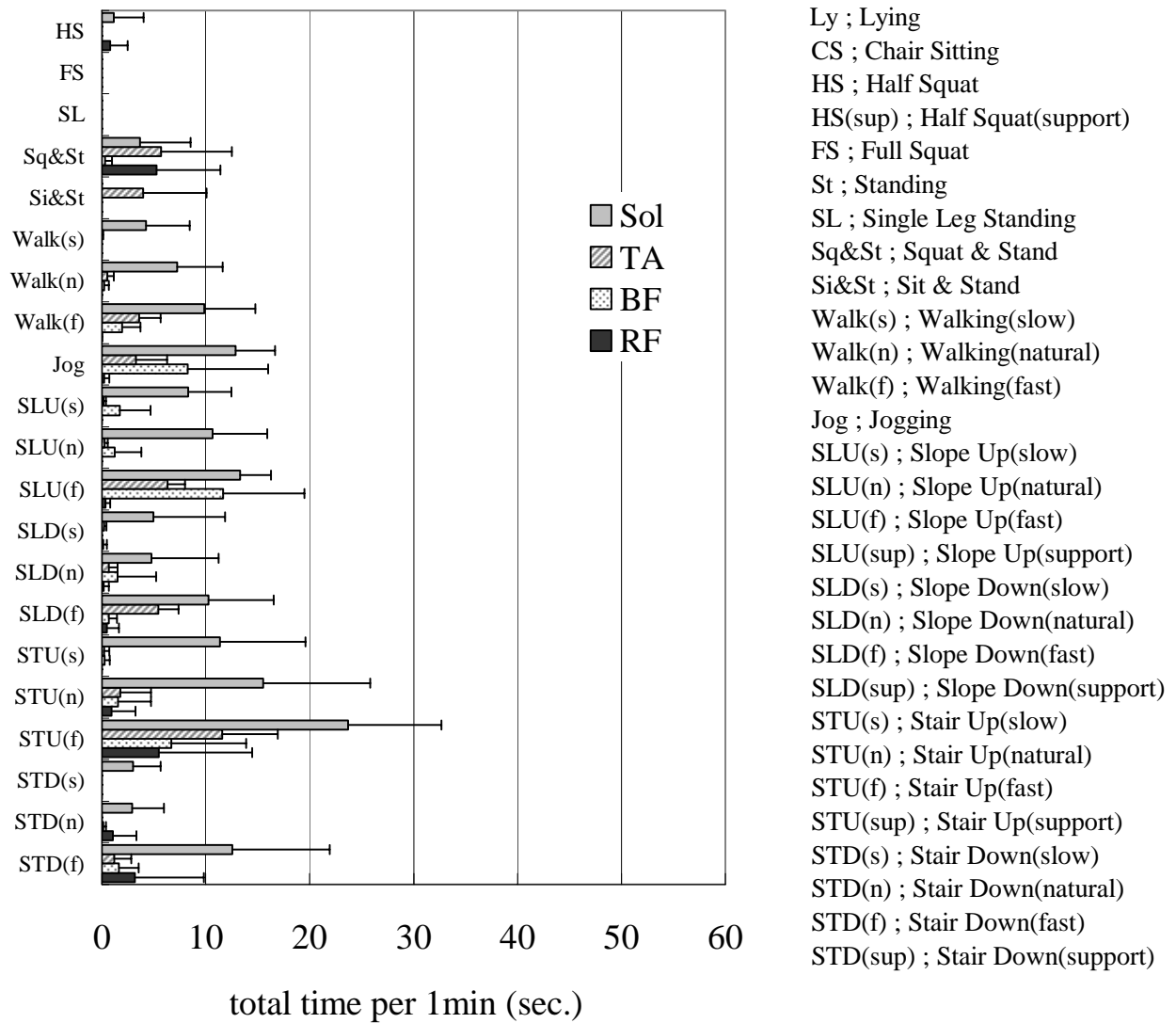


Fig. II -6-a The sum total in the time which reached the activity level over 40%EMGmax on the leg muscle group (mean value and standard deviation of 6 male subjects)
 RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris,
 TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

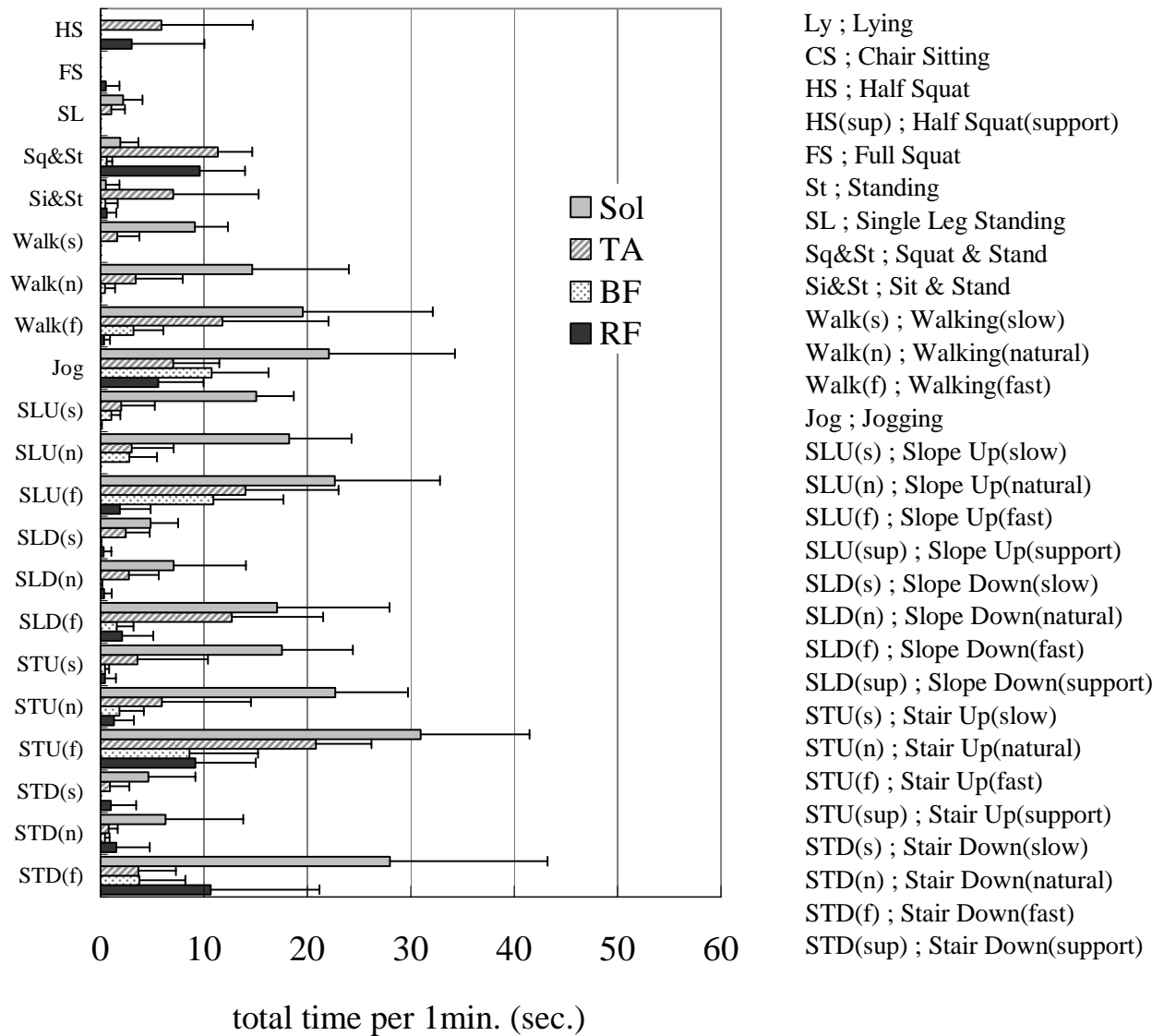


Fig. II -6-b The sum total in the time which reached the activity level over 40%EMGmax on the leg muscle group (mean value and standard deviation of 6 female subjects)
 RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris,
 TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

Table II -1 Types of the action as objects of the EMG measurement

Action Category	Action Name	The description of each action
Postural maintenance action	Lying	The condition that slept in turning up by relaxing, is kept for 1 minute.
	Chair Sitting	By relaxing, the condition which sat by leaning on the back of the chair, is kept for 1 minute.
	Half Squat	In the condition that both arms were naturally made to be the body side, the half-sitting posture which bent knees to about 90° is kept for 1 minute.
	Half Squat (support)	By putting hand in the thigh, the trunk is supported, and the half-sitting posture which bent knees to about 90° is kept for 1 minute.
	Full Squat	The condition which squatted down by bending the knee deeply, is kept for 1 minute.
	Standing	Both legs are opened at the shoulder length, and the standing posture which relaxes naturally is kept for 1 minute.
	Single Leg Standing	The knee of the one leg is lightly bent, it is lifted, and it is formed in the leg of the opposite side for 1 minute.
Postural change action	Squat&Stand	The continuous action that it squats from standing position down and returns to standing position is repeated at the pace of 30 times for 1 minute.
	Sit&Stand	The continuous action that it sits from standing position in the chair and returns to standing position is repeated at the pace of the self for 1 minute.
Body weight transfer action	Walking (slow)	The flatland is walked at the speed which is usually late for 1 minute.
	Walking (natural)	The flatland is walked at usual speed for 1 minute.
	Walking (fast)	The flatland is walked at the speed which is usually fast for 1 minute.
	Jogging	1 minute jogging is done at usual pace in respect of the flatland.
	Slope Up (slow)	The plane with the gradient is ascended at the speed which is usually late.
	Slope Up (natural)	The plane with the gradient is ascended at usual speed.
	Slope Up (fast)	The plane with the gradient is ascended at the speed which is usually fast.
	Slope Down (slow)	The plane with the gradient is descended at the speed which is usually late.
	Slope Down (natural)	The plane with the gradient is descended at usual speed.
	Slope Down (fast)	The plane with the gradient is descended at the speed which is usually fast.
	Stair Up (slow)	It goes up the stair of the general building at the speed which is usually late.
	Stair Up (natural)	It goes up the stair of the general building at usual speed.
	Stair Up (fast)	It goes up the stair of the general building at the speed which is usually fast.
	Stair Up (support)	It goes up the stair of the general building, while it is caught in handrail .
	Stair Down (slow)	The stair of the general building is got off at the speed which is usually late.
	Stair Down (natural)	The stair of the general building is got off at usual speed.
	Stair Down (fast)	The stair of the general building is got off at the speed which is usually fast.
Stair Down (support)	The stair of the general building is got off, while it is caught in the handrail.	

Table III-1 Types of the action as objects of the EMG measurement

Action Category	Action Type	Description of each action
Postural maintenance action	Lying	Relaxed in supine position for one minute.
	Chair Sitting	Sitting relaxed on a folding chair of the 40cm height to the sheet from the floor with back supported for one minute.
	Half Squat	Keeping a half-squatting posture with the knees bent at about 90 degrees for one minute.
	Full Squat	Keeping a complete squat with the knees fully bent for one minute.
	Standing	Standing relaxed with feet apart to shoulder width for one minute.
	Standing on One Leg	Standing on one leg, with the other leg raised a little from floor, for one minute.
Postural change action	Squat & Stand	Squatting and standing up repeatedly at a pace of 30 times per minute, for one minute.
	Sit & Stand	Sitting in a folding chair of the 40cm height to the sheet from the floor and standing up from it repeatedly at one's own pace for one minute.
Body weight transfer action	Walking	Walking on the flat outdoors at natural speed* wearing shoes for one minute.
	Jogging	Jogging on the flat outdoors at natural speed wearing shoes for one minute.
	Up Slope	Ascending a slope of 6 degrees outdoors at natural speed wearing shoes.
	Down Slope	Descending a slope of 6 degrees outdoors at natural speed wearing shoes.
	Up Stairs	Ascending stairs of 14.5cm height and 40cm depth outdoors at natural speed wearing shoes.
	Down Stairs	Descending a stairs of 14.5cm height and 40cm depth outdoors at natural speed wearing shoes.

*; The optional speed in the natural walking of each subject.

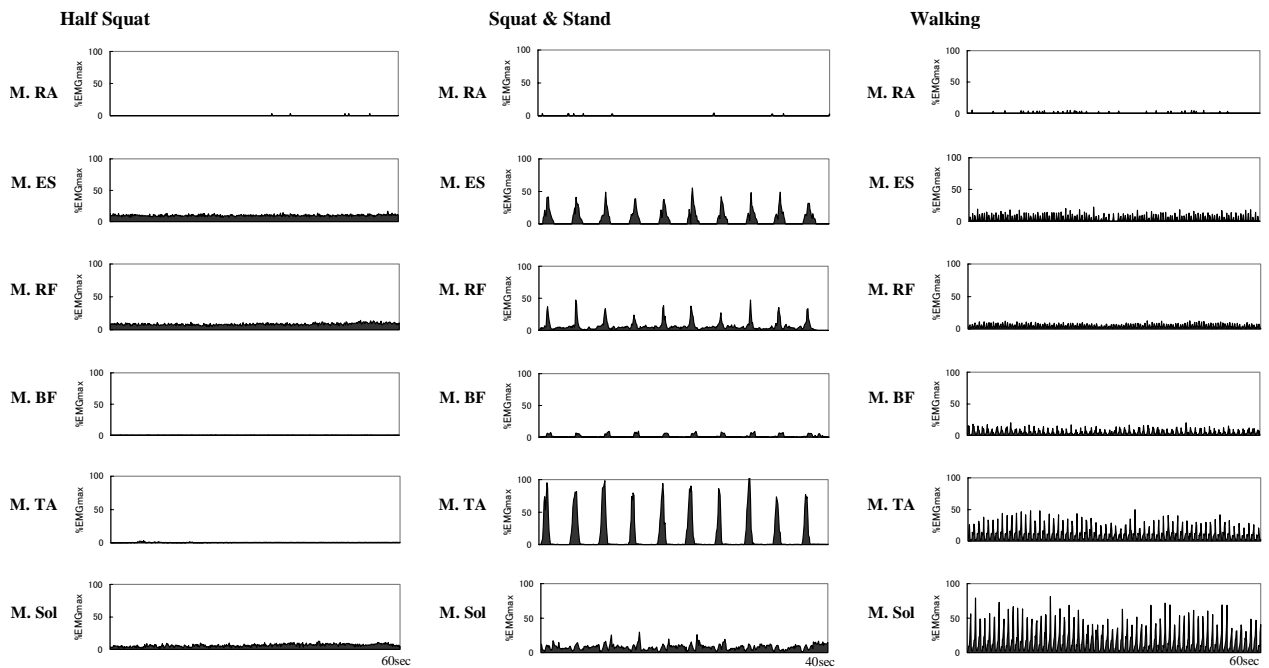


Fig. III-1-a The typical EMG signals for one male

0.1sec. averaged rectified values (normalized by EMGmax) during 3 type actions picked from postural maintenance and change, and body weight transfer actions.

RA; muscle of Rectus Abdominis, ES; muscle of Erector Spinae, RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris, TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

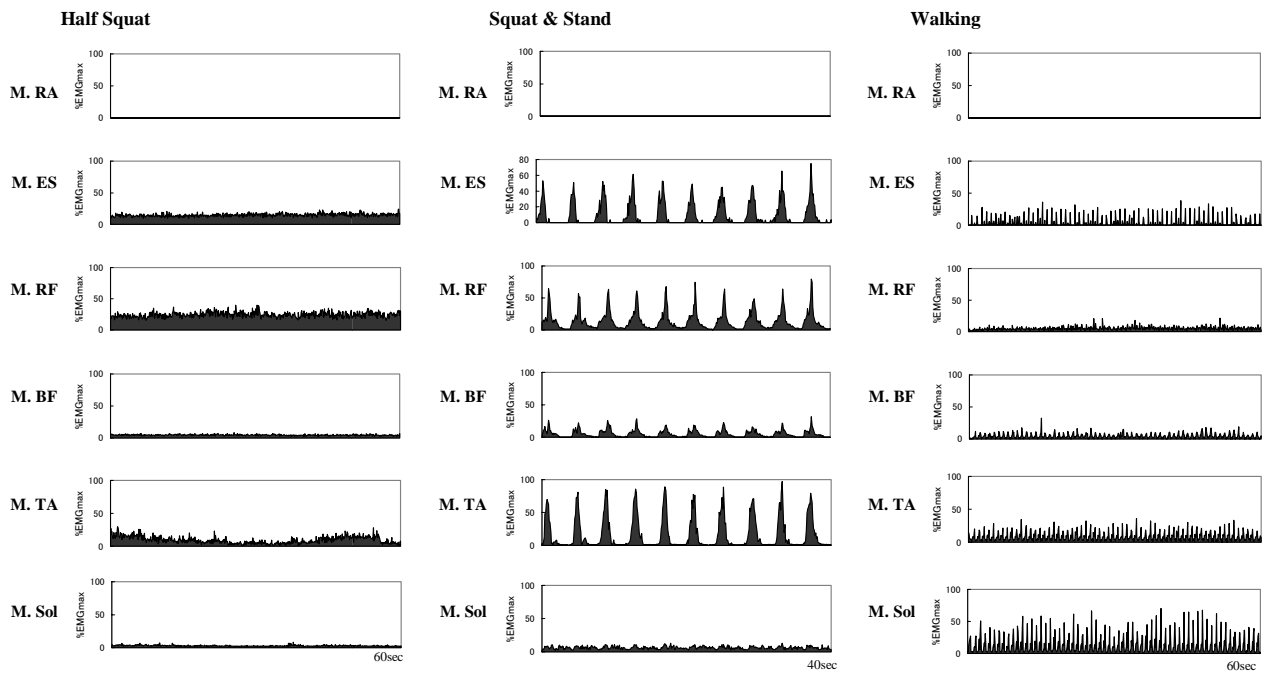


Fig. III-1-b The typical EMG signals for one female

0.1sec. averaged rectified values (normalized by EMGmax) during 3 type actions picked from postural maintenance and change, and body weight transfer actions.

RA; muscle of Rectus Abdominis, ES; muscle of Erector Spinae, RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris, TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

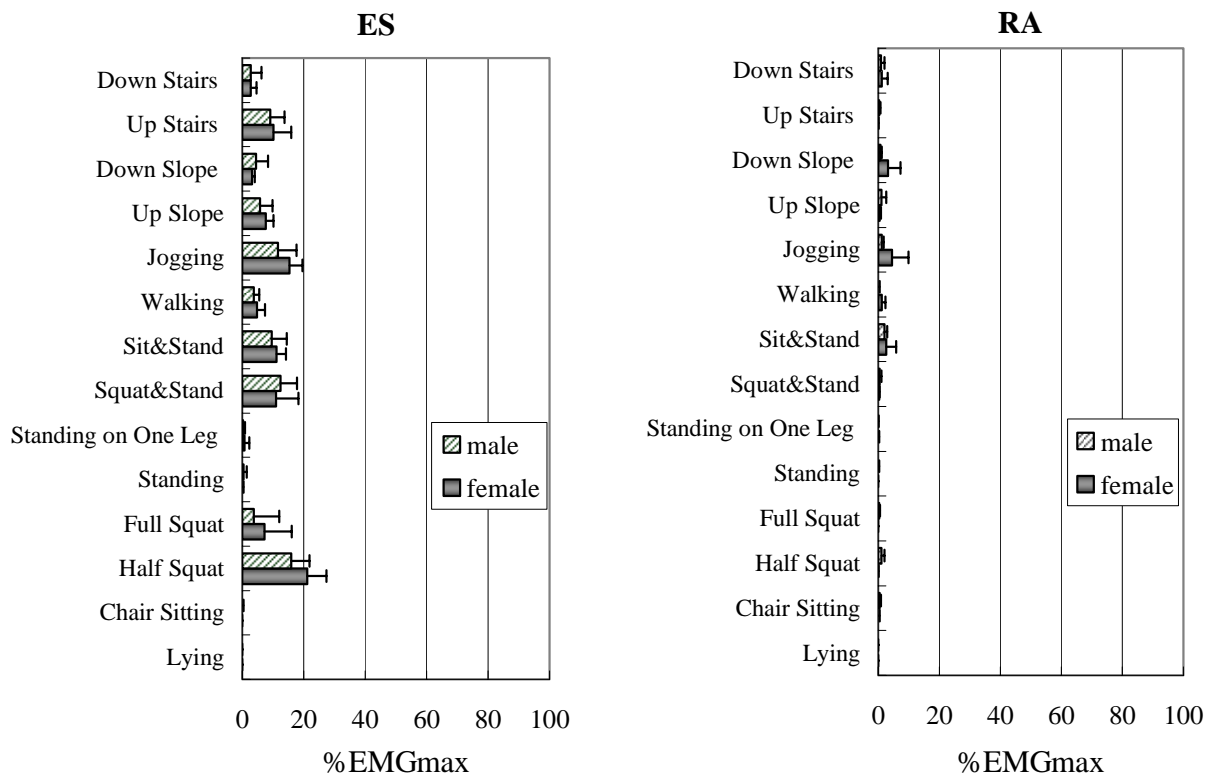


Fig. III-2-a The comparison between male(n=6) and female(n=6) in the activity level of trunk muscles during 14 daily living actions (mean values and standard deviations of male group and female group)

The muscular activity level is shown as %EMGmax which indicates the proportion for maximal EMG response under isometric maximal voluntary contraction.

ES; Erector spinae muscle, RA; Rectus abdominis muscle

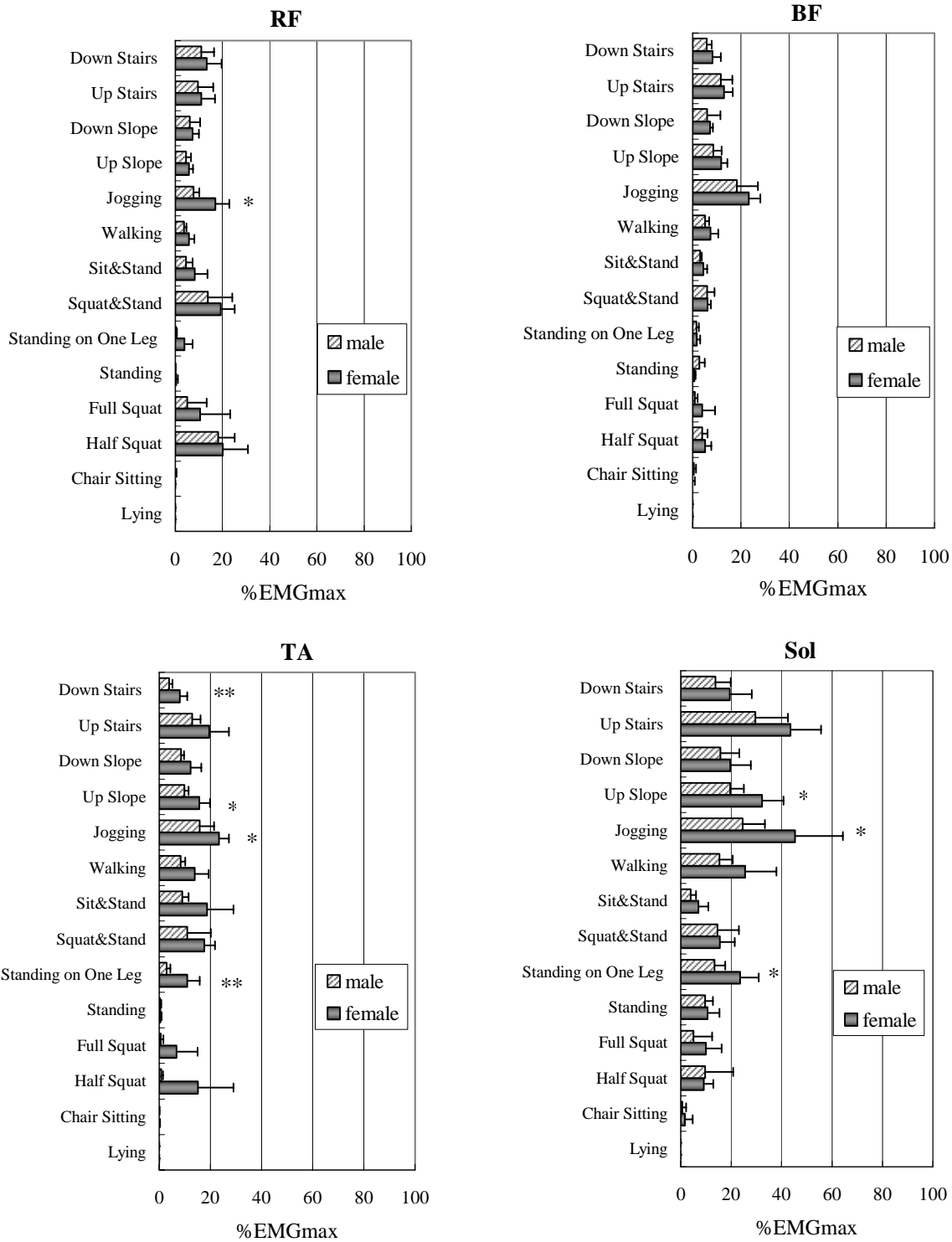


Fig. III-2-b The comparison between male(n=6) and female(n=6) in the activity level of lower limb muscles during 14 daily living actions (mean values and standard deviations of male group and female group)

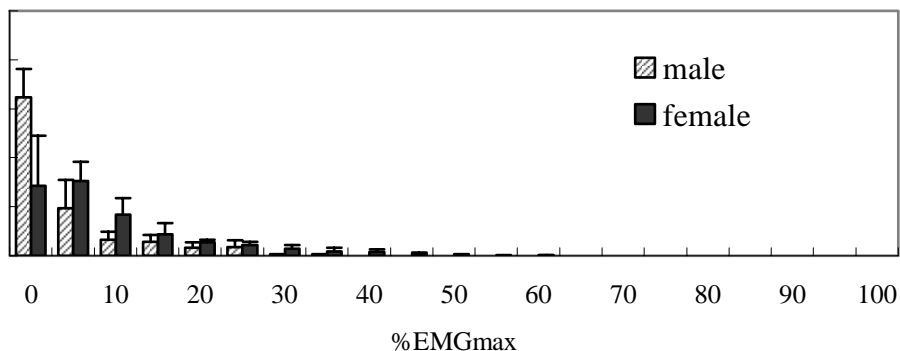
The muscular activity level is shown as %EMGmax which indicates the proportion for maximal EMG response under isometric maximal voluntary contraction.

RF; muscle of Rectus Femoris, BF; muscle of Biceps Femoris,

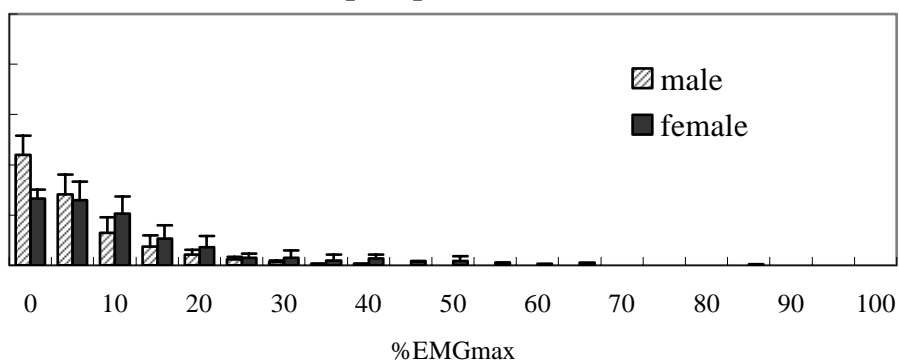
TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus

Asterisk (*) shows the significant statistical difference between male group and female group. (*; p<0.05, **; p<0.01)

Jogging (RF)



Up Slope (TA)



Standing on One Leg (Sol)

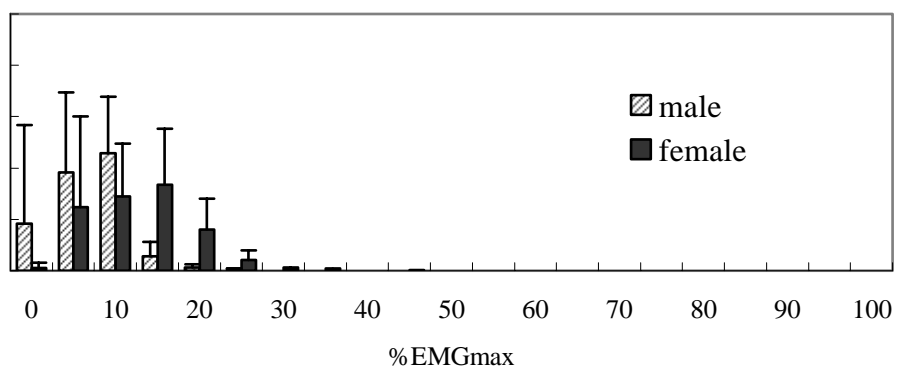


Fig. III-3 The comparison between male and female on frequency of appearance of the every muscular activity level

The quadrature axis shows %EMGmax. The vertical line shows the proportion of total time reached each muscle activity level for the action time required whole. Each data shows the mean value and standard deviation of male group and female group, respectively.

RF; muscle of Rectus Femoris, TA; muscle of Tibialis Anterior, Sol; muscle of Soleus



Side turn



Lateral move (A method)



Lateral move (B method)



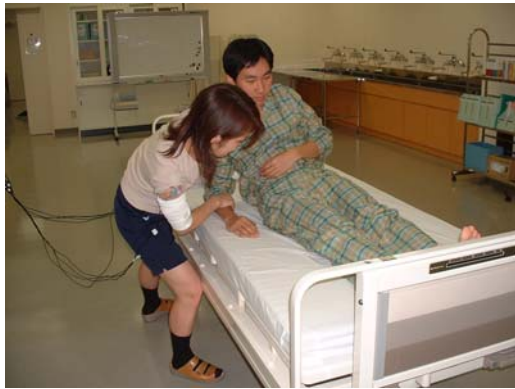
Vertical move (A method)



Vertical move (B method)

Fig. IV-1-a

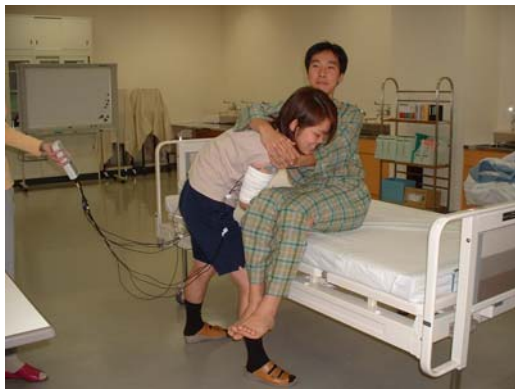
Nursing actions as objects of the EMG measurement



Half raise (A method)



Half raise (B method)



Sitting



Lying



Wheelchair



Raising the bed

Fig. IV-1-b
Nursing actions as objects of the EMG measurement



Feeding



Changing bed sheets



Wiping & Changing clothes (upper)



Wiping & Changing clothes (lower)



Changing clothes from one side

Fig. IV-1-c

Nursing actions as objects of the EMG measurement

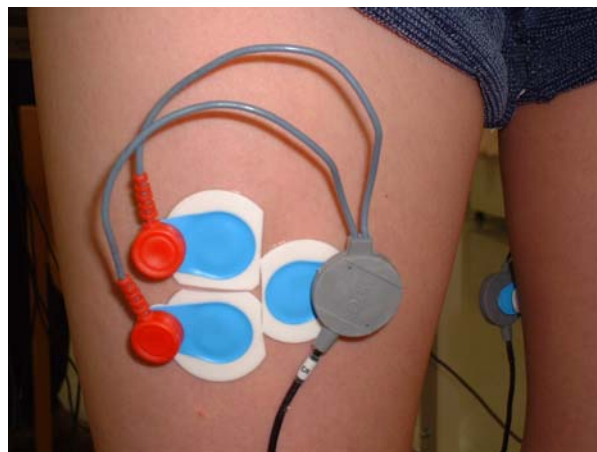


Fig. IV-2. Portable surface electromyographic apparatus



BB and TB; elbow flexion and extension



DM; shoulder flexion



RA; trunk flexion



ES; back extension



RF; knee extension



BF; knee flexion



TA; ankle dorsiflexion



Sol; ankle plantar flexion

Fig. IV-3
Measurement of EMGmax during isometric maximum voluntary contraction

Table IV-1. Nursing actions measured by EMG

"A" and "B" being written in the column of No. show A method and B method respectively.

Nursing action	Action's name	No.	Procedure
Postural change	Side turn	A:1 B:2	Moving the patient onto his/her side
	Lateral move	A:3 B:4	Moving the patient to the edge of the bed
	Vertical move	A:5 B:6	Moving the patient to the head of the bed
	Half raise	A:7 B:8	Moving the patient so that he/she is sitting in bed
	Sitting	9	Moving the patient from sitting on the bed while both knees are extended, to sitting on the edge of the bed
	Lying	10	Moving the patient from sitting on the edge of the bed to lying down
	Wheelchair	11	Helping the patient from sitting on the edge of the bed to sitting in a wheelchair
	Low chair	12	Helping a patient move from standing to sitting in a chair of low height
Operation of nursing tool	Raising the bed	13	Changing the bed's position so that it is raised/tilted
Feeding	Feeding (sitting)	14	The nurse feeds the patient from a sitting position
	Feeding (standing)	15	The nurse feeds the patient from a standing position
Changing equipment	Changing diaper	16	Changing the patient's diaper
	Changing bed sheets	17	Changing the patient's bed sheets
Wiping a patient and changing his/her clothes	Wiping & Changing clothes (upper)	18	Wiping and changing clothes for the patient's upper body
	Wiping & Changing clothes (lower)	19	Wiping and changing clothes for patient's lower body
	Changing clothes from one side	20	The nurse changes the patient's clothes from one side of the bed only
	Changing clothes from both sides	21	The nurse changes the patient's clothes using both sides of the bed

Table IV-2-a The activity level of 16 muscles during nursing actions

This table shows mean values and standard deviations of seven subjects for 12 postural change actions. The muscular activity level is shown as % EMGmax which indicates the proportion for maximal EMG response under isometric maximal voluntary contraction. The number written in the most upper stage has shown the type of the action. The description of the type of the action was shown at the table of the downward.

BB; Biceps brachii muscle, TB; triceps brachii muscle, DM; deltoideus muscle, ES; Erector spinae muscle, RA; Rectus abdominis muscle, RF; Rectus femoris muscle, BF; Biceps femoris muscle, TA; Tibialis anterior muscle, Sol; Soleus muscle (R) or (L) shows right or left side of the extremities.

No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
BB(L)	12.9 ± 8.9	12.8 ± 9.7	16.3 ± 11.2	15.4 ± 9.9	14.7 ± 8.7	20.2 ± 10.0	22.9 ± 12.6	25.7 ± 9.3	25.3 ± 12.9	25.5 ± 12.0	12.4 ± 6.1	12.0 ± 4.7
TB(L)	8.5 ± 6.5	8.3 ± 5.8	12.0 ± 6.8	11.8 ± 4.5	10.1 ± 5.8	12.0 ± 6.7	14.0 ± 6.5	15.5 ± 6.3	17.3 ± 10.5	19.3 ± 11.4	8.4 ± 4.9	7.7 ± 3.1
DM(L)	11.2 ± 9.5	11.1 ± 8.9	12.1 ± 7.5	12.1 ± 9.6	13.3 ± 10.5	12.7 ± 7.7	21.7 ± 13.7	22.8 ± 10.8	28.8 ± 15.8	23.0 ± 11.1	10.8 ± 6.3	11.0 ± 6.8
BB(R)	15.3 ± 5.3	15.3 ± 5.4	23.0 ± 4.7	20.3 ± 4.2	18.7 ± 6.9	25.4 ± 5.7	9.6 ± 5.5	26.2 ± 5.1	29.0 ± 12.4	28.3 ± 9.6	14.4 ± 4.7	13.2 ± 3.8
TB(R)	11.1 ± 7.1	10.2 ± 7.2	15.6 ± 5.6	17.2 ± 7.2	10.0 ± 3.9	16.9 ± 7.1	9.1 ± 3.7	20.9 ± 6.7	19.7 ± 9.5	21.9 ± 10.7	12.1 ± 6.3	11.3 ± 4.8
DM(R)	10.3 ± 3.8	9.9 ± 3.6	14.0 ± 5.0	13.8 ± 3.7	9.9 ± 3.4	15.5 ± 6.1	5.5 ± 2.4	18.8 ± 6.0	16.8 ± 7.7	20.2 ± 8.0	10.9 ± 4.9	11.9 ± 3.8
RA	2.5 ± 1.2	2.6 ± 1.2	3.4 ± 1.9	3.1 ± 1.6	3.2 ± 1.5	3.4 ± 1.6	3.2 ± 1.6	3.6 ± 1.7	3.5 ± 1.5	3.6 ± 1.8	3.5 ± 1.7	3.2 ± 1.6
ES	18.8 ± 7.6	18.9 ± 8.1	20.3 ± 7.3	22.2 ± 8.4	23.1 ± 9.1	25.2 ± 10.3	17.1 ± 6.3	27.4 ± 10.8	27.6 ± 10.0	29.8 ± 13.2	26.1 ± 11.5	23.0 ± 8.1
RF(L)	4.6 ± 1.1	4.4 ± 1.0	6.7 ± 4.1	6.5 ± 2.7	6.5 ± 3.0	5.6 ± 2.8	6.6 ± 2.1	5.0 ± 2.0	6.6 ± 2.3	4.3 ± 1.0	13.9 ± 2.9	20.0 ± 4.9
BF(L)	13.6 ± 4.3	13.8 ± 5.0	16.7 ± 7.0	17.7 ± 5.8	12.7 ± 4.5	13.9 ± 4.5	16.9 ± 6.7	17.5 ± 3.9	17.5 ± 4.9	16.9 ± 6.7	10.3 ± 3.2	8.8 ± 3.5
TA(L)	11.7 ± 6.1	11.1 ± 5.3	10.4 ± 4.6	14.3 ± 4.3	10.2 ± 3.3	9.2 ± 2.6	10.8 ± 2.4	11.6 ± 6.3	12.7 ± 5.2	10.5 ± 4.6	16.0 ± 4.2	22.8 ± 9.1
Sol(L)	14.7 ± 3.9	14.8 ± 3.2	14.0 ± 4.7	18.2 ± 6.2	15.3 ± 4.5	13.8 ± 4.9	16.0 ± 6.1	13.4 ± 4.3	16.4 ± 5.9	15.4 ± 5.8	15.5 ± 5.8	13.8 ± 4.9
RF(R)	5.1 ± 2.8	4.1 ± 1.7	5.3 ± 2.7	5.5 ± 3.9	5.1 ± 2.3	5.4 ± 5.4	6.4 ± 2.8	6.6 ± 4.4	6.0 ± 4.4	5.2 ± 2.6	14.3 ± 6.7	20.7 ± 8.6
BF(R)	11.1 ± 3.4	11.5 ± 4.7	12.1 ± 3.5	13.3 ± 6.9	17.4 ± 6.8	15.1 ± 5.0	8.4 ± 2.2	11.0 ± 3.1	16.3 ± 5.4	19.0 ± 6.9	14.6 ± 4.6	11.7 ± 3.1
TA(R)	7.4 ± 3.3	6.5 ± 2.5	7.5 ± 3.7	9.2 ± 3.4	10.6 ± 2.9	8.9 ± 2.3	6.3 ± 1.8	7.6 ± 3.8	10.9 ± 3.8	10.1 ± 3.0	13.9 ± 2.7	17.4 ± 4.0
Sol(R)	16.0 ± 6.5	15.8 ± 6.7	15.6 ± 5.5	19.7 ± 11.0	22.4 ± 9.6	20.4 ± 9.4	15.9 ± 6.2	17.2 ± 8.2	22.4 ± 10.3	22.2 ± 8.7	25.4 ± 11.1	26.9 ± 9.1

- | No. | Action |
|-----|-----------------|
| 1. | Side turn A |
| 2. | Side turn B |
| 3. | Lateral move A |
| 4. | Lateral move B |
| 5. | Vertical move A |
| 6. | Vertical move B |
| 7. | Half raise A |
| 8. | Half raise B |
| 9. | Sitting |
| 10. | Lying |
| 11. | Wheelchair |
| 12. | Low chair |

Table IV-2-b The activity level of 16 muscles during nursing actions

This table shows mean values and standard deviations of seven subjects for 9 nursing actions. The number written in the most upper stage has shown the type of the action. The description of the type of the action was shown at the table of the downward.

BB; Biceps brachii muscle, TB; triceps brachii muscle, DM; deltoideus muscle, ES; Erector spinae muscle, RA; Rectus abdominis muscle, RF; Rectus femoris muscle, BF; Biceps femoris muscle, TA; Tibialis anterior muscle, Sol; Soleus muscle (R) or (L) shows right or left side of the extremities.

No.	13	14	15	16	17	18	19	20	21
BB(L)	5.5 ± 2.6	7.6 ± 5.7	9.0 ± 7.2	9.5 ± 5.7	13.0 ± 6.8	13.4 ± 7.8	18.2 ± 8.9	13.9 ± 7.0	15.1 ± 11.1
TB(L)	9.1 ± 8.1	3.0 ± 2.4	3.7 ± 2.8	7.5 ± 5.6	10.2 ± 6.5	9.3 ± 5.9	10.9 ± 7.3	10.9 ± 6.3	10.0 ± 6.1
DM(L)	6.9 ± 6.0	5.5 ± 6.0	8.2 ± 8.2	7.5 ± 5.0	9.5 ± 5.6	9.5 ± 5.1	10.9 ± 7.1	11.4 ± 6.0	10.7 ± 5.1
BB(R)	19.7 ± 5.8	6.3 ± 3.1	8.2 ± 4.7	11.4 ± 3.9	12.5 ± 5.0	14.8 ± 6.1	17.1 ± 7.1	14.2 ± 5.2	12.1 ± 4.9
TB(R)	27.8 ± 17.2	4.5 ± 2.0	5.7 ± 3.5	12.0 ± 7.8	12.1 ± 5.8	15.2 ± 9.6	16.1 ± 10.0	15.8 ± 7.9	10.9 ± 5.0
DM(R)	12.7 ± 4.1	5.6 ± 3.5	9.5 ± 4.6	9.3 ± 3.3	8.1 ± 2.3	10.8 ± 3.5	10.9 ± 4.2	11.5 ± 3.0	8.5 ± 2.6
RA	2.7 ± 1.2	2.0 ± 0.9	2.3 ± 1.1	2.5 ± 1.2	4.6 ± 2.4	2.8 ± 1.1	2.9 ± 1.2	3.9 ± 1.9	3.9 ± 2.1
ES	17.3 ± 6.1	8.9 ± 3.8	10.1 ± 5.3	20.2 ± 8.2	16.4 ± 5.3	20.6 ± 8.0	25.1 ± 10.3	23.4 ± 8.4	21.1 ± 8.2
RF(L)	11.2 ± 2.5	3.2 ± 1.8	3.6 ± 2.0	2.9 ± 1.5	4.8 ± 2.0	3.1 ± 1.0	2.9 ± 0.8	3.3 ± 0.9	2.9 ± 1.1
BF(L)	8.1 ± 4.5	5.3 ± 1.6	3.5 ± 1.5	11.3 ± 2.9	12.8 ± 4.3	12.7 ± 4.5	10.7 ± 3.5	12.5 ± 3.6	11.7 ± 4.1
TA(L)	9.0 ± 6.1	5.0 ± 4.7	5.0 ± 4.5	5.9 ± 3.0	7.4 ± 2.4	6.2 ± 3.4	5.1 ± 2.1	5.4 ± 1.9	6.4 ± 3.0
Sol(L)	7.9 ± 4.1	6.4 ± 3.8	4.6 ± 3.6	9.8 ± 4.1	11.5 ± 3.3	10.6 ± 4.1	10.1 ± 4.8	11.1 ± 3.5	10.9 ± 4.3
RF(R)	12.1 ± 5.9	2.1 ± 1.4	2.8 ± 1.5	2.5 ± 1.3	4.7 ± 2.9	2.7 ± 1.5	2.6 ± 1.1	2.6 ± 1.1	2.8 ± 1.3
BF(R)	5.5 ± 2.5	4.5 ± 2.3	2.7 ± 1.4	12.0 ± 5.8	13.1 ± 5.4	11.9 ± 5.4	15.2 ± 6.3	12.5 ± 5.3	12.1 ± 5.3
TA(R)	7.1 ± 3.6	2.1 ± 1.7	3.1 ± 2.0	3.6 ± 1.2	6.2 ± 1.6	3.6 ± 1.4	5.0 ± 1.2	4.0 ± 1.3	4.4 ± 1.2
Sol(R)	10.2 ± 5.0	8.8 ± 4.4	3.7 ± 2.1	12.7 ± 4.5	15.4 ± 5.9	12.3 ± 3.9	16.4 ± 5.4	13.2 ± 4.8	14.3 ± 5.1

- | <u>No.</u> | <u>Actions</u> |
|------------|-----------------------------------|
| 13. | Raising the bed |
| 14. | Feeding (sitting) |
| 15. | Feeding (standing) |
| 16. | Changing diaper |
| 17. | Changing bed sheets |
| 18. | Wiping & changing clothes (upper) |
| 19. | Wiping & changing clothes (lower) |
| 20. | Changing clothes from one side |
| 21. | Changing clothes from both sides |

Table IV-3 The significant difference of the activity level between different muscles.

Muscle name of the vertical line ranges in order muscular activity level. Asterisk (*) shows the significant statistical difference between the muscle in the column of the vertical line and the other one in column of the horizontal axis. NS shows no significance.

BB; Biceps brachii muscle, TB; triceps brachii muscle, DM; deltoideus muscle,
 ES; Erector spinae muscle, RA; Rectus abdominis muscle, RF; Rectus femoris muscle,
 BF; Biceps femoris muscle, TA; Tibialis anterior muscle, Sol; Soleus muscle
 (R)or (L) shows right or left side.

order																	
1	ES																
2	Sol (R)	NS															
3	BB (R)	NS	NS														
4	BB (L)	NS	NS	NS													
5	DM (L)	NS	NS	NS	NS												
6	Sol (L)	NS	NS	NS	NS	NS											
7	BF (L)	NS	NS	NS	NS	NS	NS										
8	TB (R)	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS									
9	BF (R)	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS								
10	DM (R)	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS							
11	TA (L)	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS						
12	TB (L)	*	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS					
13	TA (R)	*	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS				
14	RF (L)	*	*	*	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS			
15	RF (R)	*	*	*	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS		
16	RA	*	*	*	*	*	*	*	*	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	
		ES	Sol(R)	BB (R)	BB (L)	DM (L)	Sol (L)	BF (L)	TB (R)	BF (R)	DM (R)	TA (L)	TB (L)	TA (R)	RF (L)	RF (R)	RA

Table IV-4 The significant difference of the muscular activity level between different nursing actions.

Action name of the vertical line ranges in order muscular activity level. Asterisk (*) shows the significant statistical difference between the action in the column of the vertical line and the other one in column of the horizontal axis. NS shows no significance. The field of the dotted line shows that there was a significant difference of the muscular activity level between A method and B method within a specific postural change action.

ranking														
1	Sitting													
2	Lying	NS												
3	Half raise B	NS	NS											
4	Low chair	*	*	NS										
5	Vertical move B	*	*	*	NS									
6	Wheelchair	*	*	*	NS	NS								
7	Lateral move B	*	*	*	NS	NS	NS							
8	Lateral move A	*	*	*	*	*	NS	NS						
9	Vertical move A	*	*	*	*	*	NS	NS	NS					
10	Half raise A	*	*	*	*	*	*	*	NS	NS				
11	Side turn A	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	NS		
12	Side turn B	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	NS	
		Sitting	Lying	Half raise B	Low chair	Vertical move B	Wheelchair	Lateral move B	Lateral move A	Vertical move A	Half raise A	Side turn A	Side turn B	

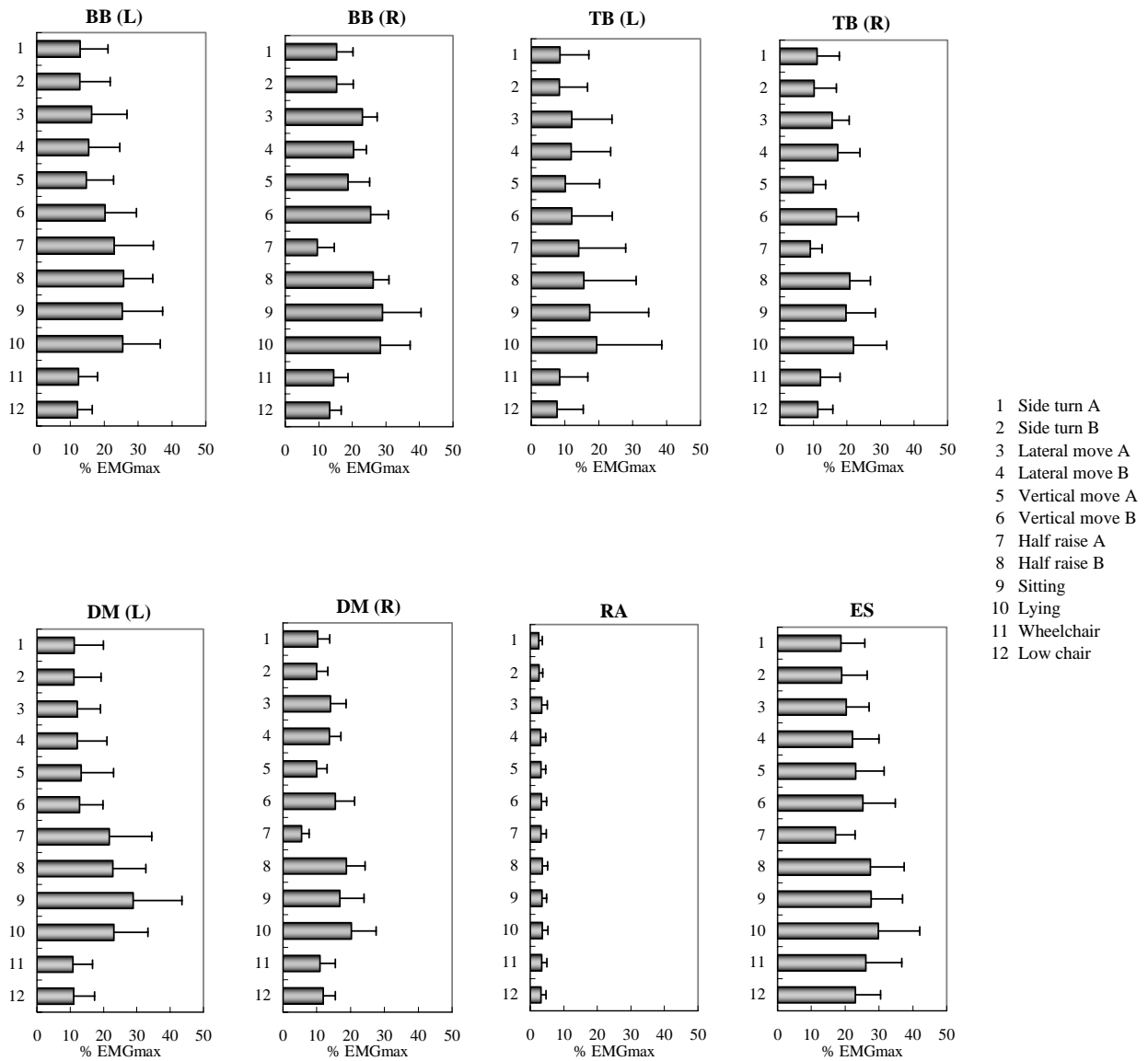


Fig. IV-4-a The activity level of the upper limb and trunk muscles during 12 postural change actions (mean values and standard deviations of seven subjects)

The numeral of the vertical line shows the type of the action shown in the right upper part. The horizontal axis shows % EMGmax.

BB; Biceps brachii muscle, TB; triceps brachii muscle, DM; deltoideus muscle, RA; Rectus abdominis muscle, ES; Erector spinae muscle (R) or (L) shows right or left side.

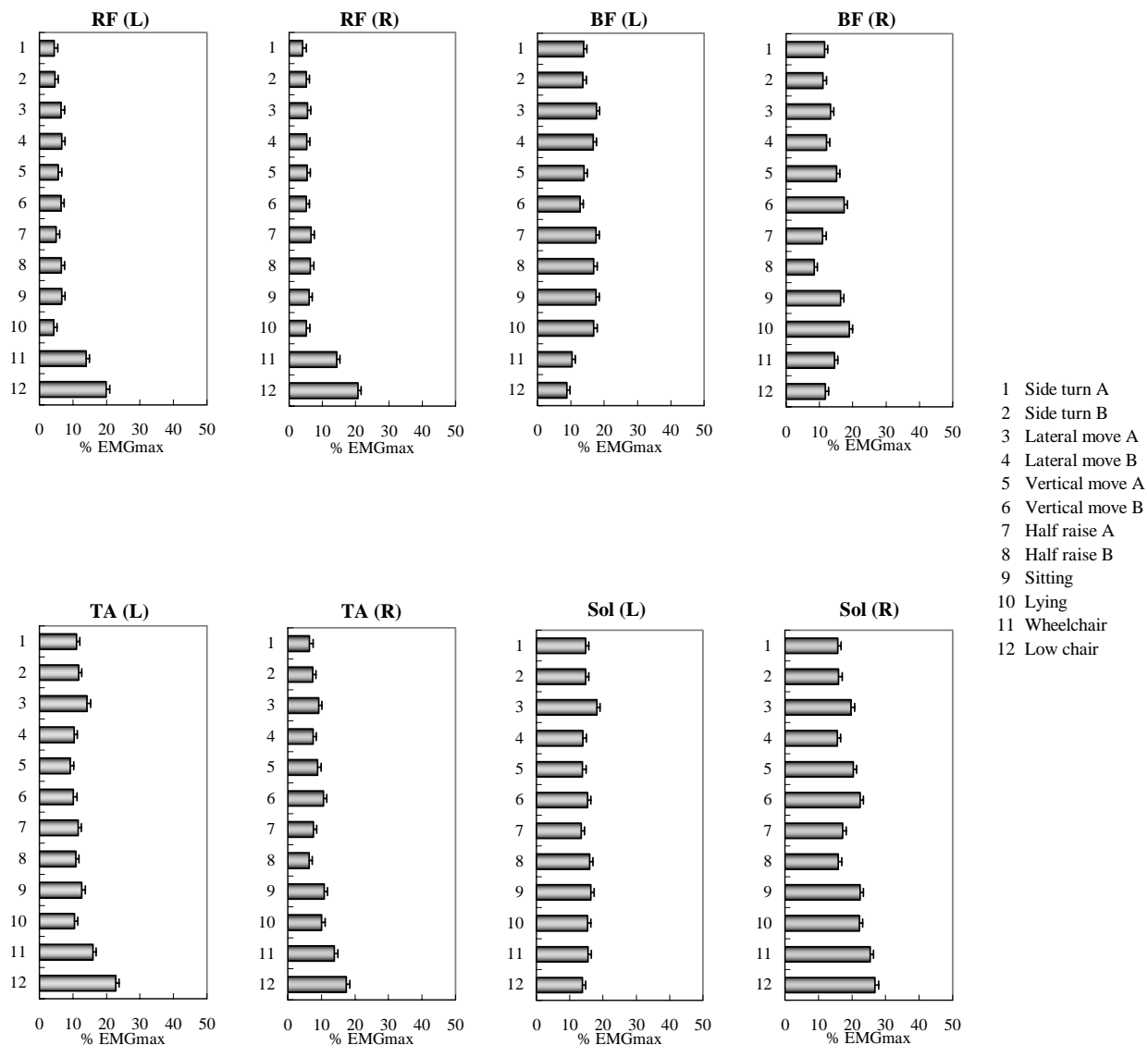


Fig. IV-4-b The activity level of the lower limb muscles during 12 postural change actions (mean values and standard deviations of seven subjects)

The numeral of the vertical line shows the type of the action shown in the right upper part. The horizontal axis shows % EMGmax.

RF; Rectus femoris muscle, BF; Biceps femoris muscle, TA; Tibialis anterior muscle, Sol; Soleus muscle (R) or (L) shows right or left side.

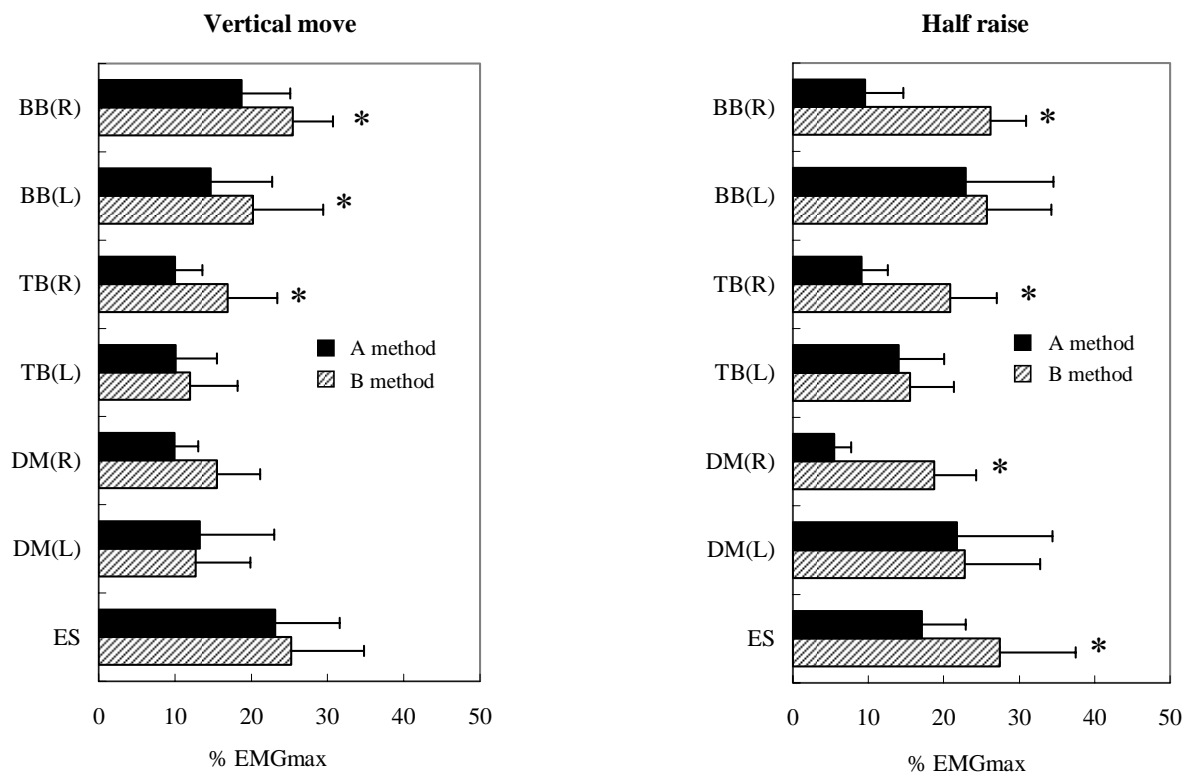


Fig. IV-5 The comparison between A method and B method in the activity level of arm and low-back muscles during two nursing actions ("Vertical move" and "Half raise")

The mean values and standard deviations of the activity level of arm and low back muscles in each method are drawn. The muscular activity level is shown as % EMGmax. A method is a technique which applied the theory of the body mechanics and B method is a conventional technique for using by the nursing profession. Asterisk (*) shows that there is the significant statistical difference between two methods.

BB; Biceps brachii muscle, TB; triceps brachii muscle, DM; deltoideus muscle, ES; Elector spinae muscle, (R) or (L) shows right or left side of upper arm.

Vertical move

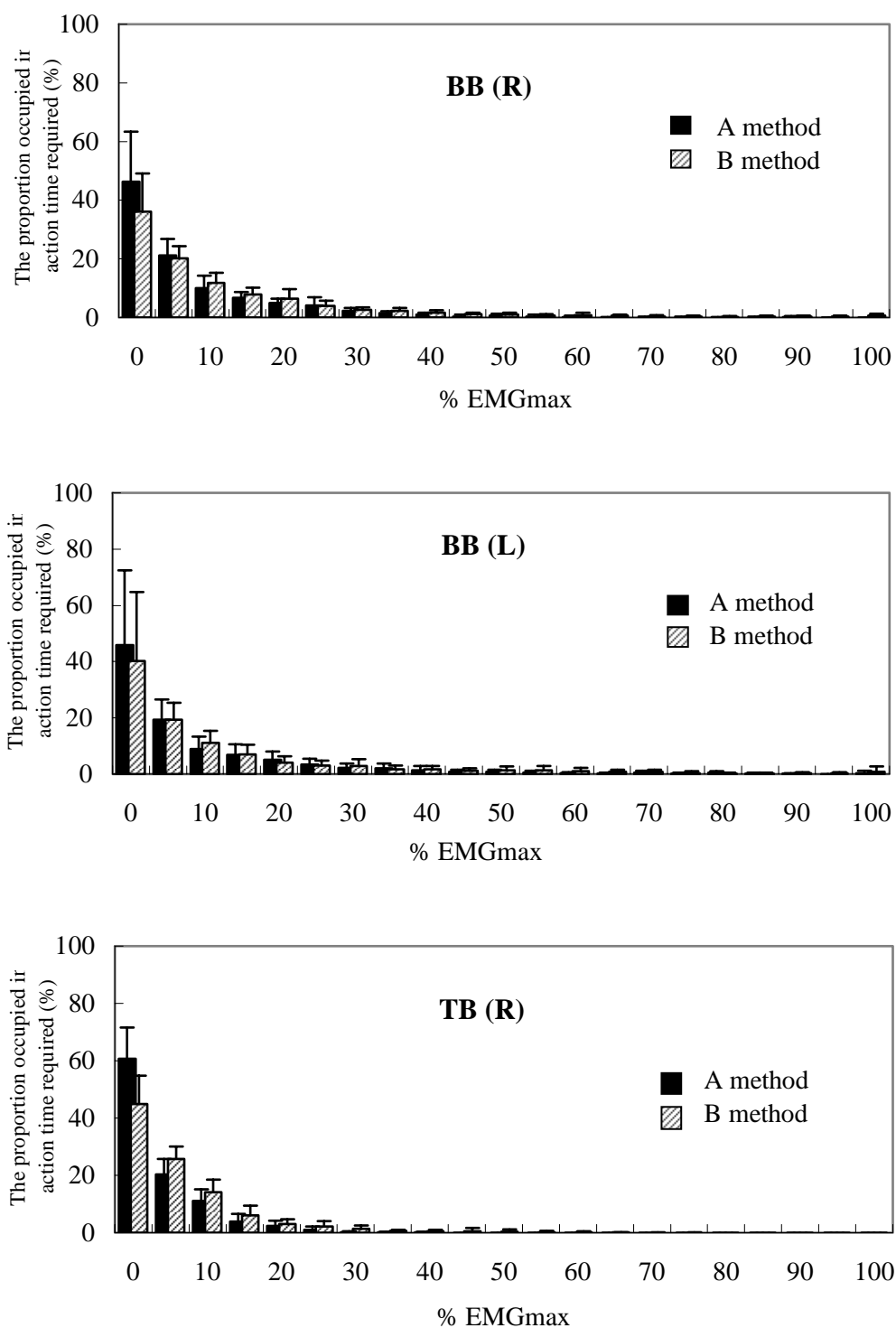


Fig. IV-6-a The comparison between A method and B method in vertical move action on frequency of appearance of the every muscular activity level

The horizontal axis shows %EMGmax. The vertical line shows the proportion of total time reached each muscle activity level for the action time required whole. Each data shows the mean value and standard deviation of A method and B method, respectively.

A method is a technique which applied the theory of the body mechanics and B method is a conventional technique for using by the nursing profession.

BB; Biceps brachii muscle, TB; triceps brachii muscle (R) or (L) shows right or left side.

Half raise

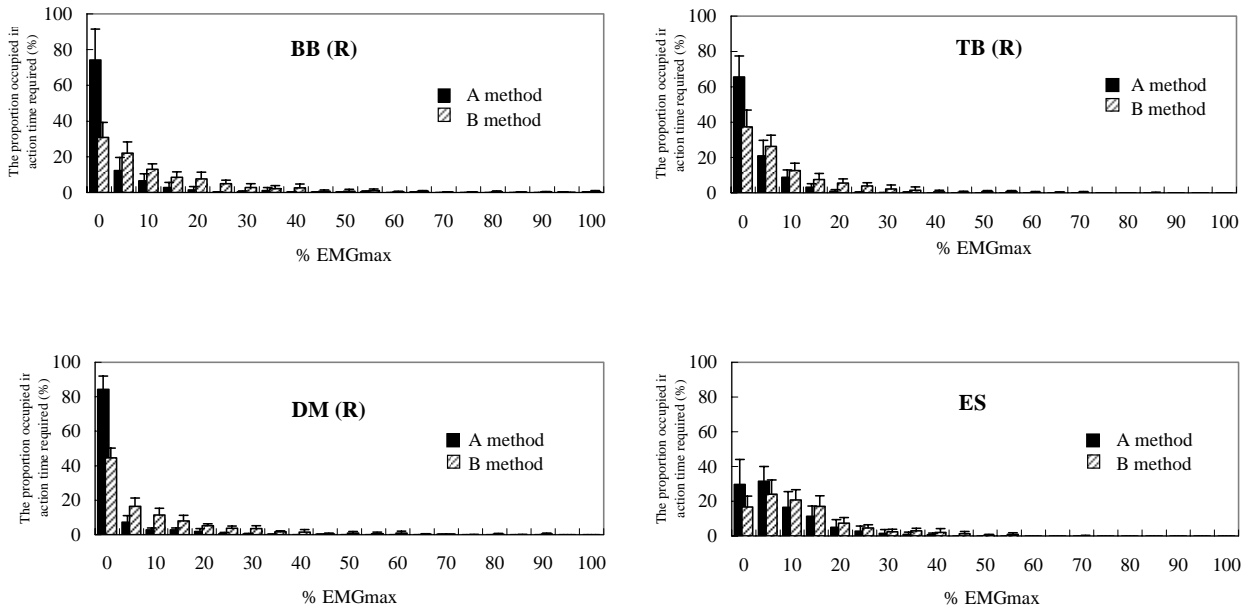


Fig. IV-6-b The comparison between A method and B method in vertical move action on frequency of appearance of the every muscular activity level

The horizontal axis shows %EMGmax. The vertical line shows the proportion of total time reached each muscle activity level for the action time required whole. Each data shows the mean value and standard deviation of A method and B method, respectively.

A method is a technique which applied the theory of the body mechanics and B method is a conventional technique for using by the nursing profession.

BB; Biceps brachii muscle, TB; triceps brachii muscle, DM; deltoideus muscle, ES; Erector spinae muscle (R) or (L) shows right or left side.

表 V-1-b 基本的日常生活動作(姿勢保持・姿勢変換・体重移動)における身体各部の筋活動水準(女性の平均値に基づく区分)

%EMGmax	上腕二頭筋	上腕三頭筋	腹直筋	脊柱起立筋	大腿直筋	大腿二頭筋	前脛骨筋	ヒラメ筋
<5%	下記以外の動作	下記以外の動作	下記以外の動作	仰臥位, 椅座位, 立位, 片足立ち, 中腰(手で支持), 歩行(遅く・普通), 坂下り(遅く・普通), 階段降り(遅く・普通・手すり)	仰臥位, 椅座位, 中腰(手で支持), 片足立ち, 立位, 歩行(遅く), 坂上り(遅く)	仰臥位, 椅座位, しゃがみ込み, 中腰(手で支持), 片足立ち, 立位, 座り立ち,	仰臥位, 椅座位, 立位, 中腰(手で支持)	仰臥位, 椅座位
5~10%	ジョギング, 階段登り(手すり), 階段降り(手すり)	中腰(手で支持), 階段降り(手すり)	坂下り(速く), 階段降り(速く)	しゃがみ込み, 歩行(速く), 坂上り(遅く・普通), 坂下り(速く), 階段登り(遅く)	座り立ち, 歩行(普通), 坂上り(普通), 坂下り(遅く・普通), 階段登り(遅く), 階段降り(手すり)	中腰, 立ちしゃがみ, 歩行(遅く・普通), 坂上り(遅く), 坂下り(遅く・普通), 階段降り(遅く・普通・手すり)	しゃがみ込み, 階段降り(遅く・普通・手すり)	中腰, 座り立ち
10~15%		階段登り(手すり)		立ちしゃがみ, 座り立ち, 坂上り(速く), 階段登り(普通・速く・手すり), 階段降り(速く)	しゃがみ込み, 歩行(速く), 坂上り(速く), 坂下り(速く), 階段登り(普通・手すり), 階段降り(遅く・普通)	歩行(速く), 坂上り(普通), 坂下り(速く), 階段登り(遅く・普通・手すり)	片足立ち, 歩行(遅く・普通), 坂上り(遅く), 坂下り(遅く・普通), 階段登り(遅く・手すり)	中腰(手で支持), しゃがみ込み, 立位,
15~20%				ジョギング	立ちしゃがみ, ジョギング	階段降り(速く)	中腰, 立ちしゃがみ, 座り立ち, 坂上り(普通), 階段登り(普通), 階段降り(速く)	立ちしゃがみ, 歩行(遅く), 坂下り(遅く・普通), 階段降り(遅く・普通・手すり)
20~25%			中腰		中腰, 階段登り(速く), 階段降り(速く)	坂上り(速く), 階段登り(速く), ジョギング	ジョギング, 歩行(速く), 坂下り(速く)	片足立ち
25~30%							坂上り(速く)	歩行(普通), 坂上り(遅く)
30~35%								坂上り(普通), 階段登り(遅く・手すり)
35~40%							階段登り(速く)	歩行(速く), 坂下り(速く)
40% ≤								ジョギング, 坂上り(速く), 階段登り(普通・速く), 階段降り(速く)

表 V-4 基本的介護動作における身体各部の筋活動水準

%EMGmax	上腕二頭筋 (左側)	上腕二頭筋 (右側)	上腕三頭筋 (左側)	上腕三頭筋 (右側)	三角筋 (左側)	三角筋 (右側)	腹直筋	脊柱起立筋	大腿直筋 (左側)	大腿直筋 (右側)	大腿二頭筋 (左側)	大腿二頭筋 (右側)	前脛骨筋 (左側)	前脛骨筋 (右側)	ヒラメ筋 (左側)	ヒラメ筋 (右側)
<5%			食事介助				全動作		横向き、端座位から仰臥位、オムツ交換、シーツ交換、食事介助、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換(片側・両側)	オムツ交換、シーツ交換、食事介助、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換(片側・両側)	食事介助(立位)	食事介助	食事介助	食事介助、オムツ交換、更衣と清拭(上半身)、寝間着交換(片側・両側)	食事介助(立位)	食事介助(立位)
5~10%	ギャッジアップ、食事介助、オムツ交換	起き上がり、食事介助	横向き、車椅子への移乗、低い椅子への移乗、オムツ交換、ギャッジアップ、更衣と清拭	食事介助、起き上がり	食事介助、オムツ交換、シーツ交換、ギャッジアップ、更衣と清拭(上半身)	上移動、起き上がり、オムツ交換、シーツ交換、食事介助、寝間着交換(両側)		食事介助(座位)	横移動、上移動、起き上がり、仰臥位から端座位	横向き、横移動、上移動、起き上がり、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位	食事介助(座位)、低い椅子への移乗、ギャッジアップ	起き上がり、ギャッジアップ	ギャッジアップ、オムツ交換、シーツ交換、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換(片側・両側)	横向き、横移動、起き上がり、ギャッジアップ、オムツ交換	食事介助(座位)、ギャッジアップ、オムツ交換	食事介助(座位)
10~15%	横向き、上移動、車椅子への移乗、低い椅子への移乗、シーツ交換、更衣と清拭(上半身)、寝間着交換(片側)	車椅子への移乗、低い椅子への移乗、オムツ交換、シーツ交換、更衣と清拭(上半身)、寝間着交換	横移動、上移動、起き上がり、更衣と清拭(下半身)、シーツ交換、寝間着交換	横向き、上移動、車椅子への移乗、低い椅子への移乗、オムツ交換、シーツ交換(両側)	横向き、横移動、上移動、車椅子への移乗、低い椅子への移乗、ギャッジアップ、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換	横向き、横移動、車椅子への移乗、低い椅子への移乗、ギャッジアップ、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換(片側)		食事介助(立位)	車椅子への移乗、ギャッジアップ	車椅子への移乗、ギャッジアップ	横向き、上移動、車椅子への移乗、オムツ交換、シーツ交換、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換(片側・両側)	横向き、横移動、車椅子への移乗、低い椅子への移乗、オムツ交換、シーツ交換、更衣と清拭(上半身)、寝間着交換(片側・両側)	横向き、横移動、上移動、起き上がり、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位	上移動、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位、車椅子への移乗	横向き、横移動、低い椅子への移乗、シーツ交換、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換(片側・両側)	ギャッジアップ、オムツ交換、更衣と清拭(上半身)、寝間着交換(片側・両側)
15~20%	横移動、更衣と清拭(下半身)、寝間着交換(両側)	横向き、上移動、ギャッジアップ	仰臥位から端座位、端座位から仰臥位	横移動、仰臥位から端座位、更衣と清拭(上半身・下半身)、寝間着交換(片側)		仰臥位から端座位		横向き、起き上がり、シーツ交換、ギャッジアップ			横移動、起き上がり、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位	上移動、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位、更衣と清拭(下半身)	車椅子への移乗	低い椅子への移乗	上移動、起き上がり、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位、車椅子への移乗	横向き、横移動、起き上がり、シーツ交換、更衣と清拭(下半身)
20~25%	起き上がり	横移動		端座位から仰臥位	起き上がり、端座位から仰臥位	端座位から仰臥位		横移動、上移動、低い椅子への移乗、オムツ交換、更衣と清拭(上半身)、寝間着交換	低い椅子への移乗	低い椅子への移乗				低い椅子への移乗		上移動、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位
25~30%	仰臥位から端座位、端座位から仰臥位	仰臥位から端座位、端座位から仰臥位		ギャッジアップ	仰臥位から端座位			車椅子への移乗、仰臥位から端座位、端座位から仰臥位、更衣と清拭(下半身)								車椅子への移乗、低い椅子への移乗

表 V-2 身体活動のエクササイズ数表

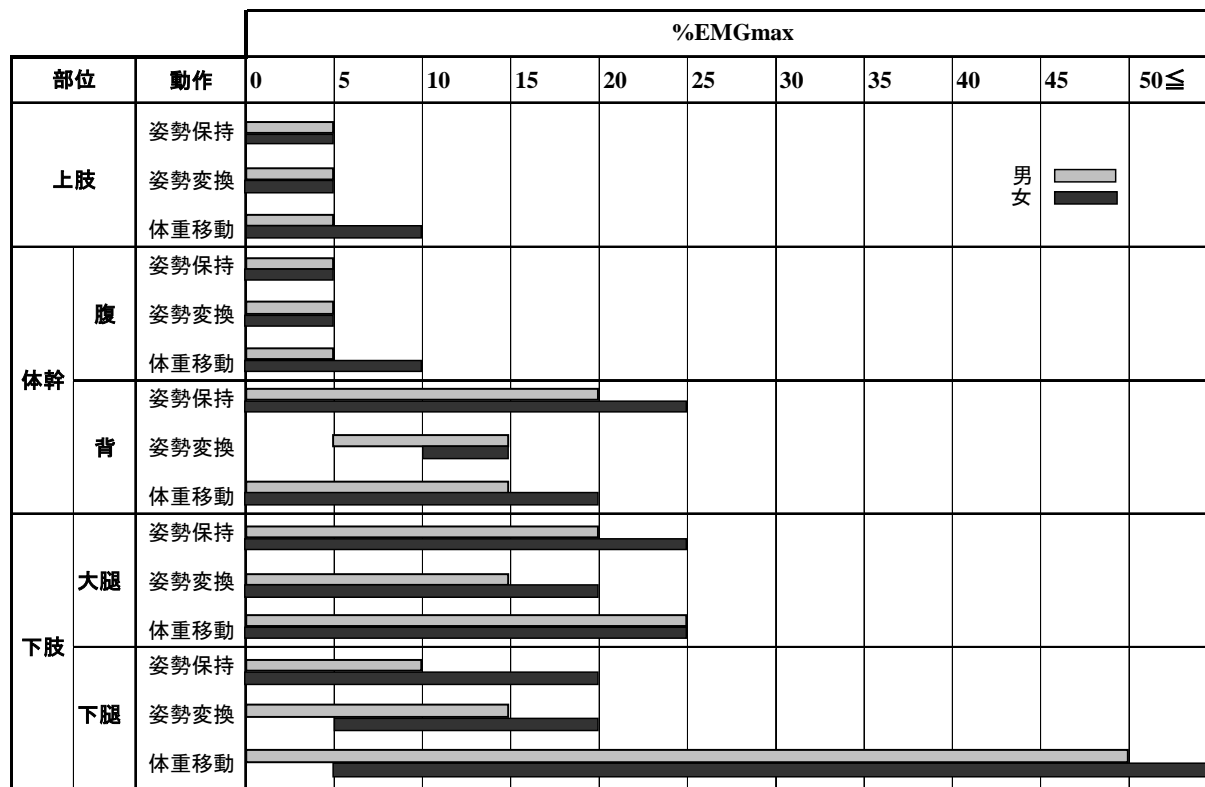
Mets	活動内容
1.0～1.5	座位安静, 立位安静
1.5～2.0	座位での食事
2.0～2.5	立位での食事、着替え、立ち仕事
2.5～3.0	歩行(遅く), リネンの交換
3.0～3.5	歩行(普通), 階段降り
3.5～4.0	軽い荷物運び, 歩行(やや速く)
4.0～4.5	歩行(速く), 高齢者の介護
4.5～5.0	-
5.0～5.5	歩行(かなり速く)
5.5～6.0	-
6.0～6.5	ジョギングと歩行の組み合わせ
6.5≦	ジョギング, 階段登り

(健康づくりのための運動基準2006)

表 V-3 平日における20～50歳代日本人の主な生活行動の平均時間

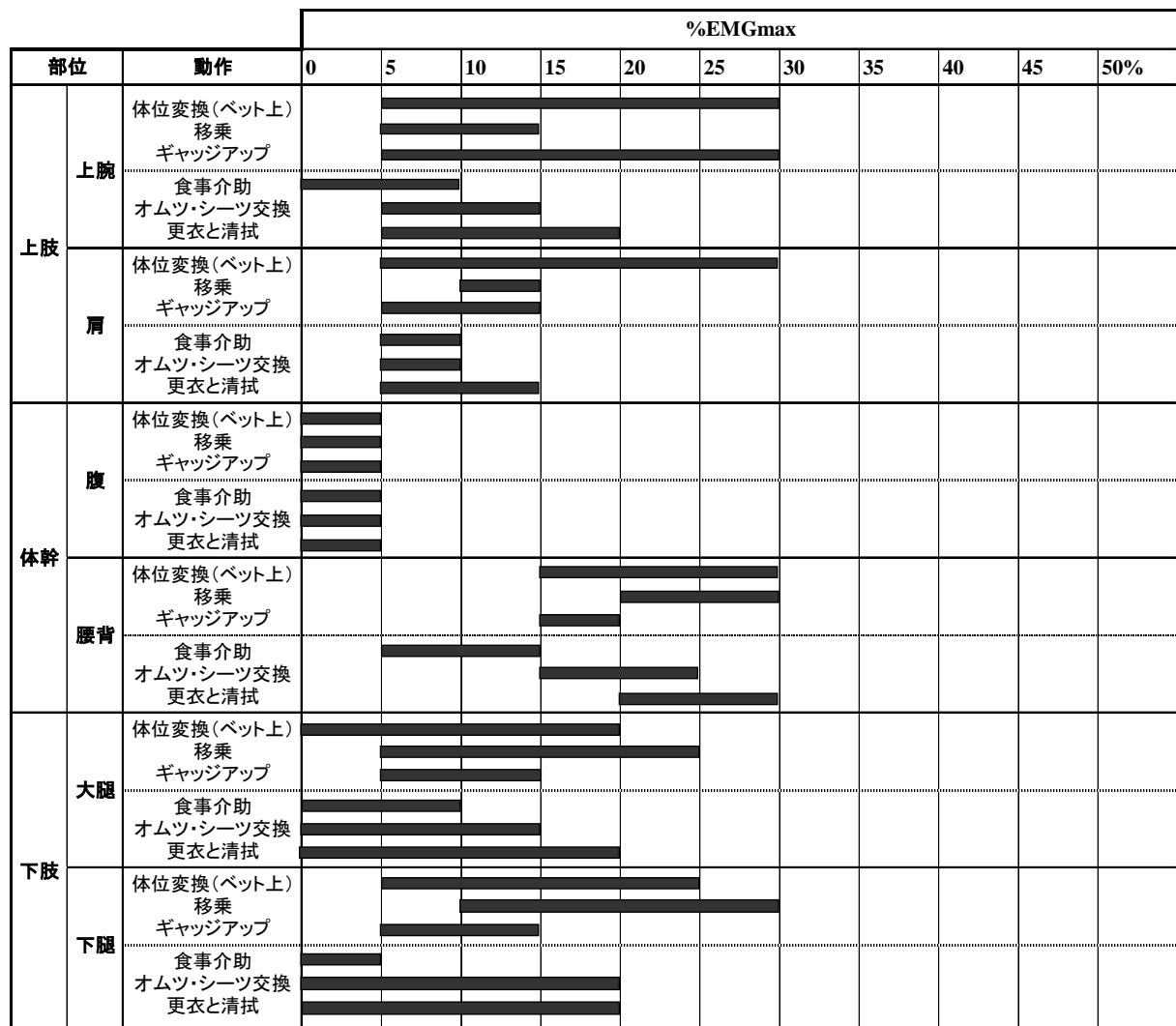
生活行動	男性	女性
睡眠	7時間8分	6時間58分
食事	1時間27分	1時間33分
身のまわりの用事	58分	1時間16分
療養・静養	3分	7分
仕事	8時間28分	4時間37分
仕事のつきあい	11分	4分
通勤	1時間5分	36分
社会参加	4分	10分
家事	31分	4時間32分
炊事・掃除・洗濯	8分	2時間20分
買い物	8分	34分
子どもの世話	8分	1時間8分
家庭雑事	9分	49分
会話・交際	12分	23分
レジャー活動	52分	51分
スポーツ	6分	5分
行楽・散策	11分	16分
趣味・娯楽・教養	19分	19分
趣味・娯楽・教養のインターネット	16分	11分
マスメディア接触	3時間22分	4時間13分
テレビ	2時間30分	3時間16分
ラジオ	22分	18分
新聞	15分	15分
雑誌・マンガ・本	11分	13分
CD・MD・テープ	8分	10分
ビデオ	9分	11分
休息	24分	24分
必需行動	9時間34分	9時間52分
拘束行動	10時間25分	9時間46分
自由行動	3時間37分	3時間53分
在宅	12時間1分	15時間39分

(日本人の生活時間・2005)



図V-1 基本的日常生活動作における身体各部の筋活動水準の範囲

腹筋は腹直筋, 背は脊柱起立筋, 上肢は上腕二頭筋と上腕三頭筋, 大腿は大腿直筋と大腿二頭筋, 下腿は前脛骨筋とヒラメ筋をそれぞれ合わせた結果を示している。動作についても姿勢保持, 姿勢変換, 体重移動にそれぞれ属する動作をまとめて筋活動水準の範囲をバーで示した。ただし, 「手で支持する中腰」と「手すりを使う階段昇降」は除いた。上段のグレーのバーは男性, 下段の黒バーは女性のデータである。



図V-2 基本的介護動作における身体各部の筋活動水準の範囲

上腕は左右の上腕二頭筋と上腕三頭筋，肩は左右三角筋，腹筋は腹直筋，腰背は脊柱起立筋，大腿は左右大腿直筋と大腿二頭筋，下腿は左右前脛骨筋とヒラメ筋をそれぞれ合わせた結果を示している。

動作については，ベッド上での体位変換，患者の移乗，ベッドの傾斜調節(ギャッジアップ)，食事介助，介護用品(オムツとシーツ)交換，更衣と清拭にそれぞれ属する動作をまとめて筋活動水準の範囲を棒状のバーで示した。