

早稲田大学審査学位論文

博士（人間科学）

**被服着脱時の姿勢制御と生理反応**

Postural Control and Physiological Response  
when Putting on and Removing Clothing

2011年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

須藤 元喜

Sudo, Motoki

## 目次

第1章	序論	
1.1	はじめに	1
1.2	姿勢制御	1
1.3	姿勢制御研究の課題	3
1.4	立位維持と筋疲労	3
1.5	むくみ	5
1.6	立位時のむくみと筋疲労研究における課題	6
1.7	研究の目的と構成	7
第2章	乳幼児の姿勢制御発達	
2.1	本章の背景と目的	8
2.2	方法	8
2.3	結果	11
2.4	考察	16
第3章	高齢者の姿勢制御	
3.1	本章の背景と目的	18
3.2	方法	19
3.3	結果	22
3.4	考察	27
第4章	成人女性のむくみ	
4.1	本章の背景と目的	29
4.2	むくみ感覚アンケートの作成と心理計測	
4.2.1	背景と目的	30
4.2.2	下肢のむくみと疲労感覚の実態調査	
	方法	30
	結果	31

4.2.3	就労前後のむくみと疲労に関する心理計測	
	方法	36
	結果	37
4.2.4	考察	39
4.2.5	まとめ	40
4.3	勤労女性における下肢の疲労とむくみに関する生理計測	
4.3.1	背景と目的	41
4.3.2	方法	41
4.3.3	結果	45
4.3.4	考察	49
4.3.5	まとめ	52
4.4	立位によるむくみ再現実験	
4.4.1	背景と目的	53
4.4.2	方法	53
4.4.3	結果	54
4.4.4	考察	56
4.5	電気刺激を用いたむくみの発生前後の筋機能評価	
4.5.1	背景と目的	58
4.5.2	方法	58
4.5.3	結果	60
4.5.4	考察	62
第5章	総括	65
	謝辞	67
	参考文献	68

## 第1章 序論

### 1.1 はじめに

立位歩行を特徴とする類人猿は、3200万年前に真猿から進化したとされている。類人猿には、それまでの手指背面および手の甲を地につけて行う Knuckle-Walking と呼ばれる四肢性歩行から直立二足歩行をしていた痕跡が化石骨格等で認められており、脳神経系の集中化と発達がその進化につながると重要視されている<sup>(1)</sup>。近年の相次ぐ初期人類化石の発見により、ヒト科の祖先が二足歩行を開始したのは現在では約600~700万年前にまでさかのぼるとされている<sup>(2)(3)</sup>。これらの研究成果により、人類は高いところにある果実を摂食し<sup>(4)</sup>、家族に手で食料を運び<sup>(5)</sup>、繁殖適応度が高まり<sup>(6)</sup>、日光への暴露面積を小さくし<sup>(7)</sup>、日中の活動時間を長くし<sup>(8)</sup>、二足で捕食者を威嚇する<sup>(9)</sup>など多くの利点が得られたと提唱されている。しかしながら、直立二足歩行は人類に利点のみを与えたわけではない。四足で制御していた姿勢を半分の二足で制御することが必要となったのである。

### 1.2 姿勢制御

姿勢制御に関する研究では、姿勢反射を中心とする様々な反射機能を中心に検討が進められ、身体の平衡を乱すような刺激（外乱）に対する応答としてのメカニズムが解明されてきた。しかしながら、外乱を予測しうる場合には反射機能をも合目的的にコントロールされていることを明確に示した Nashner<sup>(10)</sup> や Woollacott ら<sup>(11)</sup>の研究によって、より高次の中枢系が姿勢の制御にも大きく関与していることが示唆された。そのため彼らの研究以降は、外乱が生じる前の制御機能に着目した研究が多く行われた。また、上肢の挙上運動を用いた Belen'kill らの研究により<sup>(12)</sup>、主動筋に先立つ姿勢筋群の活動が注目されるようになったことから、外部からの刺激に対してではなく、能動的な動作における姿勢制御の働きについて検討が進められてきた。その後、上肢の運動<sup>(13)</sup>、ベンディング<sup>(14)</sup>、リーチング<sup>(15)</sup>などの随意運動に伴って必然的に生じる外乱に対する制御機構の解析が検討されてきた。これらの研究結果は外乱に先立つ予測を基に姿勢の安定性、および意図す

る動作に関わる調節が行われることを示すものであり、それらの研究以降は feedback から feedforward の制御へと研究の焦点が大きく移行している。このような動作開始前のプログラムに関する制御は、総称して予測性姿勢制御 (Anticipatory postural adjustment; APAs) と呼ばれ、姿勢制御に関する研究は現在も APAs の機能を中心に各関節の協調運動の解析など様々な視点から研究が進められている。

### 姿勢制御の発達

視覚系、前庭系 (半規管、耳石器)、体性感覚系 (固有受容器、皮膚受容器、関節受容器) および筋-骨格系等の姿勢制御系とこれらの系の働きを調節・統合する中枢神経系は、自発性動揺、外乱あるいは運動課題にともなう姿勢の変化に対して体幹や四肢などの筋を収縮させ、足底面の圧力分布あるいは足関節トルクを変化させることによって重心の位置を制御していると言われている<sup>(16)</sup>。静止立位時の重心の位置制御指標である足圧中心動揺速度と面積は、幼児期に成長と共に減少するが、これらの変化は<sup>(17)</sup><sup>(18)</sup>、幼児期の姿勢発達過程を反映していると考えられている。運動-感覚系が未発達な幼児は、主にオープンループ制御によって立位姿勢を維持している。即ち、姿勢制御に関与する感覚は3歳頃までは視覚優位であるが、4歳頃から6歳頃にかけては体性感覚優位となり<sup>(19)</sup>、感覚フィードバックによるクローズドループ制御が発達する。

また、この時期は、感覚系の統合および運動-感覚系の発達が著しく進み、さらに筋の協働収縮を可能にする筋-神経系が徐々に発達する。幼児期後半に上位中枢が関与する反射抑制系がほぼ完成すると、反射性運動や不必要な筋活動が抑制されることで、巧みな随意運動が可能になる。このような反射抑制系 (feedforward 系)、運動-感覚系 (feedback 系)、及び筋-神経系 (協同収縮系) の発達、構築により姿勢制御は発達する<sup>(16)</sup>。

### 幼児の動作と発達に関する研究

バイオニクスの観点に立った幼児の動作と発達に関する研究では、立ち上がり動作における体幹の角度<sup>(20)</sup>や、歩行動作における体幹の揺れ、股関節の伸展、膝可動域、歩調<sup>(21)</sup>などが幼児の特徴として明らかになっている。また、筋電図による歩行動作の発達に関する研究では、幼児の不安定な歩行指標として遊脚期後半の腓腹筋や内側広筋の筋放電であることが明らかにされており、歩行動作は1歳3ヶ月頃から幼児型歩行が始まり、3歳頃

に成人型歩行に発達していくと言われている<sup>(22)</sup>。

### 姿勢制御の老化

加齢に伴い現れる多機能不全や虚弱、整形外科的身体障害、認知障害などにより平衡感覚能力が次第に失われることで、歩行や階段昇降・一人での衣服着脱を安全に行うことが困難になっていく<sup>(23)</sup>。また、成長により減少する足圧中心動揺速度と面積は、加齢に伴い増加することが知られている<sup>(24)</sup>。さらに姿勢制御能力を必要とする歩行動作も高齢者では障害され、ロコモティブシンドロームと呼ばれている。Nuttらは、障害となるレベルを末梢の骨格筋・神経障害によるもの（Lowest-level）、片麻痺や対麻痺など障害部位の明らかな中枢神経病変によるもの（Middle-level）、およびその両者では説明できない大脳半球もしくは精神的な原因による歩行障害（Highest-level）の3つに分類している<sup>(25)</sup>。このように、反射抑制系（feedforward系）、運動-感覚系（feedback系）、及び筋-神経系（協同収縮系）の衰えにより、次第に姿勢制御機能は老化していく。

### 1.3 姿勢制御研究の課題

発達期及び老化期の姿勢制御研究は生理的発達と老化を時系列で示すことで科学的根拠を蓄積させた。しかし、動作学的に姿勢に大きな影響を及ぼす被服の研究は、特別な被服環境であるスポーツや嗜好に関する研究は多い一方で<sup>(26)</sup><sup>(27)</sup><sup>(28)</sup>、下着など日常的に着用している被服の知見が乏しい。特に、発達時の研究における乳幼児オムツや、老化の研究における高齢者オムツに関しては吸収体を含む特殊な構造を持っているにも関わらず、比較条件とされてこなかった。このことは、日常的な不安、または問題が科学的に見落とされている可能性を示している。

### 1.4 立位維持と筋疲労

人間は、常に全身の筋の収縮と伸長によって立位姿勢の維持を行っており、自重の多くを二本の下肢で支えている。中でも安静立位保持時の身体動揺は、足関節を支点とした逆振り子運動に例えられ、下腿三頭筋の活動が重要であることが知られている<sup>(29)</sup>。下腿三頭筋は、下腿の後部に位置し、腓腹筋内外側及びヒラメ筋に分類され、実験により片脚立位時の疲労状態が筋電図や重心動揺で確認されている<sup>(29)</sup>。一方で長腓骨筋や前脛骨筋も

重要であるとする報告もある<sup>(30)</sup>。いずれにしても安静立位保持時の筋疲労は、下腿筋群の疲労に起因することが確認されている。

日常生活における筋疲労の蓄積は、様々な症状を引き起こすと考えられる。たとえば、病院や介護施設など臨床現場におけるベッドからの移乗動作による看護師の腰痛<sup>(31)</sup>、長時間の座位姿勢作業による肩凝り<sup>(32)</sup>、就寝時の筋肉痙攣なども筋疲労により発生確率が増加すると言われている<sup>(33)</sup>。

したがって、筋疲労を理解するためには上位概念である疲労についての理解が必要である。疲労とは、一般的に現象と症状で説明される。すなわち、ある程度以上の肉体的あるいは、精神的作業を行った結果として、同作業または他の作業能率が低下する現象を疲労現象と言うが、作業能率の低下とともに自覚的および他覚的に種々の症状が出現し、それらの症状が一定期間の休養により軽減あるいは、消失するものを疲労症状という<sup>(34)</sup>。疲労の定義、理解に関しては、現在でも諸説が提唱されているが、疲労の中でも特に筋疲労は、1. 筋の収縮力の減少にともなう労働能率の低下、2. 筋組織の硬さの増大、3. 筋組織の緊張度の増大、4. 筋の興奮性の低下、5. 筋痛、というような変化が起きた状態と定義されている<sup>(35)</sup><sup>(36)</sup>。ことから本研究でもこの定義に従い、評価、考察することとする。

### 筋電図法による筋疲労評価

筋電図法による疲労評価にはいくつかの指標が用いられているが、本研究では、筋電振幅（自乗平均平方根：Root Mean Square: RMS）と平均周波数(Mean Power frequency: MPF)を指標に用いた。最大等尺性随意収縮量に達しない課題において長時間の連続的な筋収縮を行い筋疲労が出現した場合には、筋活動量の増加が認められる<sup>(37)</sup><sup>(38)</sup><sup>(39)</sup><sup>(40)</sup>。また、連続的負荷を続けると平均周波数が減少することが認められている<sup>(39)</sup><sup>(41)</sup><sup>(42)</sup>。筋疲労に伴って生じる筋電位の振幅増大と、周波数の低周波数側へのシフトがどのようなメカニズムによって起こるかについては、十分に明らかにされているとは言い難いが、振幅の増大については活動に参加する運動単位の数、発射頻度の増加、さらには発射活動の同期化が主な原因とされている。一方、周波数が低周波域にシフトする除波化については活動電位の持続時間の延長や伝導速度の遅延が主な原因と言われているが、持続時間の短い活動電位が衰退し、持続時間の長い活動電位に交代したためだと解釈する報告もある<sup>(43)</sup>。本研究でも筋電位振幅と周波数の低周波側へのシフトを筋疲労と定義し評価することとし

た。

## 1.5 むくみ

四足歩行から二足歩行への進化によってもたらされた立位姿勢は、血液循環を司る心臓の位置が高くなることに伴い、下肢の静水圧を増加<sup>(44)</sup>させる。その結果、四足歩行ではみられなかった組織間質液量が増加することに起因する下肢のむくみという現象が起こる<sup>(45)</sup>。この現象により病理学的には着座姿勢の長時間の継続に伴い、下肢静脈に血栓が出来ることが指摘されている。また、病態としては、深部静脈血栓症 (deep vein thrombosis: DVT) と称され、最悪の場合には、致命的な肺動脈血栓塞栓症を併発することもある。近年、DVT の症例報告が航空機のエコノミークラスから多数なされたことから、エコノミークラス症候群あるいは旅行者血栓症とも呼ばれ、社会問題にもなった。その結果、実際の機内客室環境における長時間座位と血液凝固能の亢進の因果関係を調べた研究が数多く行われた<sup>(46) (47) (48)</sup>。これらは立位による静水圧の影響より、むしろ長距離飛行に伴う長時間座位拘束による筋ポンプの非活動状態の維持が原因とされている。このように、むくみは人間として二足歩行である以上、誰にでも起こりうる生理現象であると同時に悪化すれば命にも影響するような疾患を誘引するため、大きな社会問題にもなる危険性を秘めている。しかしながら病理学的には定義が曖昧でその感覚機構も明らかとなっていないのが現状である。

### むくみの定義

むくみを理解するには浮腫との対比を行うことで容易になる。浮腫とは局所において毛細血管壁を介しての体液のバランスが関与し、体重の約 60% にあたる体液の中の細胞外にある組織間液が病的に増加した状態において発生する全身的あるいは局所的な組織液循環障害の症状の 1 つである。即ち、細胞外液の組織貯留状態をさすが、圧痕を生じる浮腫が認められる場合には細胞外液量が 3-4l 以上 (体重の 5% 以上) 増加していると言われており、分類としてその原因が基礎疾患によるものと睡眠・栄養・姿勢・運動など生活習慣によるものに大別される<sup>(49) (50)</sup>。なかでも姿勢が原因と考えられる起立性の下肢浮腫のメカニズムは、心臓の高低差による静水圧が下肢の毛細血管にかかることで、平均毛細血管圧をそれだけ高めて濾過を亢進することに起因するためと考えられている<sup>(51)</sup>。



女性では、月経前期にともなうむくみの発生が知られており、月経中よりも月経前期に水分貯留に関して、乳房がはる、痛む、尿量が減少する、足などがむくむといった項目で自覚症状が強いと報告されている<sup>(52)</sup>。この月経期のむくみに関しては、さらに黄体期における浮腫の自覚症状増加、体重増加、下腿周囲径の増大が明らかとなっている<sup>(53)</sup>。

上記のように、むくみは現象的には浮腫と同様に、細胞外水分液の貯留による身体部位の腫脹が認められるが、本論文では特に腎臓病や肝硬変など疾患に併発する疾患を主要因とした細胞外水分液の貯留を除外し、健常人の下肢部において確認され、重力を主要因とした細胞外水分液の貯留における身体部位の腫脹をむくみと定義する。

### むくみの改善方法

むくみの改善方法については、実に多くの方法が提案されているが、そのうちの大半はストレッチによる筋ポンプ作用や姿勢変換による静水圧の低下など血液の循環を促進する方法が取られ、これらは特別な道具を用いることを必要としない。

一方、道具を使う方法としては、健常者の下腿のむくみに対して、エアマッサージの有効性について報告がある。この研究によると、若年健常者がむくみを感じる17時以降で、エアマッサージ器の施術時間が周囲径の変化に影響を与えたと報告されている<sup>(54)</sup>。また、温罨法の一つである使い捨てカイロは、血管を拡張して血液循環を促す、知覚神経の感受性を低下させて痛みを和らげる等むくみに有効であることが期待できる<sup>(55)</sup>。他にも温罨法として、主観調査と周囲径計測により足浴15分間の人口炭酸泉がむくみの改善に有効であったという報告もある<sup>(56)</sup>。

さらに、漢方によるむくみの改善報告例もある。慢性腎不全やネフローゼ症候群などの腎機能障害による患者は食事療法では改善が見られなかったが、浮腫・腹水・心不全・腎炎・脚気などに使用される壮現湯の処方でもむくみの改善が確認されたと報告されている<sup>(57)</sup>。

### 1.6 立位時のむくみと筋疲労研究における課題

むくみの知覚と訴えは女性に多いことが知られているが、その原因の一つに被服がある。ブーツやストッキングなど下肢を締め付ける被服環境が多いことから、むくみが女性の日常的な不定愁訴となっている。一方で病的なむくみに比べて日常的なむくみに関する生理学的知見は乏しい。特に、立位姿勢にともなうむくみはこれまで筋疲労と別々に論じられ

てきた。したがって、むくみの感覚は疲労の感覚と異なるのか、むくみの発生と筋疲労の発生は同時に起きるのか、むくみの感覚はどのように知覚されるのかなど明らかになっていない点が多い。

## 1.7 研究の目的と構成

本研究は、被服着脱時の生理的反応について、姿勢制御の発達時期、老化時期及び成熟期において科学的な知見を深めるために実施された。姿勢制御の発達段階にある乳幼児と老化段階にある高齢者に関してオムツに着目して着脱時の生理反応を調べ、姿勢制御の成熟期にある成人女性がストッキングやブーツの着脱時に感じるむくみについて生理学的に検証した。2章では、立位制御の発達段階での着衣の影響を動作学的に調べるために、乳幼児にパンツ型おむつ着用、または排尿後のパンツ型おむつを着用させ、歩行動作の解析を行い、同幼児について4ヶ月後の追跡調査を行った。3章では姿勢制御の老化段階での着衣の動作学的影響を明らかにするためにおむつ着脱動作に着目し、パンツ型おむつを使用し、足を入れる動作、足を抜く動作における生理的評価を行い、若年者と比較した。4章では、被服着脱時に感じることの多く、不定愁訴のひとつである女性の下肢のむくみと筋疲労の関係を生理学的に明らかにした。この章は4つの研究から構成されている。(1) むくみの感覚と疲労感との関連を明らかにするため問診票を作成し、就労の前後で調査を実施した。(2) むくみの形状変化、物性変化、筋機能変化などの生理的反応を就労の前後で比較検討した。(3) 実験室でむくみの状態が生じるのに必要な時間を検討し、さらに臥位になり、むくみ状態が解消されるのに必要な時間を検討した。(4) 下肢のむくみを再現し、その部位への誘発電気刺激実験を実施し、詳細な筋機能解析を行った。

## 第2章 乳幼児の姿勢制御発達

### 2.1 本章の背景と目的

現代の児童の体力・運動能力低下の原因は、動作習熟過程における基本的な動作の未習熟と運動量の低下が考えられており<sup>(58)</sup>、文部科学省は、「平成19年度体力・運動能力調査報告書」の中で少年期の児童の運動不足対策には幼児期からの連続した運動教育が重要と解説している<sup>(59)</sup>。また、基本的な動作は12歳頃には大人に近い成熟したレベルに達するが、特に幼児期の動作習熟の過程は最も初期の段階と考えられていることから、この時期の動作発達は重要であると考えられている<sup>(60)</sup>。

歩行の重要な発達時期である1歳から3歳の乳幼児は、泌尿器が未発達なため排泄回数が多く、トイレを使用する能力もないため<sup>(61)</sup>、おむつを着用して排泄行為を行うことが一般的である。おむつは大きく分けて紙おむつと布おむつが存在している。両おむつの比較研究は布おむつから紙おむつへの移行期であった1970年代では多数実施された<sup>(62)</sup><sup>(63)</sup><sup>(64)</sup>。紙おむつの使用率が86%以上となった<sup>(65)</sup>。現在では、実験環境では紙おむつを使用することが一般的である。しかし、紙おむつ使用の歴史が浅いことから、紙おむつが歩行中の幼児へ与える影響について検証した研究はない。

多くの幼児は歩行動作習熟の大事な時期に紙おむつを着用して過ごしている。そのため、紙おむつが幼児の歩行に何らかの影響を与えることが懸念される。おむつの特徴が股間部の吸収体であることから、歩行の物理的な阻害によって動作に影響があると考えられる。そこで、紙おむつ着用が幼児歩行に動作学的な影響を及ぼすのかを明らかにするため、歩行試験を実施した。

### 2.2 方法

#### 手順

研究実施にあたり花王株式会社の社内倫理委員会による審査及び承認を受けた。被験者が試験室になれた時点で歩行の練習を行い、1.はだか、2.紙おむつ（おむつ）、3.生理食塩

水を 160ml 吸収体を含んだ紙おむつ（おむつ+水）の 3 条件をランダムに適用し、5m 直線歩行させた。紙おむつは、吸水ポリマーを有するパンツ型の市販品を用いた。1 歳児から 3 歳児の 1 回の排尿量は 60ml から 150ml であり、1 日の排尿回数が 6 回～12 回であること<sup>(61)</sup> から、紙おむつ内に排尿が 2 回行われた状態を想定し、160ml 生理食塩水量を用いた。歩行は、1 条件で 3 回計測した。被験者は成長の影響を確認するため、4 ヶ月後にもう一度同様の試験を実施した。

### 被験者

対象となる乳幼児の保護者に試験内容を説明し、30 人に乳幼児試験を実施した。乳幼児の測定は実験場、試験者及び実験器具と乳幼児の相性により測定が影響を受けるため、プレテストを実施し、測定が正確に行える女児 8 名と男児 2 名の健常幼児 10 名を選出した。測定に参加した 10 名の第 1 回と第 2 回測定時における月齢、身長、体重を測定し、表 1 に示した。

表 1. 幼児 10 名（男児 2 名、女児 8 名）の 2 回の測定時における身体特性

	初回 2008年3月	4 ヶ月後 2008年7月	T検定 有意
月齢 (月)	32.1±3.0	36.1±4.9	***
身長 (cm)	88.5±6.4	90.7±5.9	***
体重 (kg)	12.3±2.1	13.1±2.3	***

\*\*\* P<0.001

### 実験日時と場所

2008 年 3 月から 2008 年 7 月までの 4 ヶ月間に、花王東京研究所（墨田区）環境可変室で実施した。

### 測定項目

#### 動作解析

直径 30mm の赤外線反射マーカ―を被験者の胸郭、左右膝蓋骨、足関節外果突起上の皮膚表面に添付した（図 1）。

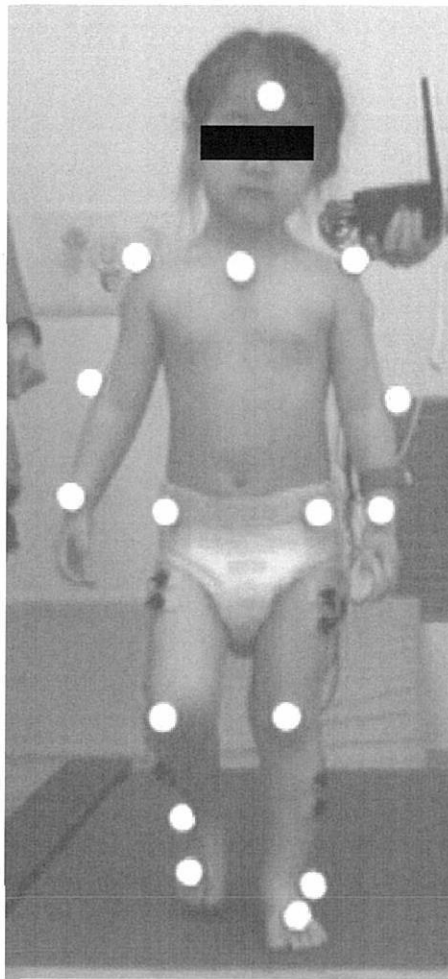


図1. マーカーと筋電図位置

被験者は、プレイマット上を1条件あたり3回5m直線歩行した。1回の歩行では約10秒を有し、歩行間の休憩は1分間であった。プレイマットのサイズは奥行き5m、幅1m、厚さ1.2cmであり、床に粘着テープで固定した。材質は滑りにくくクッション性のあるEVAであり、この素材は市販の幼児用プレイマットに汎用されている。また、行動観察では通常床面歩行とプレイマット歩行の足運びに大きな変化は認められなかった。歩行の様子(歩容)は、赤外線照射装置付CCDカメラ2台により、周波数60Hzで録画した。収録した画像は、3次元動作解析ソフト(Carrot、Library社製)で解析した。なお、ビデオ画像により、踵接地から爪先離地までを立脚期、爪先離地から踵接地までを遊脚期とし、1歩行周期の立脚期及び遊脚期の時間計測を行った。歩幅(前後方向)、歩隔(左右方向)の距離は、足関節外果突起上のマーカーから、上体の揺れは、胸郭上のマーカー

の移動距離から算出した。また、膝の二点間距離の最大値と最小値は、膝左右膝蓋骨上のマーカーから算出した。解析区間は歩行開始2.5m地点から前後5歩幅分とした。はだかの歩行時を基準にして正規化を行い、各条件と比較検討した。

#### 下肢筋電図

計測部位は、左右下肢の大腿四頭筋、大腿二頭筋、前脛骨筋および腓腹筋に相当する部位に電極を貼付し、本研究では便宜的に各筋の呼称を使用した<sup>(43)</sup>。筋腹の位置確認が困難なため、本試験で使用した具体的な電極位置の貼付方法を以下に示す。即ち、大腿四頭筋は、大転子と膝蓋骨を結んだ中点皮膚上に電極間距離2cmで皮膚表面上に貼付した。同様に大腿二頭筋は大転子と膝窩を結んだ中点に、前傾骨筋は膝蓋骨と外果を結んだ中点に、腓腹筋は膝窩と踵骨を結んだ中点にそれぞれ貼付した。各電極からテレメータ付データロ

ガ (BIOLOG DL-3000、S&ME 社製) 及び筋電図センサ (DL140、S&ME 社製) を用いてサンプリング周波数 1kHz で表面筋電位を導出した。解析区間は、映像で得られた 5 歩分の立脚期及び遊脚期とした。記録された筋電図は解析区間毎に積分した。はだかの歩行時を基準にして正規化を行い (相対積分筋電図)、各条件で比較検討した。

## 統計処理

統計ソフト stat-view (for windows ver.5.0) を用いて解析を行った。幼児の月齢、身長、体重の成長比較には T 検定を行った。はだか群との比較は 1 群の T 検定を行った。歩行周期、歩容、及び筋電図の結果は、はだか群との差 ( $\Delta$ ) の平均値に対しておむつの条件と試験回数を二要因とした二元配置の分散分析を行った。主要因に効果が認められた要因に対して多重検定テストを行い、Tukey-Kramer 法にて棄却値を補正した。有意水準は 5% とした。

## 2.3 結果

### 歩行周期

初回測定と 4 ヶ月後測定において、自由歩行 1 歩行周期における遊脚期、立脚期及び割合 (立脚期/遊脚期) の  $\Delta$  おむつと  $\Delta$  おむつ+水の平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。自由歩行 1 周期における遊脚期、立脚期及び割合 (立脚期/遊脚期) のおむつの条件と試験回数二元配置分散分析の結果主効果及び交互作用は認められなかった。

### 歩容

図 2A-C 及び図 3A に示すように初回測定と 4 ヶ月後測定において、自由歩行中の歩幅、歩隔、胸の移動距離、膝の二点間距離 (最大) のはだかとの差である  $\Delta$  おむつと  $\Delta$  おむつ+水の平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。歩幅、歩隔、胸の移動距離、膝の二点間距離 (最大) のおむつの条件と試験回数二元配置分散分析の結果、主効果及び交互作用は認められなかった (図 2A-C、図 3A)。

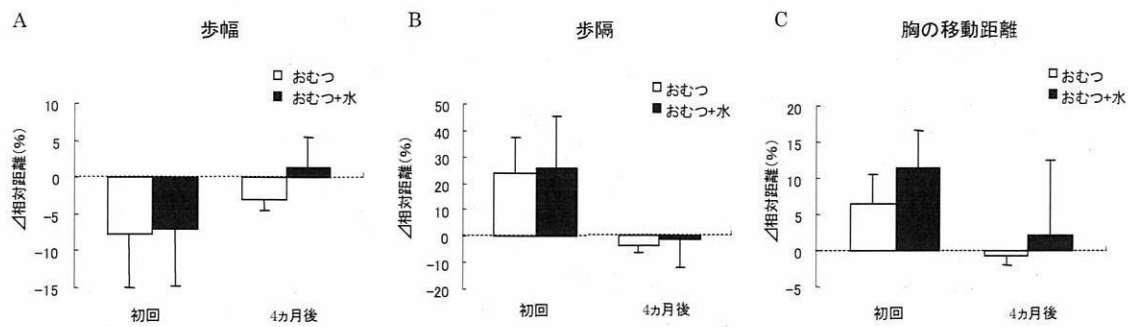


図 2.1 歩行周期中の歩幅 (A)、歩隔 (B) 及び胸の移動距離 (C) の相対距離のはだか群との差 ( $\Delta$ %)。平均値と標準誤差。□はおむつ群。■はおむつ+水群。

初回の測定において膝の二点間距離 (最小) の  $\Delta$ おむつと  $\Delta$ おむつ+水の平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。4 ヶ月後の測定において膝の二点間距離 (最小) のはだかとの差である  $\Delta$ おむつの平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかったが、 $\Delta$ おむつ+水の平均値は統計的に有意に ( $p < 0.05$ ) はだかよりも増加していた (図 3B)。膝の二点間距離 (最小) のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、試験回数に主効果 ( $F=5.2, p < 0.05$ ) が認められた。試験回数の多重比較検定の結果初回の  $\Delta$ おむつと 4 ヶ月後の  $\Delta$ おむつに有意な差は認められなかったが、4 ヶ月後の  $\Delta$ おむつ+水は初回の  $\Delta$ おむつ+水よりも有意に ( $p < 0.05$ ) 増加していた (図 3B)。

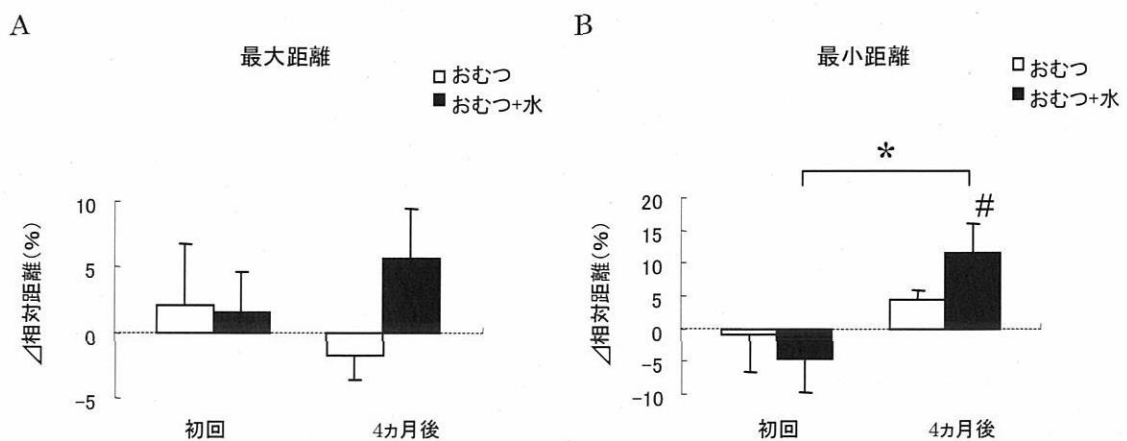


図 3. 1 歩行周期中の膝の二点間最大距離 (A) 及び膝の二点間最小距離 (B) の相対距離のはだか群との差 ( $\Delta$ %)。平均値と標準誤差。

□はおむつ群。■はおむつ+水群。\* $p < 0.05$ , #各群の差 ( $\Delta$ ) がゼロを棄却 ( $p < 0.05$ )。

## 下肢筋電図

筋電図測定の一例を以下に示した(図4)。成人に比べ持続的な筋放電が認められている。

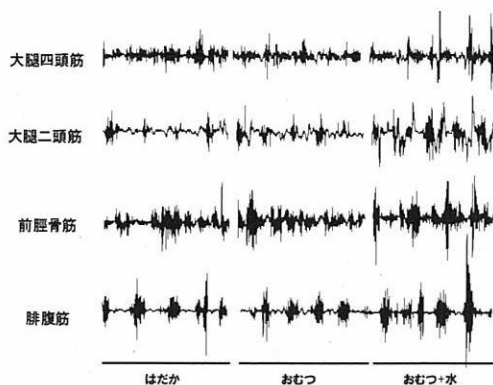


図4. 筋電図測定生データの1例 4-5歩行周期分

### A) 遊脚期

#### 大腿四頭筋

図5Aに示すように初回測定と4ヵ月後測定において、遊脚期の大腿四頭筋相対筋電図のはだかとの差である△おむつの平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかったが、△おむつ+水の平均値は統計的に有意に(各 $p < 0.05$ )はだかよりも増加していた。遊脚期の大腿四頭筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、主効果及び交互作用は認められなかった(図5A)。

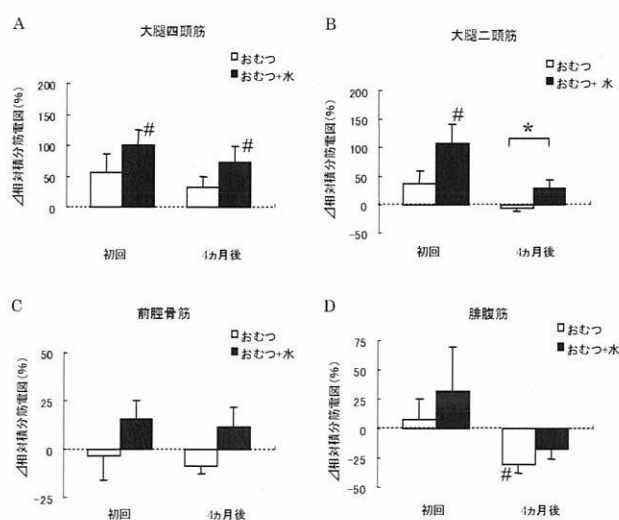


図5. 遊脚期の大腿四頭筋 (A)、大腿二頭筋 (B)、前脛骨筋 (C) 及び腓腹筋 (D)の相対積分筋電図のはだか群との差(△%)。平均値と標準誤差。

□はおむつ群。■はおむつ+水群。\* $p < 0.05$ , #各群の差(△)がゼロを棄却( $p < 0.05$ )。



## 大腿二頭筋

図 5B に示すように初回測定と 4 ヶ月後測定において、遊脚期の大腿二頭筋相対筋電図のはだかとの差である  $\Delta$ おむつの平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。また、 $\Delta$ おむつ+水の平均値は初回において統計的に有意に ( $p < 0.05$ ) はだかよりも増加していたが、4 ヶ月後でははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。遊脚期の大腿二頭筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、おむつの条件と試験回数に主効果が認められた (各  $F=5.8, p < 0.05$ 、 $F=7.6, p < 0.01$ )。試験回数の多重比較検定の結果、有意な差は検出されなかった。おむつの条件の多重比較検定の結果初回では有意差が認められなかったが、4 ヶ月後では  $\Delta$ おむつに比べて  $\Delta$ おむつ+水は有意に ( $p < 0.05$ ) 増加した (図 5B)。

## 前脛骨筋

図 5C に示すように初回測定と 4 ヶ月後測定において、遊脚期の前脛骨筋相対筋電図のはだかとの差である  $\Delta$ おむつと  $\Delta$ おむつ+水の平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。遊脚期の前脛骨筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、主効果及び交互作用は認められなかった。

## 腓腹筋

図 5D に示すように、初回測定において、遊脚期の腓腹筋相対筋電図のはだかとの差である  $\Delta$ おむつと  $\Delta$ おむつ+水の平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。4 ヶ月後の測定においては  $\Delta$ おむつの平均値は統計的に有意にはだかよりも低下していた ( $p < 0.05$ ) が、 $\Delta$ おむつ+水ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。遊脚期の腓腹筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、主効果及び交互作用は認められなかった (図 5D)。

## B) 立脚期

### 大腿四頭筋

図 6A に示すように初回測定と 4 ヶ月後測定において、立脚期の大腿四頭筋相対筋電図のはだかとの差である  $\Delta$ おむつの平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかったが、 $\Delta$ おむつ+水の平均値は統計的に有意に (各  $p < 0.05$ ) はだかよりも増加していた。立脚期の大腿四頭筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、主効果及び交互作用は認められなかった (図 6A)。

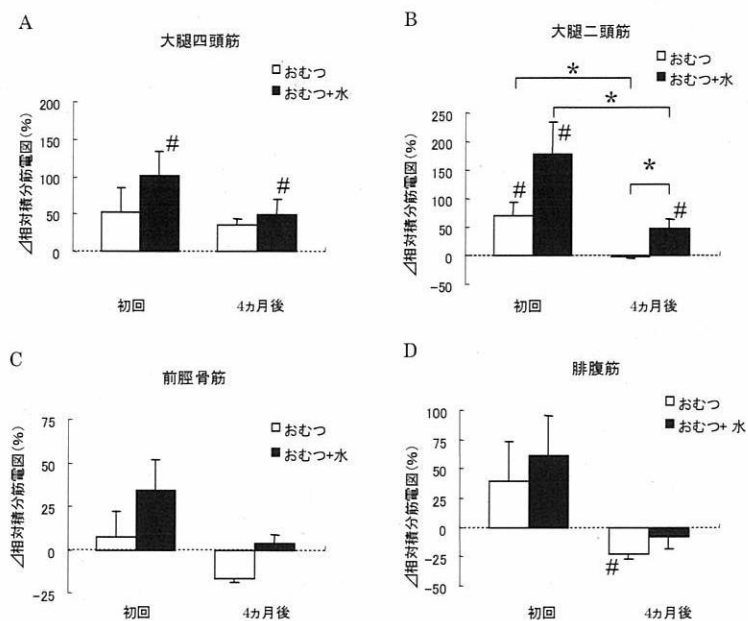


図 6. 立脚期の大腿四頭筋 (A)、大腿二頭筋 (B)、前脛骨筋 (C) 及び腓腹筋 (D)の相対積分筋電図のはだか群との差 ( $\Delta$ %)。平均値と標準誤差。

□はおむつ群。■はおむつ+水群。\* $p < 0.05$ , #各群の差 ( $\Delta$ ) がゼロを棄却 ( $p < 0.05$ )。

### 大腿二頭筋

図 6B に示すように初回測定において、立脚期の大腿二頭筋相対筋電図のはだかとの差である  $\Delta$ おむつと  $\Delta$ おむつ+水の平均値は統計的にはだかよりも有意に大きかった (各  $p < 0.05$ )。4 ヶ月後測定においては、 $\Delta$ おむつの平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかったが、 $\Delta$ おむつ+水の平均値ははだかよりも有意に大きかった ( $p < 0.05$ )。立脚期の大腿二頭筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、おむつの条件と試験回数に主効果が認められた (各  $F=5.9$ ,  $p < 0.05$ ,  $F=9.9$ ,  $p < 0.01$ )。試験回数の多重比較検定の結果、 $\Delta$ おむつと  $\Delta$ おむつ+水の平均値は初回に比べて 4 ヶ月後は有意に (各  $p < 0.05$ ) 低下していた (図 6B)。おむつの条件の多重比較検定の結果初回は有意差が認められなかったが、4 ヶ月後では  $\Delta$ おむつに比べて  $\Delta$ おむつ+水は有意に ( $p < 0.05$ ) 増加した (図 6B)。

### 前脛骨筋

図 6C に示すように初回測定と 4 ヶ月後測定において、立脚期の前脛骨筋相対筋電図のはだかとの差である  $\Delta$ おむつと  $\Delta$ おむつ+水の平均値ははだかに比して統計的に有意な差

は認められなかった。立脚期の前脛骨筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、試験回数に主効果が認められた ( $F=4.4, p<0.05$ ) が、おむつの条件には主効果が認められなかった。試験回数の多重比較検定の結果、 $\Delta$ おむつと $\Delta$ おむつ+水の平均値は初回と比べて4ヵ月後は有意な差は認められなかった (図 6C)。

### 腓腹筋

図 6D に示すように、初回測定において、立脚期の腓腹筋相対筋電図のはだかとの差である $\Delta$ おむつと $\Delta$ おむつ+水の平均値ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。4ヵ月後の測定においては $\Delta$ おむつの平均値は統計的に有意に低下していた ( $p<0.05$ ) が、 $\Delta$ おむつ+水ははだかに比して統計的に有意な差は認められなかった。立脚期の腓腹筋相対筋電図のおむつの条件と試験回数の二元配置分散分析の結果、試験回数に主効果が認められた ( $F=6.5, p<0.05$ ) が、おむつの条件に主効果は認められなかった (図 6D)。試験回数の多重比較検定の結果、 $\Delta$ おむつと $\Delta$ おむつ+水の平均値は初回と比べて4ヵ月後は有意な差は認められなかった。

## 2.4 考察

### 歩行周期及び歩容

紙おむつの条件を変えても遊脚期、立脚期の時間に変化を与えなかったことは、乳幼児歩行の歩調 (1 ストライド/秒) に影響がなかったことを示している。乳幼児の歩調は、成人の歩行に比して歩調が多い<sup>(66)</sup>。また、歩調は、歩行開始から4ヶ月頃までは明らかに増加し、8ヶ月頃にピークを向かえ、その後は徐々に減少すると言われており<sup>(67)</sup>、本試験の被験者はピークを向えた後の時期であったと推察された。一方、幼児歩容の特徴として、成人歩行に比して歩幅が短く、歩隔が広いいため、左右方向の揺れが大きくなることが知られている<sup>(68)</sup>。本試験において紙おむつは股間部に吸収体を挟むことにより歩隔が広がり、上体の揺れが大きくなると予想された。初回の試験に関しては、歩隔がおむつ+水条件で増加する傾向および胸の移動距離が増加する傾向が見られたものの、有意な差はみられなかった。また、吸収体のポリマーが160mlの生理食塩水を吸収膨張した状態では膝の二点間距離の最小値が4ヵ月後の測定時に増加した。このことは、4ヵ月後の測定時には膝を広げることで安定したリズムを変化させずに歩行出来たためと考えられた。

## 下肢筋電図

下肢の筋電図の評価に関しては、歩行全体を通して大腿四頭筋及び大腿二頭筋に代表される大腿部で、はだかに比べて紙おむつ及び紙おむつ+水条件で増加が顕著であった。紙おむつ着用により筋電図が増大した原因として、紙おむつの特徴である鼠径部を押さえるゴムが大腿の筋を締め付けたことにより、拘束力が増大し大腿の活動を妨げたため、筋電位が増加したものと考えられた。即ち、吸収体が160ml生理食塩水を吸収したことにより加重され、鼠頸部のゴムの締め付けが強まったためと考えられた。また、大腿部の筋の成長は、大腿部前面及び後面の筋厚が0歳～5歳まで発育に伴い顕著な増加が認められることから<sup>(69)</sup>、4ヶ月の身長体重の増加に伴い、筋肉量が増加し、4ヵ月後の測定において紙おむつの影響が減少していたと考えられた。また、筋電図測定による発達の研究<sup>(22)</sup>から歩行習得3ヶ月頃から2年頃までの歩行特徴として体前傾姿勢に伴う立脚期の大腿二頭筋と腓腹筋の筋電図が高い出現頻度であり、その後消失することが知られている。筋肉量の増加と筋制御能力向上の結果、紙おむつという外部被服環境に対する下肢筋の適応能力が増加したことにより、下肢筋運動への影響が少なくなったものと考えられた。

## まとめ

パンツ型紙おむつは、排泄物の吸収性能を持ったパンツ、すなわち被服と捉えることが出来る。被服の仕様が動作の拘束性、着心地や快適性に影響することは、タイトスカートやジャケットの主観評価、動作評価及び筋電図評価研究により明らかにされている<sup>(26)</sup><sup>(27)</sup>。特に紙おむつの着心地に関しては、幼児の認知レベルが成人に比して未成熟なことから、主観評価は難しいため、動作解析や筋電図の評価は客観的に紙おむつの拘束性や快適性について議論することを可能にする有用な方法と考えられた。今回の動作解析、筋電図の結果から、排尿後の紙おむつは、幼児の動作を拘束し、低月齢ほどその紙おむつによる拘束性への適応能力が低い可能性が見出された。すでに紙おむつを使用する幼児期の心身の成長発達に被服が果たす役割は大きいと言われていること<sup>(28)</sup>や、高強度のトレーニングが骨の成長を抑制するという報告もあることから<sup>(70)</sup>、心身の成長にも影響を与える可能性が考えられる。排尿後の紙おむつの締め付けが日常生活において乳幼児の行動を抑制するのか、また、高強度のトレーニングに該当するのかを明らかにしていくことは、今後の重要な課題である。

## 第3章 高齢者の姿勢制御

### 3.1 本章の目的と背景

日本における少子高齢化は2006年9月総務省統計局の発表によると65歳以上の高齢者人口は前年より83万人増え2640万人、総人口に占める割合は20.7%と着実に高齢化が進んでいる<sup>(71)</sup>。この傾向は人数的にピーク(約3600万人、人口比率33%)を迎えるとされる2035年頃まで続くと予想されている。高齢社会に向かうわが国において、高齢者のQOL(Quality of Life)の維持・向上のためには、自立して生活できる体力水準が必須であると言われている<sup>(72)</sup>。

高齢者の健康推進は自治体などにより実施されている。高齢者の寝たきりの原因は、老衰や脳血管性疾患に次いで転倒と言われている。1980年代に東京都老人総合研究所(現東京都健康長寿医療センター)によって行われた中高年齢層を対象とした調査で、加齢とともに住宅内事故に占める転倒の割合が増加することや、事故発生場所も階段から寝室・居間・廊下へと変化することが明らかにされた<sup>(73)</sup>。

住宅内事故の発生種類は、79.3%が転倒事故であり、事故による傷害の内容をみると、打撲(45.7%)と骨折(20.9%)で住宅内事故が全体の2/3を占めており、浴室とトイレを危険と感じた高齢者は半数以上(それぞれ87.5%、57.1%)という報告もある<sup>(74)</sup>。浴室やトイレで着脱する被服については、65歳以上の高齢者の5~6%が何らかの理由で紙おむつなどによる排泄ケアを必要としており<sup>(71)</sup>、排泄ケア用品としては尿取りパッドや紙おむつが市販され、利用されている。通常紙おむつ使用場面では「テープ型」、「パンツ型」及びそれらと「尿とりパッド」の併用が用いられている<sup>(71)</sup>。

易らは、高齢者がパンツ型おむつを着用する際に、パンツの後ろ側がきちんと上がらない問題に対し、その原因を加齢による筋力低下及びおむつの後ろ側を引き上げる動作の筋負担が大きいことと推測し、上肢の筋電図計測をおこなっており、上腕二頭筋、尺側手根屈筋及び三角筋において、おむつの後ろ側の引き上げる動作の筋負担が大きいと報告した<sup>(75)</sup>。また、上半身の筋力発揮の動作と重心の揺れに関しては、最大握力の測定時に重心

動揺が増加し、上半身の運動が全身の安定に影響を与えることを示す報告があり<sup>(76)</sup>、被服着脱時の転倒の危険性が考えられる。しかし、転倒の危険性とおむつや下着の被服着脱動作の関連性を生理学及び動作学的に直接検証した報告は見当たらない。

そこで、パンツ型おむつ着脱時の、主観、筋負担、重心動揺、動作解析を同時に評価し、若者と比較することより、被服着脱動作時の高齢者の動作特徴を明らかにした。

## 3.2 方法

### 手順

研究実施にあたり、花王株式会社の社内倫理委員会による審査及び承認を受けた。体重、体脂肪、基礎代謝量を体組成計で測定した。実験者による高齢者用パンツ型おむつの着脱動作のデモンストレーションを実施し、練習後本試験を実施した。本試験では着脱動作中に筋電図による上肢筋負担、重心動揺計によるふらつき、動作解析装置による頭、肩及び手首の位置測定及び着脱動作後にVAS法による主観調査を行った。サンプルは高齢者用おむつと下着を準備し、高齢者と若年者の着脱動作を比較した。

### 被験者

対象となる被験者に試験内容を説明し、男女19名に着脱試験を実施した。若年者群10名（男性5名、女性5名）と、高齢者群9名（男性4名、女性5名）の疾患及び服薬中ではない健常者を対象とした。それぞれの身体特性を表1に示した。

表 1. 若年者 10 名と高齢者 9 名の身体特性

	若年者	高齢者
年齢 (year)	30.0±5.4	68.7±3.7
身長 (cm)	166.5±6.9	160.4±7.1
体重 (kg)	58.7±8.4	58.6±7.7
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	21.1±1.8	22.8±2.4
体脂肪率 (%)	20.3±6.1	27.4±8.7
基礎代謝量 (kcal/day)	1377±146	1287±149

平均±標準偏差

## 測定環境

2007年11月に、花王東京研究所（墨田区）環境可変室で実施した。平均温度は25.2±0.6℃、平均湿度は45.4±7.4%であった。

## 体組成計測

上肢、および下肢の左右8極電極によるバイオインピーダンス測定法により体組成を測定するIn-Body720（Bio-Space社製）を用いて<sup>(77)</sup> 静止立位姿勢時に、体脂肪率、基礎代謝量の計測をおこなった。

## 主観評価

おむつのあし入れとあし抜きの各動作の終了時に0を「困難」、10を「容易」として、着脱動作の感想を被験者に質問し、得点化した（図1）。

## 動作解析

直径30mmの赤外線反射マーカを被験者の前額（頭）、左右肩峰（肩）、左右橈骨茎上突起（手首）の皮膚及び被服上に添付した。着脱の様子は、赤外線照射装置付 CCD カメラ2台により、周波数60Hzで記録した。収録した画像は、3次元動画解析ソフト（Carrot、Library社製）で解析した。あし入れと、あし抜きの動作をビデオ画像解析によって分類した（図1）。下着及びパンツ型おむつの着脱時は、足を入れるために片足が重心動揺計から離れる瞬間をあし入れ開始点とし、反対側の足を通して、床（重心動揺計）に触れた瞬間をあし入れ終了点とした。また、あし抜きも同様に、片足が重心動揺計から離れる瞬間をあし抜き開始点、反対側の足を抜いて、床（重心動揺計）に触れた瞬間をあし抜き終了点として解析をおこなった。また、上記のビデオ画像から、各動作にかかった時間を算出した。

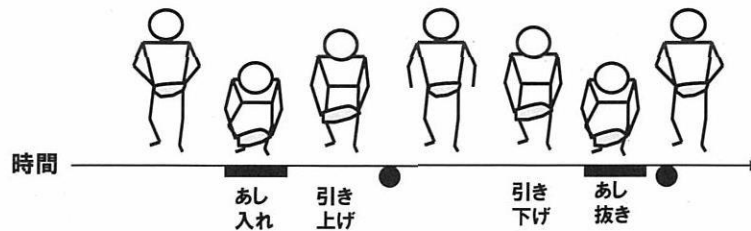


図1. 動作解析によるあし入れとあし抜きの分類

■生理評価、●心理評価

各部位の 3 次元座標から、あし入れ、あし抜きの動作時の高さ、移動距離を算出した。各々の算出値は身長で基準化し、比較した。

### 上肢筋電図計測

計測部位は、左右上肢の上腕二頭筋、及び腕撓骨筋皮膚表面上の筋腹より 1cm ほど体幹側に電極を 2cm 間隔で添付した。各電極からアンプ（インタークロス社製 Intercross410）により増幅（1000 倍増幅、時定数 0.03 秒）した表面筋電図信号を PowerLab（AD-Instruments 社製）にサンプリング周波数 1k Hz で記録した。各筋肉部位からの信号を整流化後、図 1 の動作分類に従って積分した。下着の測定値にて基準化をおこない、相対評価した。被験者の 4 筋の相対積分値の合計を求め、上肢の筋負担とした。図 2 に右上腕二頭筋と右腕撓骨筋の測定例を示す。

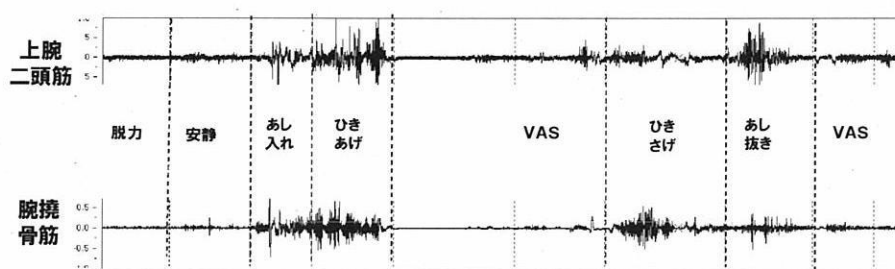


図 2. 動作中の右腕の筋電波形の 1 例

脱力、安静、あし入れ、ひきあげ、VAS、ひきさげ、あし抜き区間を示す。

### 重心動揺計測

平衡感覚機能テストに用いられるアニマ社製重心動揺計を用いておこなった。指標は重心のふらつきを調べるために、あし入れ、あし抜きの各動作中の重心総軌跡長（LNG）を算出した。

### 評価サンプル

下着サンプルとして、市販のスムーズズロースを使用した。材料は編物（綿 100%）からなり、製品幅は自然長が 260mm、最大長が 710mm、股間幅は 77mm で、股間部に吸収体は存在せず、レッグ周長は自然長が 392mm、最大長が 730mm、であった。一方パンツ型おむつとして、最も汎用されている市販の高齢者用パンツ型おむつを使用した。材料は不織布からなり、製品幅は自然長が 190mm、最大長が 500mm、股間幅は 170mm で、



股間部に 200mm 幅の吸収体を有し、レッグ周長は自然長が 305mm、最大長が 600mm であった。

### 統計処理

統計ソフト StatView (for windows ver. 5.0) を用いて解析を行った。被服条件と年齢条件を二要因とした二元配置の分散分析を行った。主要因に効果が認められた要因に対して多重検定テストを行い、Fisher の PSLD 法にて棄却値を補正した。有意水準は 5% とした。

## 3.3 結果

### 主観評価

#### あし入れ

若年群、高齢群ともに下着に比べパンツ型おむつは有意にあし入れが困難であった (各  $p < 0.001$ ,  $p < 0.05$ )。また、高齢群は若年群と比してパンツ型おむつのあし入れを有意に容易と感じていた ( $p < 0.001$ ) (図 3 左)。

#### あし抜き

若年群では下着に比べパンツ型おむつは有意にあし抜きが困難であった ( $p < 0.001$ )。高齢群に有意なサンプル差は確認できなかった。また、高齢群は若年群と比してパンツ型おむつのあし抜きを有意に容易と感じていた ( $p < 0.01$ ) (図 3 右)。

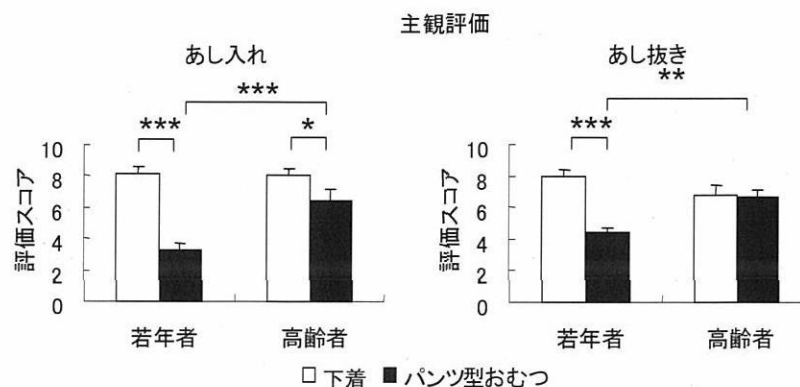


図 3. 下着及びパンツ型おむつのあし入れ時及びあし抜き時の主観評価

(評価スコアが高いほどはきやすいことを示す) の比較 (平均値と標準誤差)、\* 有意水準  $p < 0.05$ 、\*\* 有意水準  $p < 0.01$ 、\*\*\* 有意水準  $p < 0.001$

## 着脱時間評価

### あし入れ

若年群、高齢群ともに下着に比べパンツ型おむつは有意にあし入れに時間がかかった。

(各  $p < 0.01$ 、 $p < 0.01$ )。若年者、高齢者での年齢差は認められなかった (図 4 左)。

### あし抜き

若年群、高齢群ともにあし抜きにかかった時間にサンプル差は認められず、年齢間にも差は認められなかった (図 4 右)。

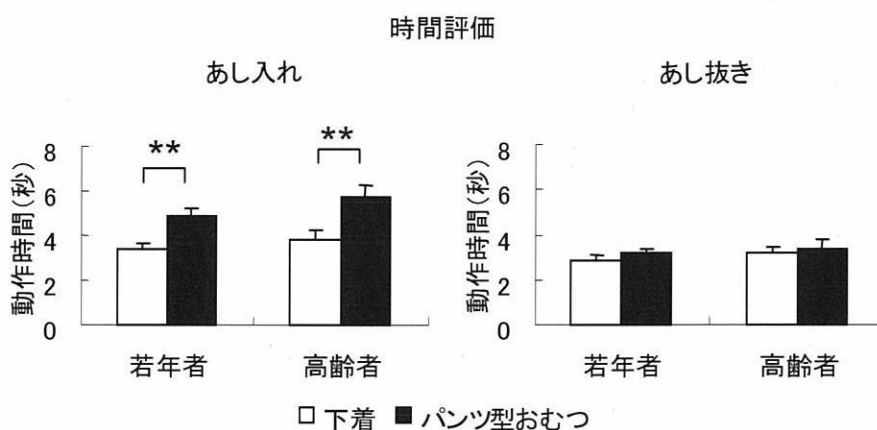


図 4. 下着及びパンツ型おむつのあし入れ時及びあし抜き時の動作時間の比較

(平均値と標準誤差)、\*\*有意水準  $p < 0.01$

## 動作解析評価

### 手首の高さ

#### あし入れ

若年群の手首の左右、前後方向の移動距離はサンプル間、差は認められなかった。また、手首の高さにもサンプル間に差は認められなかった。一方高齢群では左右、前後方向の移動距離ではサンプル差は認められなかったが、手首の高さが下着に比べてパンツ型おむつは有意に低かった ( $p < 0.05$ ) (図 5 左)。また、パンツ型おむつの高齢群の手首の高さは、若年群に比して有意に低かった ( $p < 0.05$ ) (図 5 左)。

#### あし抜き

若年群、高齢群ともに左右方向の移動距離及び手首の高さに有意なサンプル差は認められなかった。また、年齢差も認められなかった。

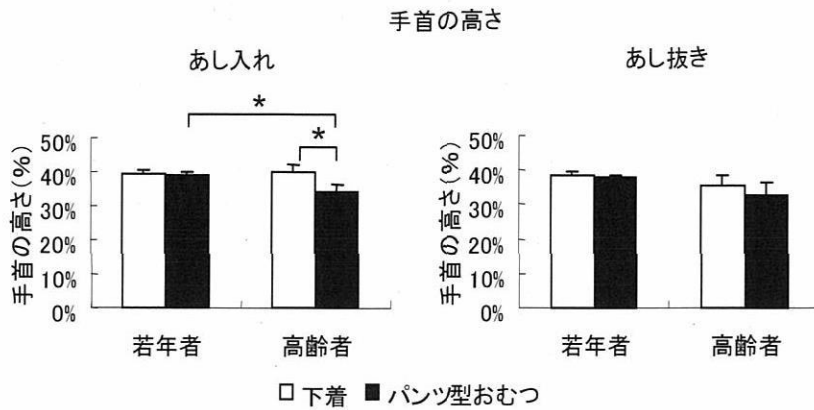


図 5. 下着及びパンツ型おむつのあし入れ時及びあし抜き時の手首の高さの比較 (身長で基準化した平均値と標準誤差)、\*有意水準  $p < 0.05$

### 肩の揺れ

#### あし入れ

若年群、高齢群ともにあし入れ時の肩の揺れにサンプル差は認められず、年齢間にも差は認められなかった (図 6 左)。

#### あし抜き

若年群、高齢群ともに肩の揺れはパンツ型おむつで有意に減少した (各  $p < 0.01$ ,  $p < 0.05$ ) (図 6 右)。

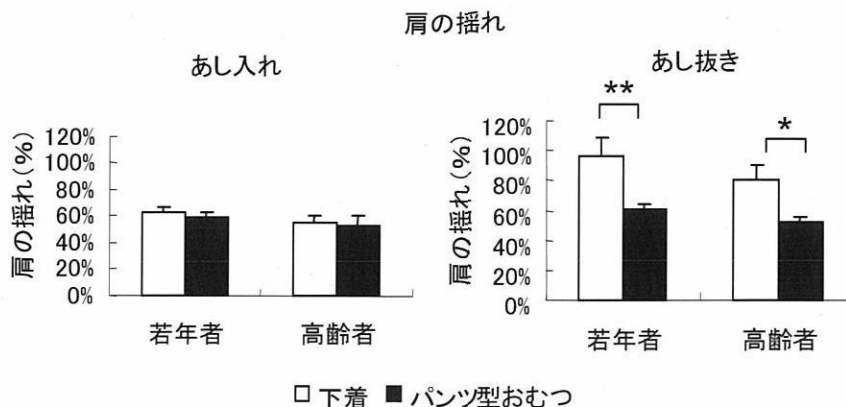


図 6. 下着及びパンツ型おむつのあし入れとあし抜き時の両肩の揺れ (移動距離) の比較 (身長で基準化した平均値と標準誤差)、\*有意水準  $p < 0.05$ 、\*\*有意水準  $p < 0.01$

## 頭の最高位

### あし入れ

若年群、高齢群ともに頭の最高位置にサンプル差は認められず、年齢による差も認められなかった（図7左）。

### あし抜き

若年群、高齢群ともに頭の最高位置に有意なサンプル差は認められなかったが、パンツ型おむつでは、若年群に比し、高齢群は頭の最高位が有意に低下した ( $p<0.01$ )（図7右）。

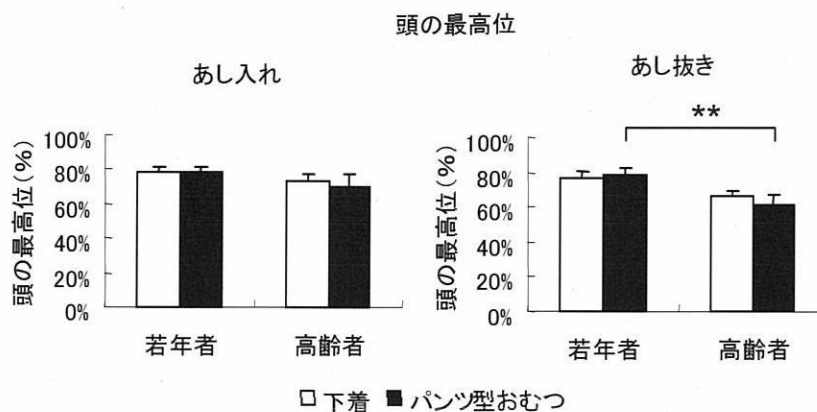


図7. 下着及びパンツ型おむつのあし入れ時及びあし抜き時の頭の最高位置の比較

(身長で基準化した平均値と標準誤差)、\*\*有意水準  $p<0.01$

## 頭の最低位

### あし入れ

若年者の頭の最低位置はサンプル間で差が認められなかったが、高齢群では下着に比べてパンツ型おむつが低下傾向を示した ( $p=0.13$ )（図8左）。また、パンツ型おむつのあし入れ時では、若年群に比して、高齢群の頭の最低位値は有意に低下した（図8右）。

### あし抜き

若年群では頭の最低位置にサンプル差は認められなかったが、高齢群では下着に比べパンツ型おむつで頭の最低位置が低い傾向を示した ( $p<0.1$ )。また、下着、パンツ型おむつともに、若年者に比して、高齢者は頭の最低位が有意に低下した (各  $p<0.05$ ,  $p<0.001$ )（図8右）。

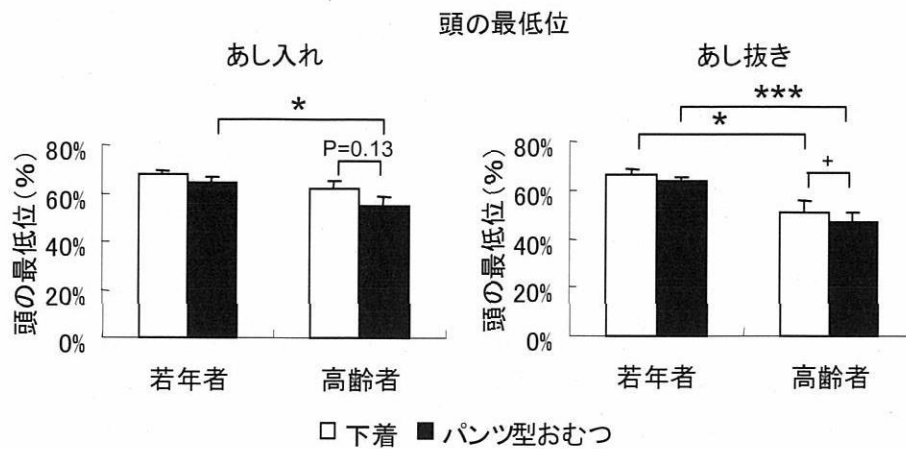


図 8. 下着及びパンツ型おむつのあし入れ時及びあし抜き時の頭の最低位置の比較  
 (身長で基準化した平均値と標準誤差)、+有意傾向  $p < 0.1$ 、\*有意水準  $p < 0.05$ 、\*\*\*  
 有意水準  $p < 0.001$

### 上肢筋負担評価

#### あし入れ

若年群、高齢群ともに下着に比べパンツ型おむつの腕の相対筋電積分値が有意に増加した (各  $p < 0.01$ 、 $p < 0.01$ )。また、年齢差は認められなかった (図 9 左)。

#### あし抜き

若年群、高齢群ともに下着に比べパンツ型おむつの腕の相対筋電積分値が増加傾向を示した ( $p < 0.1$ ) が、年齢間に有意な差は認められなかった (図 9 右)。

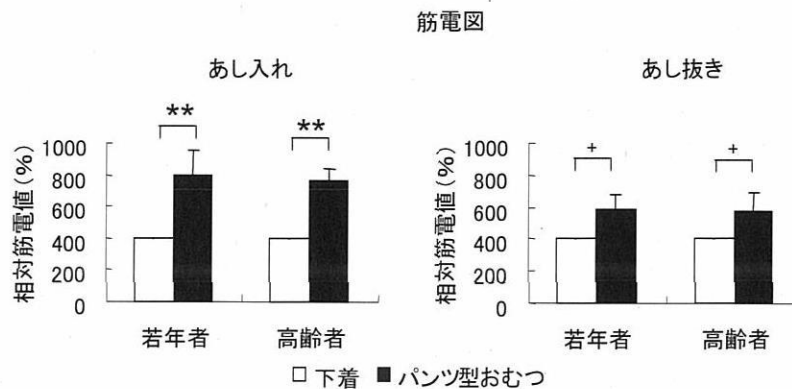


図 9. 下着及びパンツ型おむつのあし入れ時及びあし抜き時の上肢筋電図の比較  
 (平均値と標準誤差)、+有意傾向  $p < 0.1$ 、\*\*有意水準  $p < 0.01$

## 重心動揺評価

### あし入れ

若年群は下着に比べパンツ型おむつの重心総軌跡長が増加する傾向が認められた ( $p=0.10$ )。また、高齢群は下着に比べパンツ型おむつの重心総軌跡長が有意に増加した ( $p<0.01$ )。また、若年者に比べて、高齢者は下着、パンツ型おむつともに重心動揺軌跡長が有意に増加した (各  $p<0.001$ ,  $p<0.01$ ) (図 10 左)。

### あし抜き

若年群、高齢群ともにサンプル間に有意な差は認められなかった。しかし、若年群に比べて、高齢群は下着では有意に重心動揺奇跡長が増加し ( $p<0.05$ )、パンツ型おむつでは増加傾向を示した ( $p=0.12$ ) (図 10 右)。

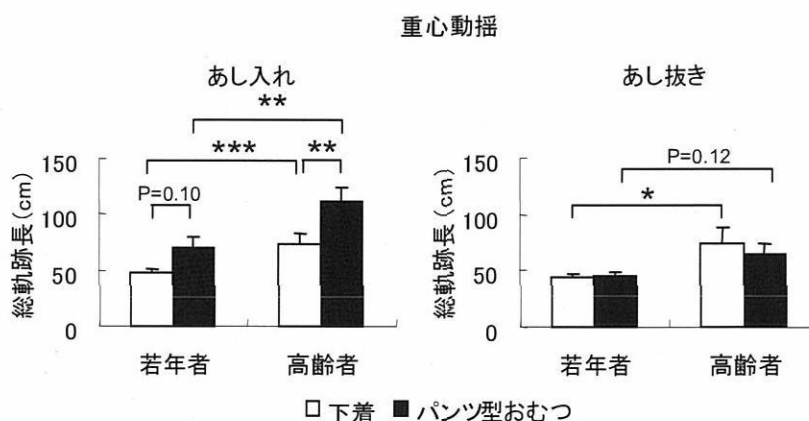


図 10 下着及びパンツ型おむつのあし入れ時及びあし抜き時の重心動揺の総軌跡長比較 (平均値と標準誤差)、\* 有意水準  $p<0.05$ 、\*\* 有意水準  $p<0.01$ 、\*\*\* 有意水準  $p<0.001$

## 3.4 考察

本研究では、パンツ型おむつは下着に比べて主観スコア増加、着脱時間延長、筋負担増加及び重心動揺増加が年齢に関らず認められたことから、パンツ型おむつの着脱しにくさが生理学及び心理的に確認された。被服の袖幅が着心地に影響を与える報告例もあることから、<sup>(78)</sup>、下着とパンツ型おむつで形状は類似しているが、素材の違い、寸法、吸収体の存在の要因が着脱時の心理、生理面に影響を与えたと考えられた。あしぐりを広げて足を通す際に、綿と不織布の素材の違いにより、伸縮性や肌との摩擦感が異なり、心理的にはきにくい印象を与え、生理学的に使用筋力を増加、時間延長、ふらつき増加を引き起こしたと考えられた。また、あし入れ時はあし抜き時に比べて慎重になる傾向が観察から認

められ、その結果、心理的及び生理的影響は特に足を入れる動作時に多く確認された。

若年者と高齢者の動作比較では、高齢者の着脱時に手首及び頭の低位置化が確認され、高齢者は高い位置のあし入れ等で不安定になるのを恐れ、手首の位置や、頭の位置を低くして重心を下げ、全身の揺れに対応していることが示唆された。

以上の結果から、高齢者に特徴的な手首、頭の位置を下げたバランスを保つ前傾姿勢時の動作に注意を払うことが転倒防止につながる可能性が示唆された。また、高齢者の体力は年齢とともに低下することは明らかであり<sup>(79)</sup>、高齢者にのみ確認された作業時の頭や手首の高さが低位置となることは、老化の姿勢制御への影響を端的に表現していると考えられた。つまり、筋力とバランス能力の低下した高齢者は、高い位置での被服の着脱が困難になっており、低い前傾姿勢で重心を下げ、さらに低い位置で足を通すことによって、衰えた筋力及びバランス能力で着脱動作をおこなうことを可能にしていることが示唆された。被服の着脱動作時に頭部を低位置にすることは、前傾姿勢による着脱作業を意味する。この体幹前傾姿勢は手に重量物を持たない動作であっても脊柱起立筋や椎間板に負担を与えることが先行研究で明らかにされており<sup>(80)</sup>、一回の動作でも脊柱起立筋や椎間板に急激なストレスが加わる可能性がある。一日に数十回、年に何百回と繰り返すうちに慢性的疲労や脊柱変形を引き起こす危険性が考えられる。さらに、低位置化に確認された高齢者の被服着脱対応をしても若年群に比べて高齢群の着脱時重心動揺は増加しており、転倒の危険性をはらんでいる。高齢者にとって膝関節屈曲した姿勢の維持は、筋力や平衡機能の低下によって転倒しやすくなる恐れがあり、高齢者の身体重心コントロールは股関節でおこなうようになるとされている<sup>(81)</sup> 報告からもパンツ型おむつ及び下着の着脱時には膝関節を屈曲させる必要があり、転倒の危険性が示唆される。

## まとめ

本研究結果より、高齢者の着脱動作において、下着に比べてパンツ型おむつの転倒危険性が増加していたことが生理学的及び心理的データで示された。また、被服の着脱姿勢が通常姿勢にも影響を与える可能性を示唆した。

## 第4章 成人女性のむくみ

### 4.1 本章の背景と目的

むくみの研究領域ではエコノミークラス症候群などの社会問題を対象に血液凝固を中心に研究が進められた。一方で原因と解消法が明確であり、緊急性が低いことから日常の立位による下肢部のむくみと、むくみ感の発生については今までまったく論じられていないのが現状である。日常的なむくみを訴えるのは主に女性であり、その原因はストッキングやブーツなど、むくみ感を強める被服環境が関連していると考えられる。

したがって、むくみ感の発生について生理学的に明らかにすることを目的に、1. むくみ感覚アンケートの作成と心理計測、2. 勤労女性における下肢の疲労とむくみに関する生理計測、3. 立位によるむくみ再現実験、4. 電気刺激を用いたむくみの発生前後の筋機能評価の4つの試験を実施した。



## 4.2 むくみ感覚アンケートの作成と心理計測

### 4.2.1 背景と目的

下肢のむくみに関するいくつかの心理的な研究では、むくみの感覚は下肢の「だるさ」、「重たさ」といった言葉で表現される<sup>(82)(83)</sup>と報告されている。筋収縮の水分循環作用を考えると、下肢の筋疲労の影響でむくみが悪化すると考えられる。すなわち、むくみの感覚は下肢の「だるさ」、「重たさ」という感覚と「疲労」の感覚が混在していると考えられる。

そこで、本研究では下肢のむくみと疲労との関係を明らかにすることを目的とし、「むくみと疲労の感覚についてアンケートによる実態調査」を行い、これを手がかりとして、VAS (visual analogue scale) 主観評価調査表を作成した。また、「VAS 主観評価調査表を用いて就労前後の下肢のむくみと疲労に関する心理計測」を行なった。

### 4.2.2 下肢のむくみと疲労感覚の実態調査

#### 方法

#### 手順

下肢の疲れ、下肢のむくみに対する感覚アンケート調査用紙を化粧品販売員に郵送した。過去1ヶ月の体験に基づいて質問項目に記入回答させ、それを郵送にて回収し集計した。

#### 対象者

対象となるデパート及びドラッグストアに勤務する関東地区在住の女性化粧品販売員に試験内容について説明をし、182名に郵送調査を実施した。有効回収数は153名であり、19歳から48歳までの平均年齢30.0歳の健常な女性であった。

#### 調査期間

2006年2月16日のアンケート配布から2006年4月下旬のアンケート回収最終日までの3ヶ月間で実施した。

## 質問項目

図1に質問項目を示した。

1. 最近1ヶ月の状態を思い出してお答えください。下肢の疲れやむくみについてお伺いします。

1-1. あなたは下肢の疲れ・むくみを感じることがありますか。

疲れ⇒1).よくある 2).たまにある 3).ほとんどない 4).ない⇒2へ  
むくみ⇒1).よくある 2).たまにある 3).ほとんどない 4).ない⇒2へ

1-2 下肢の疲れ・むくみは気になりますか。

疲れ⇒1).ひどく悩んでいる 2).やや悩んでいる 3).あまり悩んでいない 4).悩んでいない  
むくみ⇒1).ひどく悩んでいる 2).やや悩んでいる 3).あまり悩んでいない 4).悩んでいない

1-3 下肢の疲れ・むくみで生活上不便(不満)を感じていますか。

疲れ⇒1).感じている 2).やや感じている 3).あまり感じていない 4).感じていない  
☆ 1)感じている、2)やや感じている方は具体的にどのような事で感じていますか。  
( )  
むくみ⇒1).感じている 2).やや感じている 3).あまり感じていない 4).感じていない  
☆ 1)感じている、2)やや感じている方は具体的にどのような事で感じていますか。  
( )

1-4 下肢の疲れ・むくみを感じる部位はどこですか。(複数回答可)

疲れ⇒1).土踏まず 2).かかと 3).つま先(下肢の指) 4).足首 5).ふくらはぎ 6).膝 7).太もも  
8).靴を履いている部分 9).膝から下 10).膝から上 11).その他( )

むくみ⇒1).土踏まず 2).かかと 3).つま先(下肢の指) 4).足首 5).ふくらはぎ 6).膝  
7).太もも8).靴を履いている部分 9).膝から下 10).膝から上 11).その他( )

1-5 下肢の疲れ・むくみはどのようなことから感じますか。(複数回答可)

疲れ ⇒1).下肢のむくみ 2).下肢のたるさ 3).下肢の重さ 4).下肢の痛み 5).その他( )  
むくみ⇒1).下肢のたるさ 2).下肢の重たさ 3).下肢の疲れ 4).靴下の痕を見たとき  
5).靴がきつと感じたとき6).下肢の色(血色)が悪いとき 7).見て下肢がいつもより太いと感じたとき  
8).触ってはりがないとき 9).その他( )

2.あなたの生活についてお伺いします。

立ち仕事をしている時間(勤務日)はどのくらいですか。  
約( )時間/日

図1. 下肢の疲れと下肢のむくみに関するアンケート調査項目

調査内容は、下肢の「疲れ」と下肢の「むくみ」意識に関する質問として、1.感じるか、2.気になるか、3.不便はあるか、4.感じる部位はどこか、5.どのようなことから感じるかの5項目と労働時間であった。1-3の質問に関しては、1.感じるか、2.気になるか、3.生活上不便を感じるかを1.よく、2.たまに、3.あまりない、4.ない、5.無回答の5件法で質問した。4、5の質問に関しては複数回答可の選択技法と自由回答を併用した。

## 結果

立ち仕事の1日平均時間は、7.4時間であった。

## 下肢のむくみと疲れの意識

図2は、上段に下肢の疲れの意識、下段に下肢のむくみの意識について、「感じるか」、「気になるか」、「生活上不便を感じるか」の質問項目に対する割合を棒グラフで示している。下肢の疲れを感じるかの問いには、回答者の94.4%が「よく感じる」または「たまに感じる」と回答した。同様に、下肢のむくみを感じるかの問いには回答者の90.2%が「よく感じる」または「たまに感じる」と回答した。回答者は、疲れ、むくみをほぼ同じ割合で感じていた。

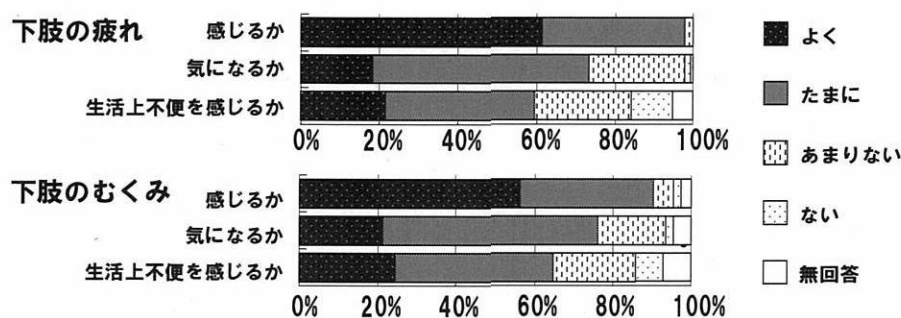


図.2 下肢の疲れと下肢のむくみの意識

下肢の疲れとむくみを感じるか、気になるか、生活上不便になるかの割合を

1.よく、2.たまに、3.あまりない、4.ない、5.無回答の順に示した。

下肢の疲れが気になるかの問いには、回答者の71.2%が「よく気になる」または「たまに気になる」と回答した。同様に、下肢のむくみが気になるかの問いには回答者の75.8%が「よく気になる」または「たまに気になる」と回答した。回答者は、疲れ、むくみをほぼ同じ割合で気にしていた。下肢の疲れで生活上不便を感じるかの問いには、回答者の59.5%が「よく感じる」または「たまに感じる」と回答した。同様に、下肢のむくみで生活上不便を感じるかの問いには回答者の64.7%が「よく感じる」または「たまに感じる」と回答した。回答者は疲れ、むくみをほぼ同じ割合で不便に感じていた。

## 下肢の疲れを感じる部位と感覚

図3は、上段に下肢の疲れを感じる部位、下段にその感覚について、回答者の割合を示している。下肢の疲れを感じる部位としては、回答者の78.4%が「ふくらはぎ」、45.8%

が靴を履いている部分で、むくみも同様に感じていた。回答者の 51.9%が下肢の疲れを土踏まずで感じており、むくみではほとんど認められなかった。

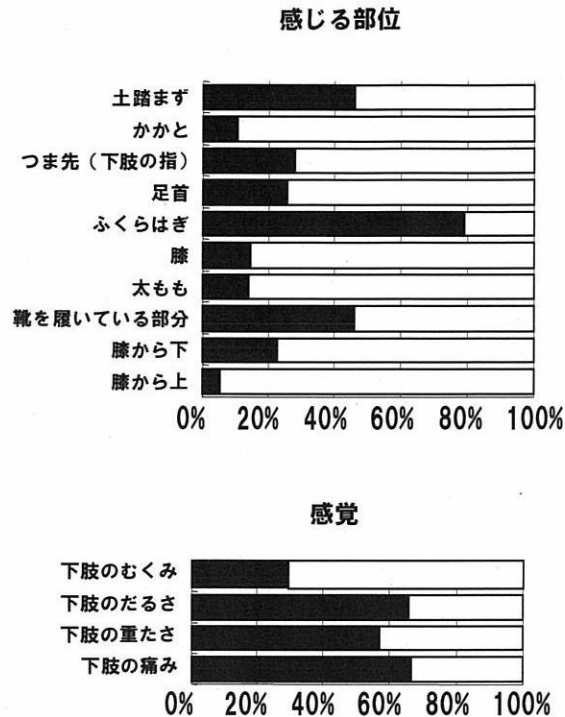


図 3. 下肢の疲れを感じる部位と感覚

下肢の疲れを感じる部位と感覚を割合で示した。

下肢の疲れを感じる原因としては、回答者の 65.3%が「だるさ」から、56.9%が「重たさ」から感じており、むくみを感じている原因と同様の傾向であった。また、回答者の 29.4%が下肢の「むくみ」から感じており、下肢のむくみと疲れをほぼ同じ感覚としていた。また、回答者の 66.0%が下肢の疲れを痛みとして感じており、むくみでは認められなかった。

#### 下肢のむくみを感じる部位と感覚

図 4 は、上段に下肢のむくみを感じる部位、下段にその感覚について、回答者の割合を示している。下肢のむくみを感じる部位としては、回答者の 85.0%が「ふくらはぎ」、37.3%が「靴を履いている部分」で「疲れ」も同様に感じていた。回答者の 69.9%が「靴のきつさ」で下肢のむくみを感じており、疲れでは認められなかった。また、回答者の 67.3%が「太いと感じたとき」に下肢のむくみを感じており、疲れでは認められなかった。

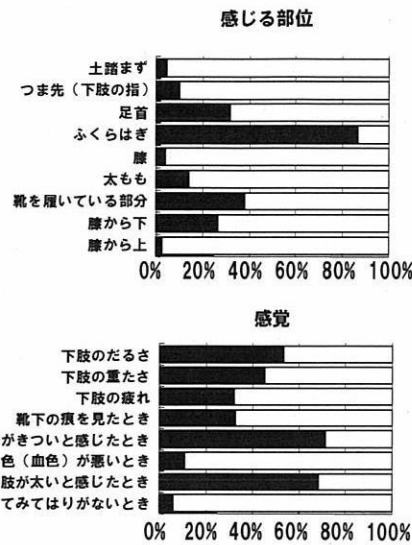


図 4. 下肢のむくみを感じる部位と感覚

下肢のむくみを感じる部位と感覚を割合で示した。

下肢のむくみを感じる原因としては、回答者の 52.3%が下肢のむくみを「たるさ」から、44.4%が「重たさ」から感じており、疲れを感じている原因と同様の傾向であった。また、回答者の 31.4%が下肢の「疲れ」から感じており、下肢のむくみと疲れはほぼ同じ割合であった。

#### VAS 主観評価調査表の作成

上記の調査結果に基づき、下肢の疲れとむくみそれぞれに関連する項目および両方に共通して関連する 14 項目を 3 分類し、これらを表 1 に示した。

表 1. むくみと疲労に関連する項目分類

項目	むくみ	疲労	共通
身体疲労		○	
下肢のむくみ	○		
下肢の疲労		○	
膝下周囲長	○		
足首周囲長	○		
ふくらはぎ周囲長	○		
たるさ			○
下肢の重さ			○
下肢のつっぱり			○
靴の履き悪さ	○		
靴下の痕	○		
ふくらはぎの痛み		○	
足首の痛み		○	
土踏まずの痛み		○	
合計	6	5	3

○関連する項目

これら 14 項目のうち、「身体疲労」、「下肢の疲労」「ふくらはぎの痛み」「足首の痛み」および「土踏まずの痛み」の 5 項目が下肢の疲れに関する項目に分類された。「下肢のむくみ」、「膝下周囲長」、「足首周囲長」、「ふくらはぎ周囲長」、「靴の履き悪さ」および「靴下の痕」の 6 項目がむくみに関する項目に分類された。「だるさ」、「下肢の重さ」および「下肢のつっぱり」の 3 項目が下肢のむくみと疲れに共通する項目に分類された。

これら下肢のむくみと疲れに関する 14 項目と、就業前後のモチベーションに関する項目として「爽快感」、「集中力」、「意欲」および「座りたい」の 4 項目、血液循環に関する「下肢の冷え」および「下肢の血色」の 2 項目を加えた計 20 項目を用いて、就業前後の下肢の疲れとむくみを調べる VAS (visual analogue scale) 主観評価調査表を作成した(図 5)。

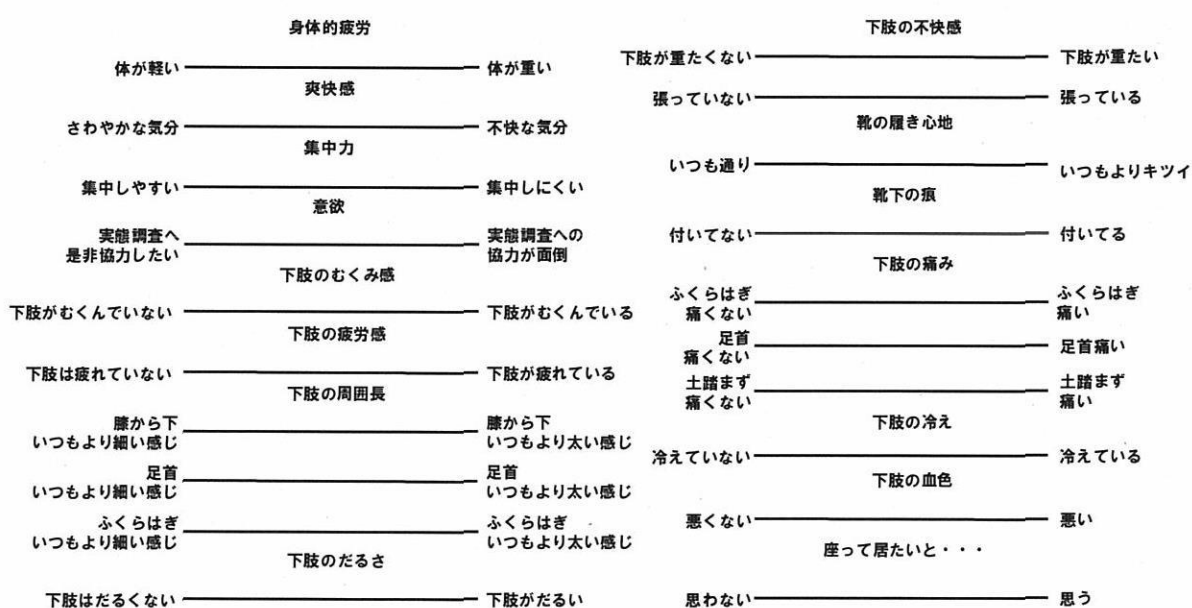


図 5. 下肢の疲れ、むくみの VAS (visual analogue scale) 主観調査表

調査票の左側をポジティブ因子 (左端 0 点)、右側をネガティブ因子 (右端 100 点) として調査対象者に縦線を引いてもらい線分の距離を 0-100 点のアナログスケールでスコア化した。従って、本 VAS 主観調査スコアが高スコアなほど、不快であることを示している。

### 4.2.3 就労前後のむくみと疲労に関する心理計測

#### 方法

#### 手順

主観調査表を用い、立位作業を中心とする女性化粧品販売職員と座位作業を中心とする女性事務職員の就労作業前後の主観調査を実施した。

#### 被験者

対象となるデパート及びドラッグストアでの1日5時間以上の立位作業を中心とする平均年齢25.2歳の女性化粧品販売職10名及び、オフィスでの1日5時間以上のデスクワーク等の座位作業を中心とする平均年齢30.6歳の女性事務職員9名に試験内容を説明し、19名に試験を実施した。食事と睡眠時間の影響を除外するため、勤務地から徒歩5分圏内のホテルに前泊させ、前日の晩及び当日朝の食事を統制し、22時に就寝するよう指示した。

#### 評価

図5に示したVAS主観評価調査表を用いて、下肢のむくみ、疲れに関する質問紙による主観評価を行った。被験者は、各質問項目の横線に自由に縦線を引き、作られた線分の長さからそれぞれの感覚を0-100で評価した。評価は、就業前の午前9-10時（朝方）および就業後午後16-17時（夕方）の2回実施した。

#### 統計処理

統計ソフトstat-view(for windows ver. 5.0)を用いて解析を行った。朝方と夕方のVAS主観評価スコアを就労前後の心理変化として計測し、対応のあるT検定によって比較した。立ち仕事とデスクワークによる主観の差は、朝夕のVAS主観評価スコアの差をデルタ( $\Delta$ : 夕方-朝方)量として算出し、対応のないT検定によって比較した。有意水準は5%とした。

## 結果

### 朝夕の主観評価比較

全被験者 19 名の朝方と夕方の VAS 主観評価スコアを表 2 に示した。

表 2. 勤労女性 19 名の VAS 主観評価調査 20 項目による朝夕の比較

項目	午前	午後	p値
1. 身体疲労	57±20	65±19	+
2. 爽快感のなさ	42±16	58±11	**
3. 集中力のなさ	46±17	56±24	+
4. 意欲のなさ	20±19	22±18	NS
5. 下肢のむくみ	47±29	67±29	*
6. 下肢の疲労	46±26	65±30	*
7. 膝下周囲長	54±18	72±23	**
8. 足首周囲長	51±16	68±23	*
9. ふくらはぎ周囲長	50±12	74±22	***
10. だるさ	39±23	65±28	**
11. 下肢の重さ	45±21	66±28	**
12. 下肢のつっぱり	42±22	70±25	***
13. 靴の履き悪さ	23±24	46±34	***
14. 靴下の痕	30±29	45±32	*
15. ふくらはぎの痛み	10±14	40±33	***
16. 足首の痛み	14±19	37±32	**
17. 土踏まずの痛み	12±15	45±38	***
18. 下肢の冷え	28±33	33±32	NS
19. 下肢の血色	24±21	40±31	*
20. 座りたい	40±32	62±35	*

平均値±標準偏差, NS: not significant, +  $p < 0.1$ , \*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$

20 項目中 1.身体疲労、3.集中力のなさ、4.意欲のなさおよび 18.下肢の冷えの 4 項目を除き、2.爽快感のなさ、5.下肢のむくみ、6.下肢の疲労、7.膝下周囲長、8.足首周囲長、9.ふくらはぎ周囲長、10.だるさ、11.下肢の重さ、12.下肢のつっぱり、13.靴の履き悪さ、14.靴下の痕、15.ふくらはぎの痛み、16.足首の痛み、17.土踏まずの痛み、19.下肢の血色および 20.座りたい、の 16 項目で夕方の VAS 主観評価スコアが朝方に比して有意に増加していた。



### 立ち仕事とデスクワークの被験者特性比較

職群別に BMI と体脂肪率を表 3 に示した。両群間で BMI と体脂肪率に有意な差は認められなかった。

表 3. 立ち仕事群 10 名とデスクワーク群 9 名の特性

勤務内容	人数 (人)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	体脂肪率 (%)
立ち仕事	10	20.4±3.2	25.9±7.1
デスクワーク	9	20.1±2.1	24.9±5.7

平均値±標準偏差

図 6 は、立ち仕事とデスクワークの VAS 主観評価スコアの増加量 (Δ: ター朝) の比較を示している。

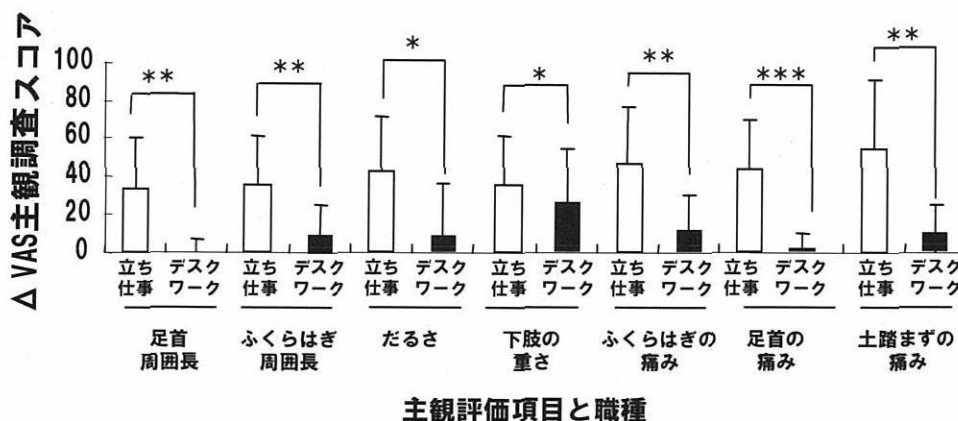


図 6. 主観評価スコア増加量 (Δ) の職種別比較

平均値±標準偏差, \* p<0.05, \*\* p<0.01, \*\*\* p<0.001

職群間比較において、立ち仕事のスコア増加量がデスクワークに比べて有意に大きかった項目は、8.足首周囲長、9.ふくらはぎ周囲長、10.だるさ、11.下肢の重さ、15.ふくらはぎの痛み、16.足首の痛み、17.土踏まずの痛みの 7 項目であった。上記 7 項目を除く 13 項目の VAS 主観評価スコアに職群間の有意な差は認められなかった。

#### 4.2.4 考察

##### 下肢のむくみと疲労感覚実態調査

村上らは、日常の生活において身体のむくみを感じていない女性は15%にしか過ぎないと1998年に報告しているが<sup>(84)</sup>、本調査も10%前後と、先行調査と同様の結果となった。このことから、女性のむくみの不快感覚は約10年を経ても解決されていない不定愁訴であるといえる。

本調査の153名のアンケート結果から、就労女性は下肢の疲れおよびむくみを重い、だるい、大きい、きつい、痛いという言葉で表現している事が確認された。海外での調査報告からは、むくみに相当する単語は英語には見当たらず、現象として近いものはSwelling（腫れ）、症状として近いものはedema（浮腫）が挙げられる。海外における浮腫に伴う患者の下肢の感覚としては、疲れ（Tired Legs）；79.3%、重さ（Heavy Legs）；78.8%、ちくちく感（Tingling sensation）；38.5%、熱感（Heat sensation）；42.1%、痛み（Pain）；54.6%、腫れ（Swollen legs）；57.0%を感じると報告されており<sup>(85)</sup>、イタリアでは疲れは浮腫に伴う感覚であると8割の患者が訴えている。日本における本調査でも下肢の疲れと下肢のむくみに対する就労女性の意識は同様であった。以上の結果から、就労女性は下肢の疲れと下肢のむくみの感覚をほぼ同時に感じているものと推察された。特に、だるさ、重さという感覚は就労女性の下肢の疲れとむくみに共通しており、QOLを下げる一因と考えられた。

本調査のアンケート結果から、疲れとむくみそれぞれに特徴的な感覚が見出された。下肢の疲れは、6割以上が痛みから感じる事が多く、一方で下肢のむくみは、6割以上が靴のきつさ、下肢の太さから感じていた。むくみが女性の代表的愁訴となっているのは、女性がヒールやブーツなどで靴のきつさを感じる事が多く、スカートの着用などで下肢の太さを気にかけることも原因と考えられた。一方で月経暦や既往歴を考慮しておらず、月経の黄体期や血圧の変化によるむくみ増加の影響を排除出来ない点に本調査の限界があり、実際には立位のみではなく、これらの要素によるむくみと疲労感の増加が見込まれる。

##### 就労前後のむくみと疲労に関する心理計測

上記アンケート結果を盛り込んだVAS主観評価調査表による就労前後の主観変化は、表2にあるように、4.意欲のなさ と 18. 下肢の冷えを除く18項目で朝方と夕方の比較におい

て不快感増加の傾向が認められ、本調査で作成された VAS 主観評価調査表により定性的に下肢むくみと疲労の不快感の増加が確認された。さらに、下肢のむくみ、疲れの意識を立ち仕事とデスクワークという職群間において比較検討したところ、デスクワークに対して立ち仕事の不快感が高いことが定量的に確認された。項目別には立ち仕事群で、8.足首周囲長、9.ふくらはぎ周囲長、10.だるさ、11.重さの 4 項目および 15-17.の痛み 3 項目の計 7 項目において VAS 主観評価スコアの不快方向への有意な増加が認められた。むくみと疲れに共通するだるさ、重さおよび周囲長が立ち仕事で増加していたこと、さらに疲れを代表する痛みに変化がみられたことからむくみの評価には疲れという感覚評価が重要であることが示唆された。

本研究と同様に立位労働条件を調べた手術室の専属勤務者の下腿周囲長に関する報告<sup>(88)</sup>によると、勤務前に比べて、昼食時、勤務後ともに下腿周囲長が増加していた。さらにこの手術室の専属勤務者のデータでは部位別の訴えにおいて、下腿と足首の訴え率が高かったと報告されている。VAS 主観評価調査表を用いた本調査結果でもふくらはぎと足首の周囲長および痛みのスコアがデスクワークに比べて立ち仕事で有意に高いことから、ふくらはぎ、足首は組織間液貯留の不快を感じやすい部位である可能性が推察された。

#### 4.2.5 まとめ

就労女性における下肢の疲れとむくみの意識は重なる部分が多く、組織外液貯留の心理的評価には疲労の項目が必要であった。不快感としては下肢の疲れ、むくみという感覚よりも、だるさ、重さという感覚表現が組織間液の増加による不快感に近い感覚であることが示唆された。実際の勤労女性にむくみと疲れに関連する項目で作成された VAS 主観評価調査表を用いることにより、組織外液貯留の下肢不快感を定性評価および定量評価することができた。むくみや疲れの感覚は膝下のふくらはぎや足首の感覚により発生している可能性が示唆された。

### 4.3 勤労女性における下肢の疲労とむくみに関する生理計測

#### 4.3.1 背景と目的

第4章 4.2 では勤労女性の下肢の疲労とむくみ感の関連性について心理学的アプローチにより明らかにした。一方で、生理学的なむくみの解析は、成人女性の形状変化を対象として行われているものが多く<sup>(83) (87) (88)</sup>、一般的な診断方法<sup>(46)</sup>として、圧迫痕、周囲径、細胞外水分液量<sup>(89)</sup>の測定が行われている。また、上記のむくみの改善方法としては、静水圧を減らすために寝姿勢に近づける、筋のポンプ作用で還流するために下肢の運動を促進する、還流の抵抗を減らすために大腿裏の圧迫を少なくする血流改善を目的とした方法が提唱されている<sup>(90)</sup>。浮腫液として貯留した細胞外液により毛細血管内血液-組織細胞間の距離が大きくなり、呼吸ガスをはじめ各種代謝物質の拡散が阻害される。筋運動におけるガス交換、代謝物質の拡散効率が低下し、筋の老廃物蓄積が促進される<sup>(51)</sup>。すなわち、生理的にも浮腫が筋の疲労を促進する可能性が考えられる。これまでも様々な職種の中で静的負担である立位姿勢は血管を圧迫し、末梢循環の障害から筋疲労を容易に生じさせる状態にあると考察されている<sup>(44)</sup>が、実際に立位職業の場面で生理的データに基づいたむくみによる筋疲労増強の報告は見当たらない。また、下肢筋のパフォーマンスに注目して、むくみ発生時の筋疲労を直接測定した研究は行われていない。筋の疲労に関する従来の生理学的測定法は筋電図法<sup>(37)</sup>や、硬さの計測<sup>(91) (92) (93)</sup>が知られているが、近年皮膚表面上の加速度センサーから筋の収縮動態を計測する筋音図法<sup>(94) (95)</sup>による筋疲労評価も取り入れられている。

本研究では、下肢のむくみと疲れの関係を明らかにすることを目的に下肢の形状変化と筋音図法を用いた筋疲労の生理計測試験および心理評価を行った。

#### 4.3.2 方法

##### 手順

研究実施にあたり星城大学研究倫理委員会による審査及び承認を受けた。女性化粧品販売員と女性事務員に就業前の午前 9-10 時（朝方）及び就業後午後 16-17 時（夕方）に測定した。測定は、左の下腿体積、下肢細胞外水分率、下腿筋硬度を計測した後、1 分間の下肢筋収縮時における足底屈力及び腓腹筋の筋電図、筋音図を計測した。またむくみと疲れに関する主観調査を実施した。

## 被験者

対象となる1日6時間以上の立ち仕事を主とする女性化粧品販売職員10名（立ち仕事群）及び1日6時間以上のデスクワークを主とする女性事務職員9名（デスクワーク群）に試験内容を説明し、19名に試験を実施した。食事と睡眠時間の影響を除外するため、勤務地から徒歩5分圏内のホテルに前泊させ、前日の晩及び当日朝の食事を統制し、22時に就寝するよう指示した。なお、被験者群の年齢、BMI、体脂肪率、左下肢筋量、基礎代謝量を表1に示したが、両群間に有意差はなかった。

表1. 立ち仕事群10名とデスクワーク群9名の特性

勤務内容	年齢 (才)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	体脂肪率 (%)	左下肢筋量 (kg)	基礎代謝量 (kcal/day)
立ち仕事(10名)	25.2±4.5	20.4±3.2	25.9±7.1	5.73±0.7	1169±74
デスクワーク(9名)	30.6±6.1	20.1±2.1	24.9±5.7	6.16±0.8	1197±88
平均±標準偏差					

## 計測

### 左下腿体積

左下腿体積は6点周囲径計測を手がかりとして算定した。周囲径計測点は、膝下10cmから5cm間隔で連続5点をA、B、C、D、Eとし、最大周囲長部分をMとした。周囲径は非伸縮性のテープを各計測点に巻きつけて3回計測し、平均値を求めた。体積の推定計算は、5つの円錐台の合計とした(図1)。すなわちA及びMで囲まれた切断部の上部周囲径a及び、下部周囲径mと高さhにより、図1の計算式からAM間の体積を算出した。同様に計算したMB、BC、CD、DEとAMを合計し、下腿体積とした。

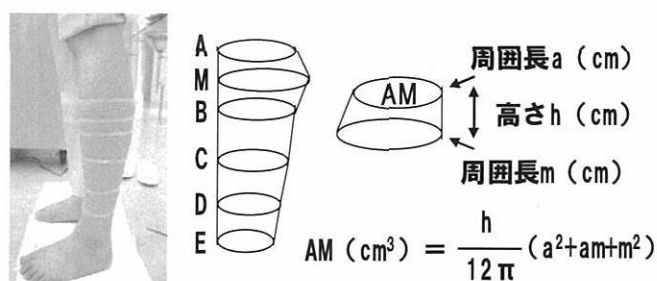


図1. 下腿周囲径計測写真及び下腿体積概算図と円錐台部計算式

### 左下肢細胞外水分率

左下肢の細胞外水分率はバイオインピーダンス法<sup>(89)</sup>を用いた体組成計 (In-body720、バイオスペース社製) で測定した。測定に使用した周波数は、低周波として1、5、50Hz、高周波として250、500、1000Hzを使用した。下肢全水分(Total Leg Water : TLW)及び細胞外水分(Extra Cellular Water : ECW)を測定し、細胞外水分率 (ECW/TLW) を求めた。

### 筋硬度

安静仰臥位時の左腓腹筋内側及び外側の筋腹の硬度を、運動後の大腿四頭筋硬化を検出可能な筋硬度計 (PEK-1、井元製作所)<sup>(96) (97)</sup>を用いて5回測定した。センサー部を水平に構え、皮膚表面に対し90度の角度で押し付け測定した。これらの測定値から外側と内側の硬度の平均値を求め、さらに5回の平均値を代表値とした。

### 筋収縮機能

被験者をベッド上で仰臥位にさせ、左足関節を壁に設置した計測器に固定し、底屈させた。予め測定された最大随意筋力の75% (75%MVC) を1分間維持するよう指示し、左腓腹筋の筋電図、筋音図及び左足関節底屈筋力を測定した。1分間の測定中は足関節だけでなく、体幹の浮き上がりも抑えるため体幹をベッドに固定した。

### 筋電図

計測部位は、左内外側腓腹筋の筋腹上で、5cm間隔で配置した表面電極を用いて筋電位を導出した。導出した筋電位は、生体アンプ Inter-cross410 (Inter-cross社製) にて1000倍増幅し、5Hzのハイパスフィルターで処理した。処理後の信号は POWERLAB (AD-Instruments社製) にサンプリング間隔2kHzで記録し、75%MVC発揮時の1分間のデータを、解析ソフト (Chart) にて振幅(Root Mean Square : RMS)と平均周波数MPF (Mean Power Frequency : MPF)を算出した。1分間のMPFの算出にはハミング窓と1024点の高速フーリエ変換を用いた。

### 筋音図

筋音図は筋電図電極の中央部に貼付した加速度センサ (メディセンス社製) により導出した。この筋音図を筋音計 (メディセンス社製) にて5倍増幅し、1-250Hzのバンドパスフィルターで処理した。信号は POWERLAB (AD-Instruments社製) にサンプリング間隔2kHzで記録し、解析ソフト (Chart) にてRMSとMPFを算出した。

## 筋力

左足関節底屈力は壁に固定した徒手筋力センサ（SAKAI 医療、20Hz サンプリング）により測定した。信号は POWERLAB（AD-Instruments 社製）にサンプリング間隔 2kHz で記録し、解析ソフト（Chart）にて波形処理を行った。波形の 1 例を図 2 に示す。

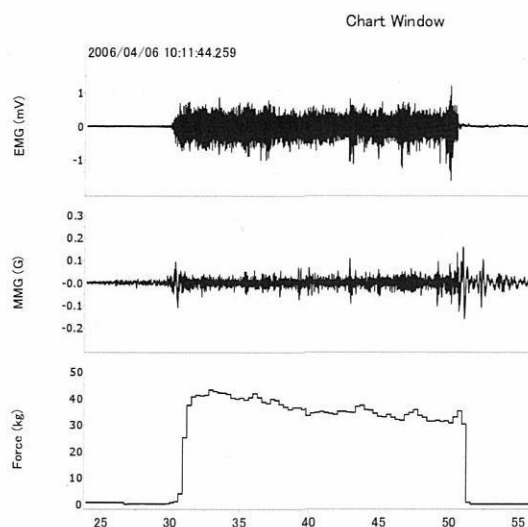


図 2. 随意収縮時の生波形の 1 例

筋電図：EMG、筋音図：MMG、筋力：Force の生波形例

## 主観評価

下肢のむくみと下肢の疲れに関する質問紙による主観評価を Visual Analogue Scale (VAS) 法を用いて実施した。被験者は、各質問項目の横線に自由に縦線を引き、作られた線分の長さからそれぞれの感覚を 0-100 で評価した。下肢のむくみは、0 をむくんでいないとし、100 をむくんでいるとした。下肢の疲労においても同様の質問紙を使用した。

## 統計処理

朝方と夕方の測定値の差をデルタ ( $\Delta$ ) 量として算出した。2 群間の比較は T 検定によって行われ、有意水準は 5% とした。また、各測定項目間の相関係数を算出した。

### 4.3.3 結果

#### 左下腿体積と細胞外水分率

立ち仕事群 10 名およびデスクワーク群 9 名の計 19 名の朝方の下腿体積は  $1,326\text{cm}^3$  であったが、夕方には  $1374\text{cm}^3$  となり、有意な増加 ( $p<0.001$ ) が認められた (図 3A)。

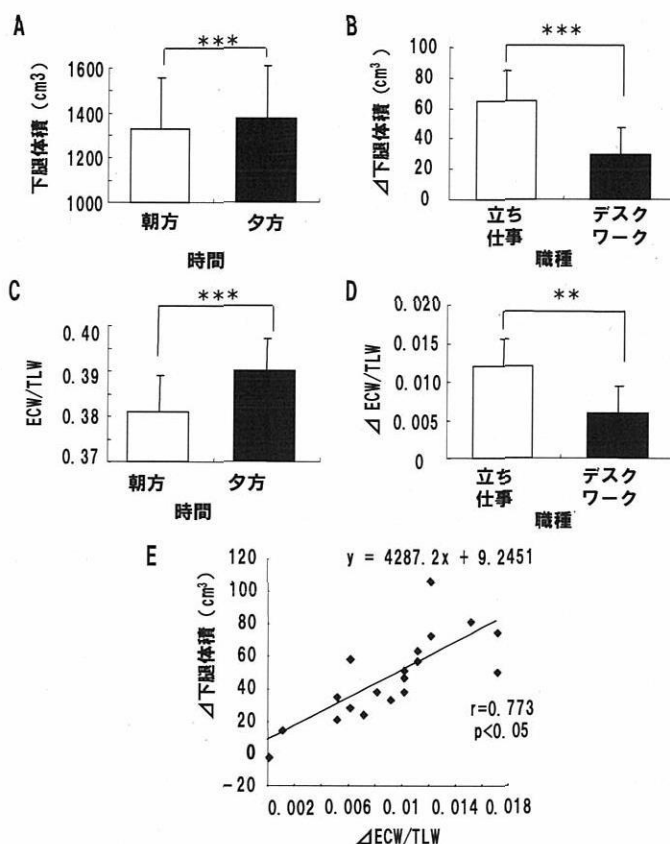


図 3. 全被験者 19 名の下腿体積 (A) と ECW/TLW (C) の朝夕比較と  $\Delta$ 下腿体積 (B) と  $\Delta$ ECW/TLW (D) の職種比較及び  $\Delta$ 下腿体積と  $\Delta$ ECW/TLW の相関関係 (E) (\*\*\*)  $p<0.001$ , \*\*  $p<0.01$ )

朝夕間の下腿形状変化量 ( $\Delta$ 下肢体積) を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群  $+65\text{cm}^3$ 、デスクワーク群  $+30\text{cm}^3$  となり、両群間に有意な差 ( $p<0.001$ ) が認められた (図 3B)。

全被験者 19 名の朝方の左下肢 ECW/TLW は 0.381 であったが、夕方には 0.390 となり、有意な増加 ( $p<0.001$ ) が認められた (図 3C)。また、 $\Delta$ 下肢体積を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群  $+0.0120$ 、デスクワーク群  $+0.0058$  となり、両群間に



0.0062 の有意な差 ( $p < 0.01$ ) が認められた (図 3D)。

19 名の下腿体積増加量と ECW/TLW 増加量の相関係数は 0.773 となり、強い正の相関が認められた (図 3E)。

### 筋硬度

19 名の左下腿腓腹筋の朝方の筋硬度は 14.8g/mm であったが、夕方には 15.0g/mm となり、有意な増加 ( $p < 0.01$ ) が認められた (図 4A)。また、朝夕間の筋硬度変化量 ( $\Delta$ 筋硬度) を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群+0.29g/mm、デスクワーク群+0.21g/mm となったが、両群間に有意な差は認められなかった (図 4B)。

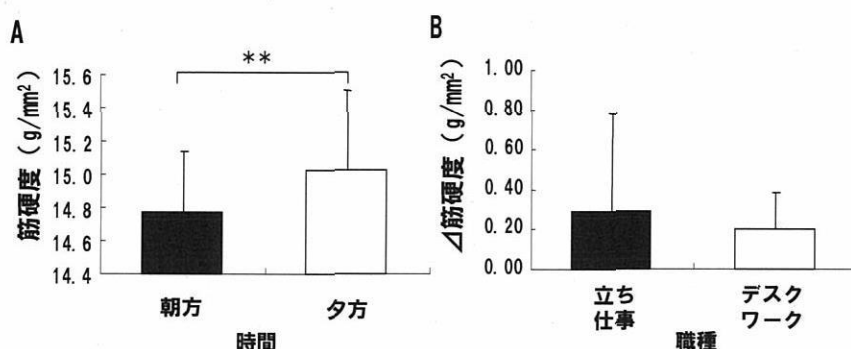


図 4. 全被験者 19 名における左腓腹筋の筋硬度の朝夕比較 (A) と  $\Delta$ 筋硬度の職種比較 (B) (\*\*  $p < 0.01$ )

### 筋収縮機能

#### 最大筋力

19 名の左足関節底屈力の朝方の最大筋力は 25kg であったが、夕方には 26kg となり、有意な変化は認められなかった (図 5A)。また、朝夕間の最大筋力変化量 ( $\Delta$ 最大筋力) を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群-1.2kg、デスクワーク群+2.1kg となったが、両群間に有意な差は認められなかった (図 5B)。

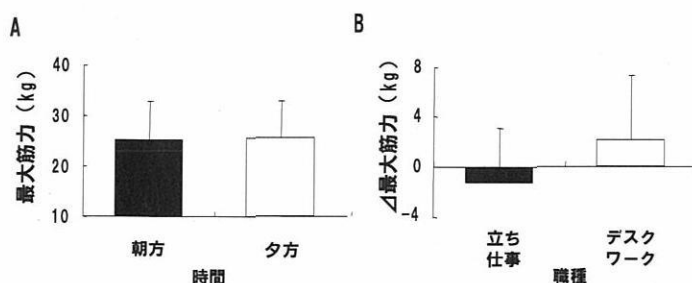


図 5. 全被験者 19 名における最大筋力の朝夕比較 (A) と  $\Delta$ 最大筋力の職種比較 (B)

## 筋電図

19名の75%MVC発揮時の朝方の筋電図RMSは0.087mVであり、夕方には0.091mVとなったが、有意な変化は認められなかった(図6A)。また、朝夕間のRMS変化量( $\Delta$ RMS)を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群-0.007mV、デスクワーク群+0.015mVとなったが、両群間に有意な差は認められなかった(図6B)。

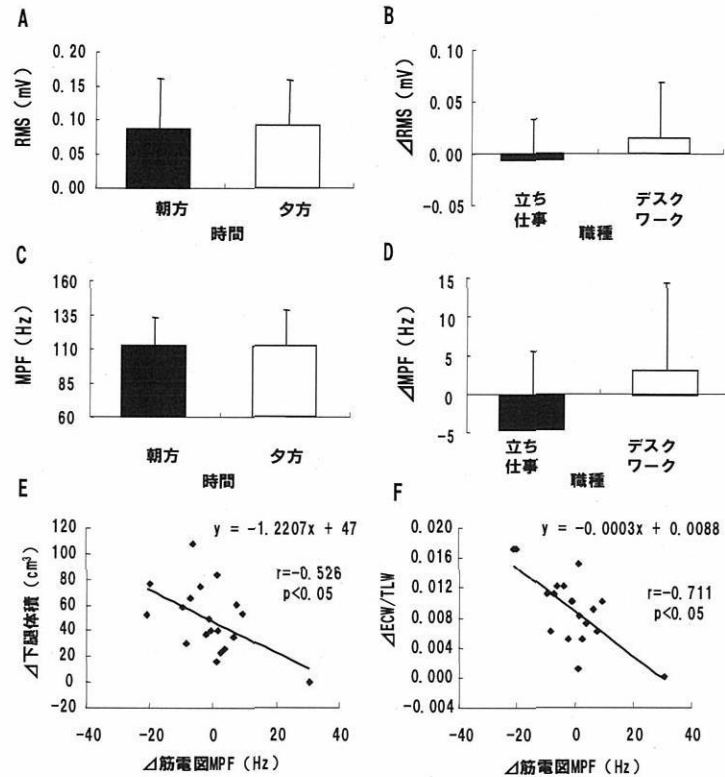


図6. 全被験者19名の筋電図RMS(A)と筋電図MPF(C)の朝夕比較と  
 $\Delta$ 筋電図MPF(B)と $\Delta$ 筋電図MPF(D)の職種比較及び  
 $\Delta$ 下腿体積(E)と $\Delta$ ECW/TLW(F)に対する $\Delta$ 筋電図MPFの相関関係。

19名の75%MVC発揮時の朝方の筋電図MPFは112.7Hzであったが、夕方には113.6Hzとなり、有意な変化は認められなかった(図6C)。また、朝夕間のMPF変化量( $\Delta$ MPF)を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群-4.5Hz、デスクワーク群+3.1Hzとなったが、両群間に有意な差は認められなかった(図6D)。

19名の筋電図MPF増加量と下腿体積増加量には相関係数-0.711の強い負の相関が認められた(図6E)。19名の筋電図MPF増加量とECW/TLW増加量には相関係数-0.526のやや強い負の相関が認められた(図6F)。

## 筋音図

19名の75%MVC発揮時の朝方の筋音図RMSは0.0058Gであり、夕方には0.0076Gとなったが、有意な変化は認められなかった(図7A)。また、朝夕間のRMS変化量( $\Delta$ RMS)を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群+0.0019G、デスクワーク群+0.0017Gとなったが、両群間に有意な差は認められなかった(図7B)。

19名の75%MVC発揮時の朝方の筋音図MPFは26.9Hzであり、夕方には25.9Hzとなったが、有意な変化は認められなかった(図7C)。また、朝夕間のMPF変化量( $\Delta$ MPF)を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群-2.7Hz、デスクワーク群+1.0Hzとなったが、両群間に有意な差は認められなかった(図7D)。

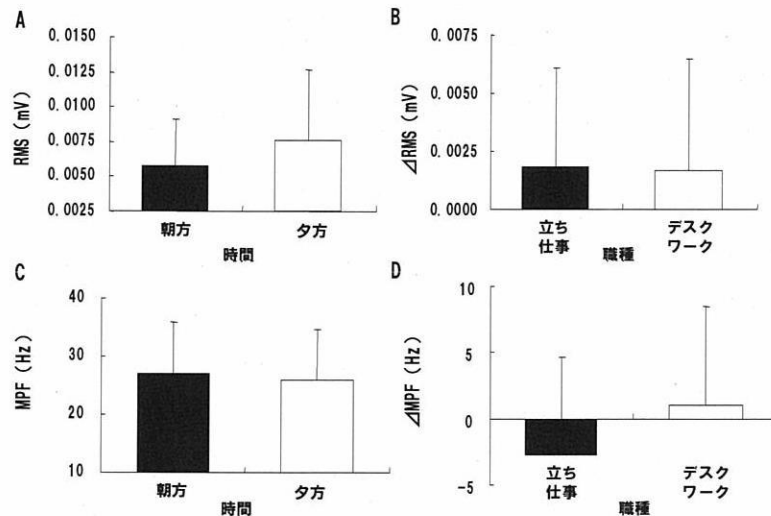


図7. 全被験者19名における筋音図のRMS (A) とMPF (C) の朝夕比較と $\Delta$ RMS (B) と $\Delta$ MPF (D) の職種比較

## 主観評価

19名の下肢の朝方のむくみ感は47であったが、夕方には67となり、有意な増加( $p < 0.05$ )が認められた(図8A)。また、朝夕間のむくみ感の変化量( $\Delta$ むくみ感)を立ち仕事群とデスクワーク群で比較すると、立ち仕事群+24.2、デスクワーク群+16.2となったが、有意な変化は認められなかった(図8B)。

19名の下肢の朝方の疲労感は46であったが、夕方には65となり、有意な増加( $p < 0.05$ )

が認められた (図 8C)。また、朝夕間の疲労感の変化量 ( $\Delta$ 疲労感) を立ち仕事群とデスクワーク群で比較したところ、立ち仕事群+20.4、デスクワーク群+17.1 であったが、有意な変化は認められなかった (図 8D)。

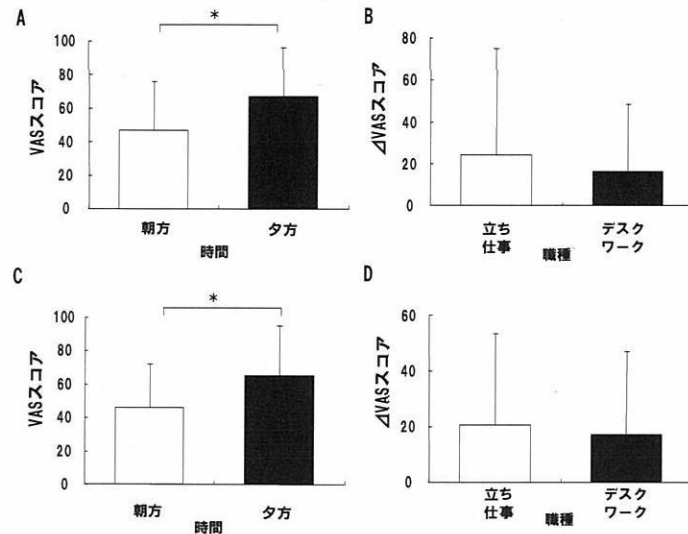


図 8. 全被験者 19 名における下肢のむくみ感 (A) と疲労感の朝夕比較 (C) と  $\Delta$ むくみ感 (B) と  $\Delta$ 疲労感の (D) の職種比較

#### 4.3.4 考察

立位労働条件を調べた手術室の専属勤務者の下腿周囲長に関する報告<sup>(86)</sup>によると、勤務前に比べて、昼食時、勤務後ともに下腿周囲長が増加していた。特に長時間立位中心の作業では、たとえ動いて筋ポンプの機能を働かせたとしても、過不足分として、血流状態は座位に比べて早く悪化していくという可能性が示唆されている。今回の実態調査では立ち仕事群とデスクワーク群の実際の生活 6-7 時間後の比較において、約 3 倍の体積増加率となった (図 3B)。川野らの先行研究によると、実験的な静止状態では座位によるむくみに比べて立位によるむくみは周囲径の増加が早く起こることが知られており、増加率は 30 分間で約 7 倍と報告されている<sup>(98)</sup>。また、実生活の中で下肢の容積変化に対する筋ポンプの作用に関しては、Winkel らがほとんど動かずに椅子に座ったまま 1 日中仕事をした場合と、15 分に 1 回約 2 分間の歩行動作を加えた場合の計測をした結果、長時間座った状態に比べると歩行動作を加えた時の変化率は約半分に減少することを報告している<sup>(88)</sup>。

すなわち、先行研究では、7倍の増加の約半分の3.5倍が座位に比して立位の生活中での周囲径の増加率と予想されるが、本研究における実際の増加率も約3倍と先行研究に近く、本研究の妥当性が示唆された。

1日の日常生活で組織間液の体液量は1.0~1.5L変動している<sup>(99)</sup>と言われているが、本試験においては平均1%の細胞外水分率の増加が確認された。このことは、川野らの30分静止座位および立位の実験条件で見られた生理的補償能力を超えた細胞外液の貯留現象<sup>(98)</sup>と同様に、就業中に筋ポンプ作用により細胞外液は変動を繰り返しているにも関わらず、就業後の夕方には生理的補償能力を超えて下肢に水分貯留が起こっていたことを示唆しているものと考えられた。また、血液の滞留による細胞外水分率増加とそれともなう下腿体積増加の強い相関関係が認められたことから、細胞外に漏出した水分が下腿の組織を肥大させていたと考えられる。

下腿肥大は、筋内水分量の増加で生じると報告されている<sup>(100)</sup>。このことから、腓腹筋に認められた筋の硬化は、長時間の勤務で下腿に血液が滞留することにより浸透圧が上昇し、細胞外に漏出した水分が筋内に移動した結果、腓腹筋の内圧が上昇して筋硬度が増加したためと推察された。しかし、本試験による硬化は1.3%の増加に留まり、スクワットによる効果の2.5%~5%の増加<sup>(98)</sup>に比べ影響は小さいものと考えられた。また、一般的に筋硬度の増加は、運動負荷による筋血流量の増加または運動負荷後の乳酸蓄積による浸透圧上昇に応じた筋内水分量の増加に起因すると言われている<sup>(99)</sup>。このことから運動負荷の大きな勤務条件では筋硬度が増大すると予測されたが、立位と座位における本研究では顕著な差が確認されなかった。しかし、立位と座位の両勤務姿勢において、ともに下肢筋の弾性変化を示したことから、下肢運動機能面への影響が示唆された。

これまで細胞外水分の貯留の原因は、重力の影響の他に、長時間の下肢の静止と筋緊張の持続による筋ポンプ作用阻害による静脈血還流悪化と論じられており、筋ポンプ作用は骨格筋の収縮と弛緩作用に基づき静脈内の血液が心臓に戻る大変重要な役割を果たすとされている<sup>(101)</sup>。さらに、これら水分貯留に伴う現象では、筋群の疲労と足首関節への負荷が生じると報告されている<sup>(100)</sup>。本研究でも筋疲労による足関節底屈力の低下が予想されたが、最大筋力に変化は認められなかった。このことは、下肢筋収縮活動の最終出力である足関節底屈力の発揮パフォーマンスが変化しなかったことを表している。

最大筋力以下の一定筋力で筋収縮を保持した場合、筋疲労に伴い異なった筋運動様式が

発現する。例えば、50%MVC を保持した場合、表面筋電図の積分値が時間の経過と共に増加する事実は古くから知られている。これは乳酸や H<sup>+</sup>などの筋代謝産物の蓄積による筋細胞内酸性化が、筋興奮・収縮関連に影響を与えて筋収縮張力が低下するため、代償的に新たに運動単位が動員されたり、すでに参加している運動単位のインパルス発射頻度の増加が起こるためと考えられている。Moritani ら<sup>(39)</sup> や Maton<sup>(102)</sup> の報告はこの仮説を支持している。この仮説に従えば、本研究での 75%MVC 持続時には、発射頻度増加による筋電図 RMS の増加及び速筋線維の代償で動員された遅筋線維の導入による筋電図 MPF の低下が予想された。しかし、筋電図の解析結果からはこのいずれの変化も確認されなかったことから、立位と座位の両労働条件において、夕方の就労後には、筋疲労による乳酸や H<sup>+</sup>などの筋代謝産物の蓄積が起きていなかったと推察される。

筋電図が活動する筋線維の電気的活動の総和を示すのに対し、筋音図は筋線維の機械的活動の総和を反映すると考えられている<sup>(103)</sup>。特に、筋音図の活動は運動単位の活動様式を巧みに反映することが知られている<sup>(104)</sup>。すなわち、筋音図の振幅は運動単位の動員により増加し、筋線維の強縮によって減少する。また、筋音図の平均周波数は活動運動単位の平均発火頻度を反映する。

本研究においては、朝方から夕方までの就労により筋疲労が発生し、新たな活動単位動員による筋音図 RMS の増加や、速筋線維から遅筋線維へのシフトによる筋音図 MPF の低下<sup>(94)</sup>が予想されていた。しかしながら、本研究では 75%MVC 持続時の筋音図 RMS の増加や筋音図 MPF の低下は認められなかった。このことは、朝方から夕方までに水分の貯留が確認されたものの、電気的な筋活動計測だけでなく機械的な筋活動計測においても、下肢における随意収縮時の筋疲労が確認出来ないことを示唆していた。なお、筋電図の MPF 低下量と下腿体積増加分にやや強い相関があり、筋電図の MPF 低下量と ECW/TLW 増加分に強い相関が認められている。このことから、筋電図の MPF 測定によると水分貯留による体積増加が著しい場合には、筋疲労発生が確認される可能性が示唆された。

また、就労の前後でむくみ感の上昇が確認され、むくみの指標である細胞外水分及び体積値も同様に増加した。一方で、就労の前後で疲労感の上昇は確認されたが、疲労の指標である最大筋力、筋電図 RMS、筋電図 MPF、筋音図 RMS 及び筋音図 MPF の値に変化は認められなかった。このことは、随意運動に伴う筋疲労測定はむくみ時の疲労感を反映

しなかったことを示し、筋運動に伴う筋疲労とは別の疲労が発生している可能性が示唆された。

#### 4.3.5 まとめ

本研究では就労時における下肢のむくみ現象として、細胞外水分の貯留にともなう体積の増加が認められた。しかしながら、随意収縮時の電氣的活動及び機械的活動では、筋疲労の増強は認められなかった。一方、筋弾性の変化が認められたことや、むくみ現象が顕著な場合に筋電図による疲労発生が示唆されたことから、むくみによる筋疲労増強の関連性を完全に否定することは出来なかった。今後は中枢神経活動の影響が少ない誘発筋電図及び誘発筋音図<sup>(105)</sup>を用いることにより、むくみ時の筋疲労現象の詳細を明らかにする。

## 4.4 立位によるむくみ再現実験

### 4.4.1 背景と目的

一般的な筋疲労が立位時間の多い労働者の就業終了時に発生していないことが 4.2 で確かめられたが、最大随意収縮を用いた方法では、随意的な最大努力のもとに出力される筋収縮なので、生理的にはもっと出力出来るのに知らず知らずのうちに抑制してしまうという心理的限界の問題がつきまとう<sup>(43)</sup>。そこで、この問題を解決するため、実験室で立位によるむくみ状態を人為的に作り出し、誘発筋電図を用いることにより、筋の収縮機能のみを客観的に評価することを考えた。安静座位における先行研究が多い一方で<sup>(46)</sup> <sup>(47)</sup> <sup>(48)</sup>、安静立位における研究は少なく、立位維持における水分の時系列的な移動と貯留に関しては報告が少ない。立位における下肢水分の貯留及び回復の時系列変化を明らかにするために本章では以下の実験を行った。

### 4.4.2 方法

#### 手順

研究実施にあたり星城大学研究倫理委員会による審査及び承認を受けた。実験に先立って水 500mL を摂取した後、ベッド上に仰臥位で 30 分安静状態を維持させた。その後立位にて安静にし、経時的に 5 分間隔で 3 時間、その後仰臥位で経時的に 10 分間隔で 1 時間 In-Body720 で下肢細胞外水分比を測定した。起立時は右足と左足の間隔を肩幅と同等に開き、両腕は脱力し、背中を伸ばしてなるべく動かないよう指示した。

#### 被験者

対象となる平均年齢が  $22.5 \pm 0.5$  (平均 $\pm$ 標準偏差値) の健常成人男性 5 名、女性 1 名に試験内容を説明し、6 名に試験を実施した。長時間立位維持の測定を実施するため、貧血の恐れのある女性被験者の同意が難しく男性被験者が多数となった。概日リズムの影響を除くため、10:00 から 14:00 の間に試験を実施し、空腹及び食事の影響を避けるため統一された弁当を準備した。なお、前日の睡眠は十分取るよう事前に指示した。

#### 測定環境

2007 年 4 月、大阪電気通信大学の実験室で実施した。平均温度は  $25.2 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$ 、平均湿



度は  $45.4 \pm 7.4\%$  であった。

#### 測定項目

立位にて上肢、および下肢の左右8極電極による多周波数（低周波 1、5、50Hz、高周波 250、500、1000Hz）バイオインピーダンス測定法により体組成を測定する体組成計 In-Body720（Bio-Space 社製）を用いて<sup>(89)</sup> 体重、体脂肪率、基礎代謝量、左下肢細胞外水分比（ECW/TBW）の測定を行った。

#### 統計処理

統計ソフト stat-view（for windows ver. 5.0）を用いて解析を行った。繰り返しのある多重比較検定を行った。有意水準は5%とした。

#### 4.4.3 結果

身長計及び体組成計 In-Body による計測の結果、平均身長は  $164.5 \pm 4.5\text{cm}$ 、平均体重は  $64.0 \pm 4.5\text{kg}$  であった。体格を表す BMI は  $23.6 \pm 2.6\text{kg/m}^2$  であった。また、体脂肪率は  $22.9 \pm 8.9\%$  であり、基礎代謝量は  $1430 \pm 151\text{kcal/day}$  であった。

##### 180分立位による細胞外水分比変化

細胞外水分比の測定結果の1例を図1に示す。立位開始後から急激に左右下肢細胞外水分比の増加が確認された。また、仰臥位にて左右下肢細胞外水分比の低下が確認された。

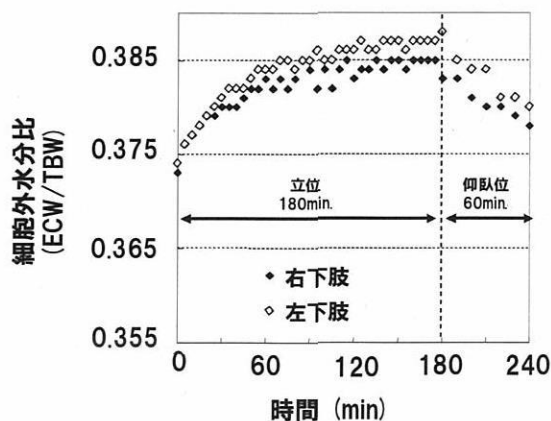


図1. 細胞外水分比変化例

立位及び仰臥位時の水分比トレンドの1例  
右下肢を黒、左下肢を白でプロットした。

0-180分は安静立位、180-240分は安静仰臥位姿勢を維持した。

6名の左右下肢のECW/TBWは立位姿勢後30分間で急激に有意に増加し ( $p<0.001$ )、60分後 ( $p<0.001$ )、150分後 ( $p<0.05$ ) で段階的に有意に増加した (図2)。

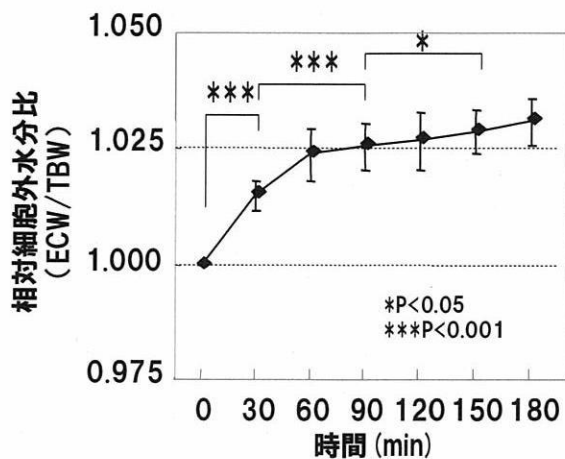


図2. 立位180分間の水分貯留

6名左右12部位の立位時における下肢相対細胞外水分比の平均±標準偏差を30分毎に180分プロットした。

### 60分仰臥位による細胞外水分比変化

仰臥位に姿勢変換後、ECW/TBWはゆっくりと低下傾向を示し、40分後に有意に低下 ( $p<0.05$ )、60分後には約50%の回復を示した (図3)。

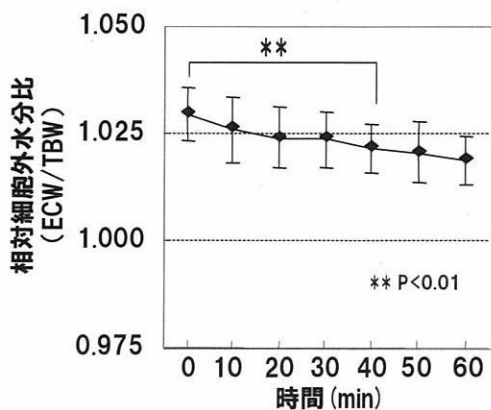


図3. 仰臥位30分間の水分回復

6名左右12部位の立位180分後の仰臥位における下肢相対細胞外水分比の平均±標準偏差を10分毎に60分プロットした。

#### 4.4.4 考察

30 分間の座位と立位姿勢時のむくみに関する先行研究から、立位によるむくみの方が、周囲径の増加が早く起き、増加率は約 7 倍であったと報告されている<sup>(98)</sup>。しかしながら、本試験の条件では、30 分以降から 60 分、120 分後の細胞間液の増加はなだらかになった。一方、エコノミークラス症候群に代表される長時間飛行による血液状態の悪化は 12 時間を要すると想定されているが<sup>(47)</sup>、立位に換算するとそれよりも 7 倍程度短い時間、すなわち 1 時間 40 分程で血液状態の悪化が起こると予想される。本試験において約 1 時間 40 分で細胞間液はピークに達していることが観察されており、水分の貯留傾向として先行研究とも矛盾のない結果であった。また、2 時間安静座位による水分漏出の結果、血液成分の相対的な増加にともない粘性増加（血液流動性低下）が認められる<sup>(46) (108)</sup>。本試験での立位保持においては 30 分から 60 分の短い時間であっても血液状態が悪化していることが予想されたことから座位よりも素早い対応が必要である可能性が示唆された。エコノミークラス症候群に関する深部静脈血栓症（Deep vein thrombosis:DVT）の疫学研究から飛行時間が 3、4 時間から DVT が発症するという報告<sup>(107)</sup>があるものの、3 時間以下では報告はなく<sup>(108)</sup>、搭乗中ないし、航空機を降りた直後に起きることが多いと言われている。これらの報告から座位 4 時間は、直立の 34 分に相当すると予想される<sup>(106)</sup>。本実験でも直立 30 分後には急激な組織間液の増加が確認されている。血栓形成の危険因子は、血液凝固能の亢進、血流の停滞、血管壁の損傷の 3 つが挙げられる<sup>(109)</sup>が、立位のむくみでも前者の 2 つのリスクが高まることが予想され、葬儀への参列や介護など長時間の起立維持の状態では注意が必要であると考えられた。すでに航空各社でも下肢筋ポンプによる血栓症の防止マニュアルを導入しており、即時的な効果が期待できる。一方、本試験では仰臥位による静水圧の低下による組織間液が細胞内に回収されており、60 分の仰臥位で約 50% の組織間液漏出の回復がみられたことから、一般的なむくみの症状を改善するには最低でも 2 時間以上の睡眠等の仰臥位維持が必要である可能性が示唆された。Starling の仮説によれば、むくみの生成過程では、毛細血管壁を通じての水分の移動方向と移動速度は、毛細血管内外の静水圧、膠質浸透圧、ろ過膜としての管壁の性質に依存するとされている<sup>(110)</sup>。十分な睡眠をとってもむくみが解消されない場合は、血中成分による膠質浸透圧の影響が考えられるとともに、食生活やストレスの影響も考えられる。さらに直立維持によりむくみが迅速に生成されたのちに仰臥位維持による回復に要する時間は生成時間の倍以上かか

ることが示唆された。以上の結果から、直立維持のむくみによる水分漏出による組織間液貯留は、30分以内の対処が有効であることが示唆された。

立位3時間及び仰臥位1時間の生理的時系列検討結果から、今後実施する立位によるむくみ実験環境として、むくみ状態が安定する時間として90分、仰臥位にてむくみ状態が維持される時間を30分とした。

## 4.5 電気刺激を用いたむくみの発生前後の筋機能評価

### 4.5.1 背景と目的

4.4において、立位維持における下肢細胞外水分が90分間で一過性の急増を認め、その後90分は緩やかな上昇を続けることを報告した<sup>(111)</sup>。また、4.3において随意筋収縮を用いた実態調査では下肢の筋疲労状態を的確に捉えることが出来なかったことを報告した。

そこで本章では随意筋収縮によらない方法でむくみの状態が下肢筋機能に与える影響を調べるため、立位90分前後の脛骨神経電気刺激による単収縮時の筋電図(EMG)、筋音図(MMG)<sup>(112)</sup>、筋力測定を手がかりに組織間液と筋機能との関連を検討した。

### 4.5.2 方法

#### 手順

研究実施にあたり、星城大学研究倫理委員会による審査及び承認を受けた。被験者に、実験に先立って水500mLを飲用摂取させ、水平台上で30分間の安静伏臥位をとらせた後、膝関節を0度、左足関節を10度背屈し、足部を筋力測定器に固定した。下肢底屈筋の単収縮は、電気刺激装置(ニューロパック、日本光電)を用いて左膝窩の脛骨神経を1ms幅の矩形波で最大上刺激して誘発し、外側腓腹筋のEMG、MMGおよび足関節の底屈筋力を記録した。その後、被験者は肩幅に足を開き、90分間の安静立位を維持した。立位開始および終了直後には、体組成分析装置(In-Body720、バイオスペース)を用いて左下肢の細胞外水分比(ECW/TBW)を測定した<sup>(89)</sup>。立位終了後、再度、水平台上での安静伏臥位をとり、電気刺激で誘発した単収縮時の筋電図(EMG)、筋音図(MMG)および筋力を記録した。

#### 被験者

対象となる被験者に試験内容を説明し、健常女性9名に試験を実施した。概日リズムの影響を除くため、10:00から14:00の間に試験を実施し、空腹及び食事の影響を避けるため統一された弁当を準備した。なお、前日の睡眠は十分取るよう事前に指示した。被験者の年齢、身長、体重、BMI、体脂肪率、基礎代謝量はそれぞれ $21 \pm 1.1$ 歳、 $160 \pm 5.0$ cm、 $56 \pm 9.0$ kg、 $21.5 \pm 3.1$ kg/m<sup>2</sup>、 $27 \pm 7.5$ %、 $1239 \pm 94$ kg/day(平均値±標準偏差)であった。

#### 計測

#### EMG

計測部位は腓腹筋筋腹上で、表面電極を電極間距離 3cm で添付した。各電極から導出された筋電位は、筋電計（ニューロパック、日本光電）を用いて、高域遮断 3 kHz、低域遮断 20Hz にて生体アンプにより増幅後、A/D 変換装置（POWERLAB、A/D-Instruments）により A/D 変換され、サンプリング周波数 4 kHz で記録された。

## MMG

MMG の計測には筋音計（メディセンス）を用い、腓腹筋筋腹上に加速度センサーを装着した。高域遮断 1 kHz、低域遮断 0.1Hz にてプリアンプを介して増幅された MMG の信号は A/D 変換装置（POWERLAB、A/D-Instruments）によりサンプリング周波数 4 kHz でデジタル化、記録された。

## 筋力

発揮筋力は自作の筋力測定器の軸部に添付した歪みゲージによって導出し、歪みアンプにより増幅された。

## EMG、MMG、筋力の解析

図 1 は EMG、MMG、筋力の測定ポイントを模式的に示している。EMG は立ち上がり潜時 ( $EMG_{lat}$ )、ピークタイム ( $EMG_{tp}$ )、および振幅 ( $EMG_{amp}$ ) を算出した。MMG は 2 回積分 (DI-MMG) して、立ち上がり潜時 ( $DI-MMG_{lat}$ )、ピークタイム ( $DI-MMG_{tp}$ ) および振幅 ( $DI-MMG_{amp}$ ) を算出した。筋力は立ち上がり潜時 ( $F_{lat}$ )、ピークタイム ( $F_{tp}$ )、ハーフリラクゼーションタイム ( $F_{hrt}$ ) および最大足関節底屈力 ( $F_{amp}$ ) を算出した。

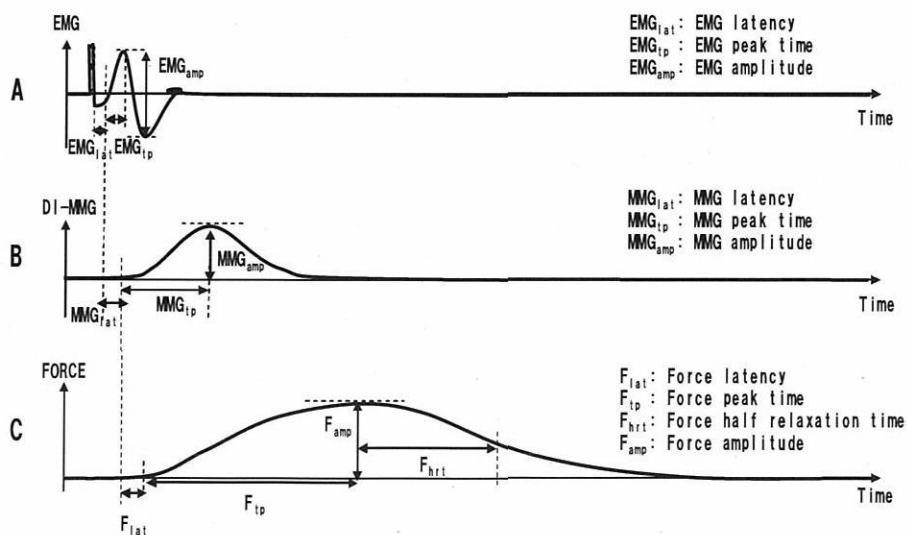


図 1. 模式波形図と測定ポイント EMG 波形図と測定ポイント

(A) EMG、(B) MMG 及び (C) 筋力 (FORCE)

## 統計処理

全てのデータは被験者の平均値±標準偏差として示した。立位姿勢保持 90 分前後の各測定値の比較には、Student-t 検定を用いた。立位姿勢保持 90 分前後の細胞外水分比の変化量と、EMG、MMG、筋力の各パラメータとの相関を、統計ソフト Stat-View (for Windows ver.5.0) を用いて解析した。有意水準は 5%とした。

## 4.5.3 結果

### 細胞外水分

表 1 に示すように左下肢細胞外水分比 (ECW/TBW) は立位保持前に平均 0.380 であったが、立位保持 90 分後では平均 0.390 となり、統計的に有意な増加を示した ( $p<0.01$ )。

表 1 90 分立位保持前後の細胞外水分、EMG、MMG 及び筋力の変化

測定項目		前	後	P値
細胞外水分	ECW/TBW	0.380±0.006	0.390±0.005	<0.001***
EMG	EMG <sub>lat</sub> (msec)	5.19±0.97	5.53±0.96	0.028*
	EMG <sub>tp</sub> (msec)	7.17±3.12	7.00±3.13	0.195
	EMG <sub>amp</sub> (mV)	5.18±2.05	4.74±1.29	0.312
MMG	DI-MMG <sub>lat</sub> (msec)	2.71±1.29	4.54±3.49	0.145
	DI-MMG <sub>tp</sub> (msec)	141±45.5	150±44.9	0.079
	DI-MMG <sub>amp</sub> (Gs <sub>2</sub> )	0.000256±0.00011	0.000161±0.00005	0.035*
筋力	F <sub>lat</sub> (msec)	19.3±2.83	20.4±2.74	0.001**
	F <sub>tp</sub> (msec)	95.9±20.1	101.2±17.8	0.333
	F <sub>hrt</sub> (msec)	132±39.3	128±36.7	0.585
	F <sub>amp</sub> (kg)	7.84±1.66	7.54±1.38	0.286

N=9, 平均値±標準偏差, \* $p<0.05$ , \*\* $p<0.01$ , \*\*\* $p<0.001$

## EMG, MMG, Force 波形データ

実際に計測された生波形の 1 例を以下に示す (図 2)。むくみ前後で波形はほぼ同様の形状を示すため、模式図の各測定ポイントを比較できた。

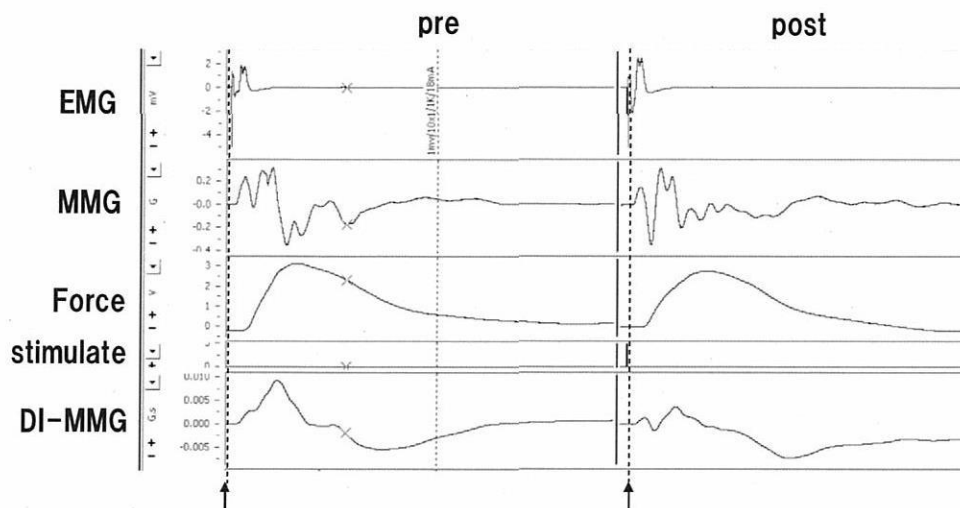


図 2. EMG, MMG, DI-MMG の 90 分立位前後の生波形の 1 例

pre: 90 分立位前、 post: 90 分立位後、 EMG: 筋電図、 MMG: 筋音図、 Force: 足底屈力、 stimulate ↑: 刺激タイミング、 DI-MMG: 筋音図 2 回積分

## EMG

表 1 に示したように EMG の潜時 ( $EMG_{lat}$ ) は立位保持前に平均 5.19msec であったが、立位保持 90 分後では平均 5.53msec となり、有意に延長した ( $p < 0.05$ )。ピークタイム ( $EMG_{tp}$ ) は立位保持前の平均 7.17msec から立位保持 90 分後の平均 7.00msec に短縮したが、統計的な有意性は認められなかった。振幅 ( $EMG_{amp}$ ) は立位保持前の平均 5.18mV から立位保持 90 分後の平均 4.74mV に低下したが、統計的な有意性は認められなかった。

## MMG

表 1 に示したように MMG の潜時 ( $DI-MMG_{lat}$ ) は立位保持前の平均 2.71msec から立位保持 90 分後の平均 4.54msec に延長したが、統計的な有意性は確認されなかった。ピークタイム ( $DI-MMG_{pt}$ ) は立位保持前の平均 141msec から立位保持 90 分後の平均 150msec に延長したが、統計的な有意性は認められなかった。振幅 ( $DI-MMG_{amp}$ ) は立位保持前の平均  $0.000256Gs^2$  から立位保持 90 分後の平均  $0.000161Gs^2$  になり、統計的に有意な低



下を示した ( $p<0.05$ )。

### 筋力

表 1 に示したように筋力の立ち上がり潜時 ( $F_{lat}$ ) は立位保持前の平均 19.3msec から立位保持 90 分後の平均 20.4msec となり、統計的に有意に延長した ( $p<0.01$ )。ピークタイム ( $F_{tp}$ ) は立位保持前の平均 95.9msec から立位保持 90 分後の平均 101.2msec に延長したが、有意性は認められなかった。ハーフリラクゼーションタイム ( $F_{hrt}$ ) は立位保持前の平均 132msec から立位保持 90 分後の平均 128msec に短縮したが、統計的な有意性は認められなかった。最大足関節底屈力 ( $F_{amp}$ ) は立位保持前の平均 7.84kg から立位保持 90 分後の平均 7.54kg に低下したが、統計的な有意性は確認されなかった。

### 細胞外水分比変化率と各信号パラメータ変化率との相関

図 3 に示すように立位保持 90 前後の最大足関節底屈力変化率および DI-MMG 潜時変化率は、立位保持 90 前後で細胞外水分比変化率との間に有意な相関がみられた (各  $p<0.05$ )。相関係数は最大足関節底屈力変化率と細胞外水分比変化率で  $R=-0.71$  であり、DI-MMG 潜時変化率と細胞外水分比変化率では  $R=0.68$  であった。その他のパラメータと細胞外水分比変化率には統計的に有意な相関は認められなかった。

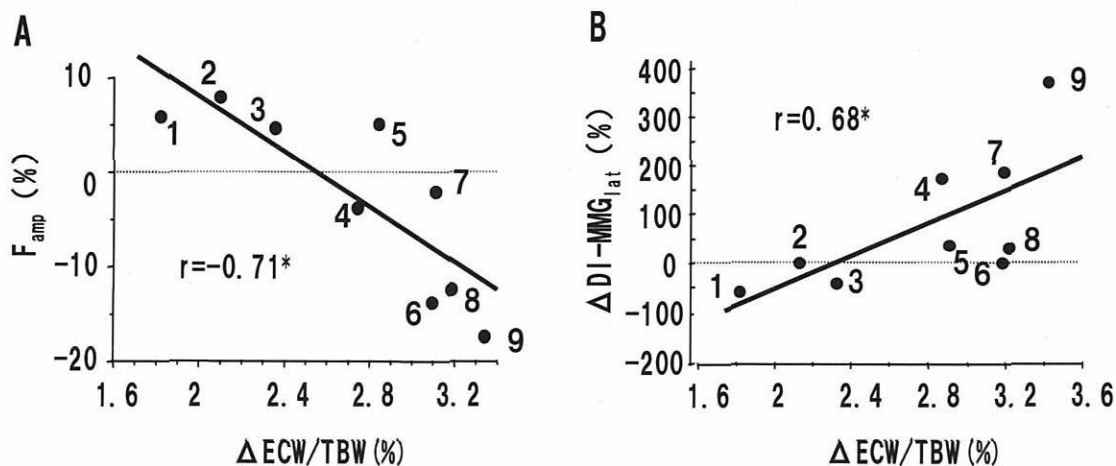


図 3. 細胞外水分比の変化率との相関図

左下肢の ECW/TBW の 90 分立位前後の変化率と、 $F_{amp}$  (A) 及び DI-MMG $_{lat}$  (B) の 90 分立位前後の変化率との相関図を示した。同じ番号 9 名のプロットと、相関係数を表記した ( $*p<0.05$ )。

#### 4.5.4 考察

動脈から組織に配分された血液の約 10%はリンパ液としてリンパ管を通じて心臓に戻っていくが、残りは全て静脈を介して心臓に環流される<sup>(113)</sup>。つまり、下肢の血液還流の多くが静脈に依存しているため、健常人における下肢のむくみの主たる原因は静脈還流障害と考えられる。静脈は、代謝の結果生じた炭酸ガスや老廃物を含んだ水分を再吸収し、静脈血として静脈内を流れ心臓に戻る。したがって、むくみの状態が生じるような直立を維持することは、大腿及び下腿に生じた代謝物を抗重力筋の筋収縮により再吸収できないものと考えられる。さらにこのような代謝産物の再吸収の低下は特に静脈血のレオロジーに変化をもたらすことになる。血液レオロジーの変化は運動負荷試験を用いた多くの研究結果で報告されている。これらによると、身体運動はその強度とは無関係に、いずれの場合も血液の粘度を高めることが示されている<sup>(114)</sup><sup>(115)</sup><sup>(116)</sup>。長時間座位によっても粘度が高まるという点では運動負荷時の血液状態と類似しているが<sup>(117)</sup>、酸素の供給能が追いつかなくなるという点でむくみの発生機構とは異なると考えられる。

本試験で筋評価に用いた MMG は収縮に伴う長軸方向の機械的変量を体表から記録したものである<sup>(117)</sup><sup>(118)</sup>。また、EMG は筋収縮に先行して発生する電気的な複合活動電位 (compound muscle action potentials: CMAP) を記録する。MMG の発生については諸説ある。有力説の一つは、筋繊維が収縮する際、長軸方向に短縮するとともに筋繊維径が拡大変形し、その結果生じる一種の圧波に起因するという説である<sup>(119)</sup>。本説にしたがえば、MMG の振幅は、筋繊維径の拡大による皮膚表面の隆起を表していると考えられる。座位に比べて立位維持のほうがむくみの影響が強いことは以前から知られており<sup>(98)</sup><sup>(120)</sup>、立位維持 90 分間の下肢組織間液の貯留時間は皮膚層、脂肪層を肥大化させ下肢体積を増加させるのに十分な時間であり<sup>(111)</sup>、本実験でも有意に細胞外水分比が増加した。したがって、DI-MMG 振幅の有意な減少は、筋繊維の収縮による拡大が組織間液による下肢の拡大に埋もれてしまったため、むくみ後の DI-MMG 振幅が低下したと推察された。また、誘発 EMG は筋繊維の活動電位が成因であり、刺激電極と神経線維及び筋繊維と表面電極との距離により影響を受けることから、90 分の立位維持により EMG 潜時が遅延したのは、組織間液の増加に伴い、刺激電極と神経線維及び、筋繊維と表面電極との距離を増大させた結果と考えられた。EMG により神経的な電気信号発生遅延、DI-MMG により機械的な筋活動の低下、また筋力トルクの測定により最終出力の潜時遅延が確認された。さらに細

胞外水分比の増加が著しかった被験者においては、DI-MMG 潜時の遅延と最大筋力トルクの低下も認められた。したがって、細胞外水分比の増加、即ちむくみの発生は筋繊維の収縮速度による拡大を遅延した結果、筋繊維の協調が乱れて筋力トルクをも低下させたものと考えられた。

一方、むくみにおける感覚は、重さ、だるさ、痛さと言った言葉やブーツやソックスによる外部圧迫の影響等による圧刺激による痛覚で表現されている<sup>(83) (84) (121)</sup>が、大脳生理学的には、これらの感覚は各感覚受容器から大脳皮質への第一次感覚皮質領域に投射されるまでの過程を指す。知覚は第一次感覚皮質から第二次感覚皮質領域への連結が起こる過程であり、一般的には感覚と知覚は区別されずに用いられることが多い<sup>(122)</sup>。さらに、上述した通り、知覚されたものを過去の経験や現在の状況などから判断し理解することが認知であり、第二次感覚皮質領域からさらに第三次連合野において統合される過程を指す<sup>(123)</sup>。深部感覚受容器である筋紡錘、腱器官、関節受容器からの第一次感覚皮質領域にインパルスが到達した後、連合領域である第二次・第三次連合野（前頭葉・後頭葉・頭頂葉）にインパルスが順に伝わり、知覚がより明確化（認識）され、過去の経験に基づきながら適切な運動・行動へとつながると考えられる<sup>(123) (124)</sup>。むくみにより組織間液の増加した状態では、過去の経験に比して下肢の筋収縮潜時が遅延し筋収縮力が低下することを知覚し、だるい、重いといった不快感認知にいたったと推察された。

誘発 EMG 法及び誘発 MMG 法を用いたことにより、長時間立位によるむくみ時の筋機能低下、特に筋収縮遅延を測定できた。筋収縮反応の遅延がだるさ、重さといった不快感認知に繋がっている可能性が生理的データで示された。

## 第5章

### 総括

本研究は、被服着脱時の生理的反応について、姿勢制御の発達時期、老化時期及び成熟期において科学的な知見を深めるために実施された。姿勢制御の発達段階にある乳幼児と老化段階にある高齢者に関しておむつに着目して着脱時の生理反応を調べ、姿勢制御の完成した成人女性がストッキングやブーツの着脱時に感じるむくみについて生理学的に検討した。1章では、600万年前に二足歩行に進化したことにより手にいれた立位姿勢について、外乱対応から能動的動作制御の研究の流れや、視覚優位から体性感覚優位への発達過程及び老化によるフィードフォワード、フィードバック、協同収縮それぞれの系の衰えを示した。立位姿勢は、下肢の筋緊張で体幹を支持し、疲労現象を伴う。この疲労を能率、硬さ、緊張、興奮低下、筋痛と定義した。測定法としては、一般的な筋電図法のRMS増大、MPF低下の原理を説明した。一方、立位姿勢にともないむくみが発生し、社会現象であるコノミークラス症候群を契機に研究が進められたが、感覚メカニズムが未解明であることを示した。2章では、平均32ヶ月齢の男女幼児の歩行動作に着目し、外乱としてパンツ型おむつと、排尿後のパンツ型おむつを着用させ、4ヶ月後の追跡調査を行った。その結果、排尿後の歩行時筋疲労の増加と、4ヶ月後の対応能力の向上を生理学的データで明らかにした。3章では、立位制御の老化段階にある高齢者の着脱動作に着目し、平均年齢68歳の9名の高齢者及び、平均年齢30歳の若年者のパンツ型おむつ着脱時の足を入れる動作、足を抜く動作における筋電図、重心動揺、動作解析を行った。その結果、高齢者は高位置での被服の脱着が困難になっており、低い前傾姿勢で重心を下げたまま足をあまり浮かさずに脱着を行い不安定な状態を回避していることを生理及び心理データで示した。4章4.1では、本研究におけるむくみ研究の流れを示した。4章4.2では感覚において疲労とむくみの感覚として9割が同時認識していることを化粧品販売員153名のアンケート結果から明らかにした。むくみ感覚は足の太さ、形状から認知し、疲労感覚は痛みから認知していた。共通して認知していたのは重さ、だるさといった表現であった。4章4.3では

むくみや疲労の感覚を引き起こしている生理現象を確認するために、形状変化、物性変化、筋機能変化の面から就労の前後で 19 名の下肢部を測定し、比較した。その結果、座位労働に比して、立位労働後の下肢体積増加、細胞外水分増加が確認された。また、座位でも立位でも腓腹筋硬化が確認された。しかし、等尺性随意筋収縮計測による筋疲労は確認されなかったことから、下肢部の疲労感は筋疲労とは異なるものと考えられた。4 章 4.4 では実験室でむくみの状態を再現するのに必要な静止立位時間及び臥位にてむくみ状態が解消されるのに必要な時間を把握するために、被験者 6 名に 3 時間の立位保持と 1 時間の臥位保持を実施し、連続して細胞外水分量を計測した。その結果、細胞外水分は 30 分で急激に増加し、90 分を超えた時点で増加は緩やかになった。また、臥位 40 分で細胞外水分の低下が確認された。これらの結果から安定したむくみ状態には立位 90 分が必要であり臥位にてむくみ状態を維持できるのは 30 分以内であることが確認された。4 章 4.5 では、立位 90 分間で下肢のむくみを再現し、臥位 30 分以内に誘発電気刺激による実験を実施した。電氣的な検証方法として筋電図の測定、機械的な検証方法として筋音図測定、さらに統合的な検証方法として筋力の計測を実施した。その結果、筋反応の遅延と低下が認められたことから、筋反応のわずかな遅れや低下がだるさ、重さの感覚となっている可能性が生理的データで示された。

本研究では、立位姿勢と被服着脱における課題を乳幼児期、成人期および高齢期で広くとらえることにより、それぞれのステージにおいて新しい知見を得ることが出来た。乳幼児期では、被服着脱が姿勢の形成に及ぼす影響を明らかにし、高齢期では被服着脱が姿勢に大きな影響を持つことを科学的にとらえた。また、成人期ではブーツの着脱など被服着脱に影響を持つ女性における「足のむくみ」を生理的反応として確立し、女性の姿勢と被服について考える科学的な糸口を示した。

## 謝辞

本研究の実施にあたって、アンケートの回収、集計、被験者募集には花王株式会社の千葉亜弥さんにご協力いただきました。また、実態調査での女性の生理評価では同社の HHC 研究センター上野加奈子さんに実際の体積計測、電極センサーの取り付けをお願いしました。ここに記して、深謝いたします。

また、大阪電気通信大学医療福祉学部赤滝久美教授には筋の生理学及び実験での筋力計測方法について懇切なご指導をいただきました。また、計測原理、解析処理については、愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所の伊東保志博士に丁寧なご指導をいただきました。ここに記して、深謝いたします。また、奈良先端科学技術大学院大学の武貞征孝さんには、大阪電気通信大学での試験実施にあたり、被験者募集、機器準備等協力いただきました、深謝いたします。

本研究を進めるにあたって、研究の当初より熱心にご指導いただきました花王株式会社 HHC 研究センターの矢田幸博 博士に感謝の意を表します。矢田博士には、様々な研究の機会を与えていただき、研究の計画から実施、まとめ、発表に至る全てのステップにおいて数多くの指導をいただきました。また、星城大学リハビリテーション学科の三田勝己 教授には、有益なご助言とご協力ならびに本研究に関わる学術論文に共同研究者として、懇切な指導をいただきましたことに感謝の意を表します。

本研究で行った実験では、花王株式会社 HHC 研究センターの皆様にさまざまな形でご協力いただきました。特に同研究室であった土屋秀一さん、仁木佳文さん、永嶋義直さん、鈴木めぐみさん、山城由華吏さん、左達秀敏さん、大野洋美さんには業務を通して様々なご助言をいただきました。ここに記して深く御礼申し上げます。

論文作成にあたって、温かくご指導いただきました早稲田大学人間科学学術院の山内兄人教授、藤本浩志教授、早稲田大学スポーツ科学学術院の彼末一之教授、早稲田大学理工学学術院の柴田重信教授に深謝いたします。

最後になりましたが、本研究で行った実験及びアンケートの被験者を努めていただいた方々に、深謝いたします。

## 参考文献

- (1) 山口延男: 原生人類の成立考, 神戸常磐短期大学紀要, 24, 1-22, 2002
- (2) Brunet M., Guy F., Pilbeam D., Mackaye H. T., Likius A., Ahounda D., Beauvilain A., Blondel C., Bocherens H., Boisserie J. R., De Bonis L., Coppens Y., Dejax J., Denys C., Douring P., Eisenmann V., Fanone G., Fronty P., Geraads D., Lehmann T., Lihoreau F., Louchart A., Mahamat A., Merceron G., Mouchelin G., Otero O., Pelaez Campomanes P., Ponce De Leon M., Rage J. C., Sapanet M., Schuster M., Sudre J., Tassy P., Valentin X., Vignaud P., Viriot L., Zazzo A., Zollikofer C.: A new hominid from the Upper Miocene of Chad, central Africa., *Nature*, 418, 145-151, 2002
- (3) Senut B., Pickford M., Gommery D., Mein P., Cheboi K., Coppens Y.: First hominid from the Miocene (Lukeino Formation, Kenya), *Comptes Rendus de l'Academie des Sciences Serie Fascicule A-Sciences de la Terre et des Planetes*, 332, 137-144, 2001
- (4) Hunt K.D. : The evolution of human bipedality-ecology and functional-morphology, *Journal of Human Evolution*, 26, 183-202, 1994
- (5) Lovejoy C.O.: The origin of man., *Science*, 211, 341-350, 1981
- (6) Wheeler P.E.: The thermoregulatory advantages of hominid bipedalism in open equatorial environments-the contribution of increased convective heat-loss and cutaneous evaporative cooling., *Journal of Human Evolution*, 21, 107-115, 1991
- (7) Jablonski N.G., Chaplin G.: Origin of habitual terrestrial bipedalism in the ancestor of the Hominidae., *Journal of Human Evolution*, 24, 259-280, 1993
- (8) Rodman P. S., McHenry H. M.: Bioenergetics and the origin of hominid bipedalism., *American Journal of Physical Anthropology*, 52, 103-106, 1980
- (9) Sockol M.D., Raichlen D.A., Pontzer H.: Chimpanzee locomotor energetics and the origin of human bipedalism., *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 104, 12265-12269, 2007
- (10) Nashner L. M. :Adapting reflexes controlling human posture., *Exp. Brain. Res.*, 26, 59-72, 1976

- (11) Woollacott M. H., Bonnet M., Yabe K.: Preparatory process for anticipatory postural adjustments: modulation of leg muscles reflex pathways during preparation for arm movements in standing man., *Exp. Brain. Res.*, 55, 263-271, 1984
- (12) Belen'kii V. E., Gurfinkel' V. S., Pal'tsev E.I.: Elements of control of voluntary movements., *Biofiz.*, 12, 135-151, 1967
- (13) Cordo P. J. and Nashner L. M.: Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements., *J. Neuro. Physiol.*, 47, 287-302, 1982
- (14) Crenna P., Frigo C., Massion J., Pedotti A.: Forward and back-ward axial synergies in man., *Exp. Brain. Res.*, 65, 538-548, 1987
- (15) Stapley P., Pozzo T., Grishin A.: The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements., *Neuroreport.*, 9(3), 394-401, 1998
- (16) 藤永博: 幼児の運動技能と姿勢制御系の発達について—運動遊びの志向が及ぼす影響に着目して—, 和歌山大学経済学会『研究年報』, 13, 1-30, 2009
- (17) Shumway-Cook A., Woolacott M. H.: The growth of stability: Postural control from a developmental perspective., *J. Motor. Behav.*, 17, 131-147, 1985
- (18) Rival C., Ceyte H., Olivier I.: Developmental changes of static standing balance in children., *Neuroscience Letters.*, 376, 133-136, 2005
- (19) Foudriat B. A., Di Fabio R. P., Anderson J. H.: Sensory organization of balance responses in children 3- 6 years of age: a normative study with diagnostic implications., *Inter. J. Pedia. Otorhin.*, 27, 255-271, 1993
- (20) 星文彦: 立ち上がり動作の発達過程, 北海道リハビリテーション学会雑誌, 23, 51-58, 1995
- (21) 八倉巻尚子: 1歳児歩行の運動力学, バイオメカニズム学会誌, 26(1), 16-21, 2002



- (22) 岡村勉, 岡本香代子: 筋電図からみた歩行の発達, 歩行開発研究所, 56-59, 2007
- (23) Horak F. B.: Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?, *Age. Aging.*, 35, suppl 2, ii7-ii11, 2006
- (24) Colledge N.R., Cantley P., Peaston I., Brash H., Lewis S., Wilson J.A.: Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography., *Gerontology.*, 40, 5, 273-278, 1994
- (25) Nutt, J. G., Marsden C. D., Thompson P. D.: Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly., *Neurology*, 43, 2, 268, 279, 1993
- (26) 猪又美栄子, 加藤理子, 清水薫: 筋電図・関節角度の変化からみた衣服による動作拘束—タイトスカート—, *日本家政学会誌*, 43(6), 559-567, 1992
- (27) 下坂知加, 石垣理子, 猪又美栄子: 若年者と高齢者の衣服の動作適応性評価—素材の異なる重ね着の場合—, *日本家政学会誌*, 59(12), 989-998, 2008
- (28) 田村照子: 衣環境の科学, 建帛社, 2004
- (29) 亀田明男, 山田俊昭, 東田紀彦: 立位姿勢保持時におけるヒラメ筋の疲労と足圧中心動揺の関係, *理学療法学*, 19, 336, 1992
- (30) 見供翔, 名越央樹, 糸澤季余美: 長腓骨筋の筋疲労が片脚立位の重心動揺と下肢筋出力に及ぼす影響, *理学療法学*, 35, 266, 2008
- (31) 伊丹君和: 下肢の支持性が低下した人に対する移乗動作の身体的・心理的負担の評価, *人間看護学研究*, 3, 11-21, 2006
- (32) 金城満: 細胞検査士の視機能および身体的不定愁訴に関する疫学的検討—経時的検討を含めて—, *Japanese Society of Clinical Cytology*, 47, 6, 407-415, 2008
- (33) 大野政人: 筋疲労及び脱水が運動誘発性筋痙攣に及ぼす影響, *体力科学*, 52, 6, 776, 2003
- (34) 勝沼精蔵 朝比奈一男: 「疲労」, 厚生科学叢刊, 創元社, 10, 1958
- (35) 大島正光: 疲労の研究 第2版, 同文書院, 3, 1979

- (36) 中西政周：筋肉疲労，青山書院，1959年
- (37) Eason R. G.: Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. *J. Appl. Physiol.*, 15, 479-482, 1960
- (38) Moritani T., Muro M., Nagata A.: Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue., *Amer. Physiol. Soc.*, 1179-1185, 1986
- (39) Moritani T., Muro M., Kijima A.: Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions; Surface and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction., *Exp. Neurology*, 88, 484-489, 1985
- (40) Biglang R.: Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle., *Clinical Science and Molecular Medicine*, 54, 609-614, 1978
- (41) Moritani T., Muro M., Kijima A.: Electromechanical Changes during electrically induced and maximal voluntary contractions; Electrophysiologic responses of different muscle fiber types during stimulated contractions. *Exp Neuro*, 88, 471-483, 1985
- (42) Herzog W., Zhang Y. T., Vaz M. A., Guimaraes A. C., Janssen C.: Assessment of muscular fatigue using vibromyography., *Muscle and Nerve*, 17, 1156-1161, 1994
- (43) 木塚朝博，増田正，木竜徹，佐渡山亜兵: バイオメカニズム・ライブラリー表面筋電図，東京電機大学出版局，16-17, 59-62, 2006
- (44) 竹内正: 循環，文光堂，123-132, 1980
- (45) 大橋俊夫: リンパ，*Current Therapy*, 12, 2, 207-212, 1994
- (46) Hitosugi M., Niwa M., Takatsu A.: Rheologic Changes in Venous Blood During Prolonged Sitting, *Thrombosis Research*, 100, 409-412, 2000
- (47) Landgraf H., Vanselow B., Schulte-Huermann D., Mulmann M. V., Bergau L.: Economy class syndrome: Rheology, fluid balance, and lower leg edema during a simulated 12-hour long distance flight, *Aviation, Space and Environmental*

Medicine, 65, 930-935, 1994

- (48) 須藤正道, 杉山由樹, 古賀一男, 三浦靖彦: 機内環境が航空の安全に及ぼす影響に関する研究～長時間飛行に伴う肺血栓塞栓症について～, 航空医学問題に関する研究報告書, 27-46, 2002
- (49) 加藤暎一編: 浮腫—その病態と治療—, 医薬ジャーナル社, 11, 1989
- (50) 吉田尚: 浮腫 成因、診断、治療, 永井書店, 1, 1979
- (51) 本郷利憲, 廣重力: 標準生理学第6版, 医学書院, 582, 2005
- (52) 坂間伊津美, 楠見由里子: 女子大学生の月経随伴症状とライフスタイルとの関連, 茨城キリスト教大学紀要, 38, 193-203, 2004
- (53) 我部山キヨ子: 性周期に伴う浮腫に関する研究—浮腫の主観的評価と客観的評価の関連性—, 周産期医学, 31, 2, 262-267, 2001
- (54) 長谷場純仁: 下肢の浮腫に対するエアマッサージ器の効果—健常者の下腿のむくみに対してモードと治療時間による違い—, 理学療法学, 35, Supplement 2, 764, 2008
- (55) 岡田淳子: 体温・循環調節の援助, 新体系看護学 18, 基礎看護技術, メジカルフレンド社, 280, 2004
- (56) 山内武巳: 人口炭酸泉がむくみの改善に及ぼす効果, 体力科学, 57(6), 840, 2008
- (57) 高橋裕子, 花輪壽彦: むくみに壮現湯が有効であった2例, 日本東洋医学雑誌, 57(別冊), 176, 2006
- (58) 中村和彦: こどもの体力低下から見えてくるもの, 体力科学, 58(1): 12, 2009
- (59) 文部科学省: 平成19年度体力・運動能力調査報告書, 1-53, 2008
- (60) 柳田信也: 幼稚園教師の運動遊びに関する指導理念の調査研究, 国際学院埼玉短期大学研究紀要, 29, 21-26, 2008
- (61) 寺島和光: 小児泌尿器科ハンドブック, 南山堂, 4-5, 2005
- (62) 帆足英一: 紙オムツの排泄生理・生活リズムに及ぼす影響について. 一卵性双生児における布・紙オムツの比較使用, 第31回日本小児保健学会講演集, 19, 1984
- (63) 井美昭一郎, 江田節子: 紙オムツ使用による育児時間の変化, 小児保健研究, 45(5), 1986

- (64) 甲斐今日子, 平松園江, 才田眞喜代, 森まき子: 紙おむつ使用の実態, 日本家政学会誌, 41(6), 547-553, 1990
- (65) 日衛連: 紙おむつ News, 日本衛生材料工業連合会, 47, 3, 2004
- (66) 西澤哲: 足と歩行 足の事典, 朝倉書店, 116-180, 1999
- (67) 八倉巻尚子, 木村賛: 乳幼児の移動様式と下肢の筋発達, 小児保健研究, 59(5), 577-584, 2000
- (68) 八倉巻尚子, 藤田祐樹, 荻上真理, 西澤哲, 木村賛: 床反力と歩調からみた1歳児の歩行発達, 東京大学出版会, 119-129, 2000
- (69) 安部孝, 福永哲夫, 石田良恵, 戸塚学, 木崎美至: 日本人幼児の筋厚・皮脂脂肪厚分布の年齢変化, 日本体育学会大会号, 41B, 453, 1990
- (70) Booth F.W., Gould E. W.: Effects of training and disuse on connective tissue. *Exerc. Sports Sci., Rev* 3, 88-112, 1975
- (71) 仁木佳文: 大人用紙おむつの現状と開発動向, 日本家政学会誌, 58(7): 429-430, 2007
- (72) 小野晃, 琉子友男: 転倒予防トレーニング メディカルフィットネスシリーズ1, ブックハウス・エイチディ, 63-100, 2002
- (73) 狩野徹, 徳田哲男: 住宅内事故とその対策, 中央法規, 71-74, 1998
- (74) 児玉桂子: 高齢者の転倒予防のための住環境, 老年精神医学雑誌, 16(8): 941-946, 2005
- (75) 易強, 櫻川智史, 鈴木敬明, 田村久恵, 八巻留美, 藤岡義久, 勝浦哲夫: 連続動作の筋負担評価ー若者及び高齢者のアンダーウェアのはき上げ動作についてー, 日本生理人類学会誌, 9特(1), 46-47, 2004
- (76) Hideaki M., Masahito K., Katsuaki Y., Hiroko I.: Dynamic movement of center of gravity with hand grip, *Biomedical Research*, 27 (2), 55-60, 2006

- (77) Sartorio A. Malavolti M., Agosti F., Marinone P. G., Caiti O., Battistini N, Bedogni G.: Body water distribution in severe obesity and its assessment from eight-polar bioelectrical impedance analysis. *Eur. J. Clin. Nutr.*, 59(2), 155-60, 2005
- (78) 下坂知加, 中田いずみ, 石垣理子, 猪又美栄子: 袖幅のゆとりと動きやすさ—官能、衣類圧、筋電図による評価—, *日本家政学会誌*, 59(1), 29-35, 2008
- (79) 東京都立大学体育学研究室: 日本人の体力標準値 (第4版), 不昧堂出版, 1989
- (80) Chaffin D. B., Andersson G. B. J., Martin G. J. .: *Occupational Biomechanics*. 3<sup>rd</sup> ed., John Wiley & Sons, 181-277, 1999
- (81) Horak F.B., Shupert C. L., Mirka A.: Components of postural dyscontrol in the elderly. A review., *Neurobiol. Aging*, 10(6), 727-738, 1989
- (82) 大橋俊夫: むくみの生理学—バッキンガム宮殿の近衛兵が一定時間ごとに行進するわけ—, *日生理誌*, 69, 3, 102-107, 2007
- (83) 李英淑, 大野静枝, 福田明子: 成人女子下腿部の表面積ならびに容積の季節、性周期、日内の変化について, *日家政会誌*, 38, 3, 205-212, 1987
- (84) 村上泉子, 遠藤真由美, 新井清一, 飯塚幸子, 栃原裕: 成人女性の身体形状に関する研究: 下肢部、手指部および顔面部形状の日内変化, *日生理誌*, 3, 3, 109-118, 1998
- (85) Chiesa R., Marone E.M., Limoni C., Volonte M., Schaefer E., Petrini O.,.: *Chronic venous insufficiency in Italy: The 24-cities cohort study.*, *Eur. J. Vasc. Endovas. Surg.*, 30, 422-429, 2005
- (86) 近藤雄二, 瀬尾明彦: 手術室看護業務の立位姿勢と疲労, *人間工学*, 33(特), 352-353, 1997
- (87) 丸山康子, 飯塚幸子: 成人女子下腿部及び足部形態における日内変動に関する研究, *実践女子大学家政学部紀要*, 25, 55-63, 1988
- (88) Winkel, J.: Swelling of the lower leg in sedentary work -- A pilot study., *J. Hum.*

- Ergol., 10, 139-149, 1981
- (89) Cha K. G. M., Gonzalez J., Lazarus J. M., Wilmore D. W.: Multifrequency bioelectrical impedance estimates the distribution of body water., J. Appl. Physiol., 79, 4, 1316-1319, 1995
- (90) 山崎信寿: 座再考—生活者の視点, バイオメカニズム学会誌, 31, 1, 26-29, 2007
- (91) 堀川浩之: 等尺性最大脚伸展動作が筋硬度に及ぼす影響, スポーツ医学, 14(5), 573-578, 1988
- (92) 北田耕司: 筋疲労による収縮時の筋硬度変化., J. J. Sports. Sci., 13, 2, 273-280, 1994
- (93) 山本利春: スポーツとストレッチング., 理学療法, 7(5), 331-361, 1990
- (94) 赤滝久美, 三田勝己: 筋音による筋収縮過程の推定, Biomed. Eng., 8(11), 30-37, 1994
- (95) 三田勝己: 筋音図法の基礎と応用 (1) —概要と計測・解析—, 臨床脳波, 44(8), 532-542, 2002
- (96) 遠藤朋也: Shoulder width stance squat と 1 wide stance squat による大腿への付加の相違, 日本臨床スポーツ医学会誌, 12, 266-271, 2004
- (97) Kato G., Andrew D. P., Sato H.: Reliability and validity of a device to measure muscle hardness., J. Mecha. Med. Biol., 4 (2), 213-225, 2004
- (98) 川野常夫, 西田修三, 水野拓也: 下腿部むくみ量による下肢の疲労評価, 人間工学, 37(特), 320-321, 2001
- (99) 加藤暎一: からだの科学, 日本評論社, 138, 137-144, 1988
- (100) Sjøgaard. G., Adams R. P., Saltin B.: Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extention., Am. J. Physiol., 248, 2, 190-196, 1985
- (101) 寺田伸一: 三次元曲面形状計測装置を用いた外鼻形態の三次元解析法の検討, Med. Imag. Technol., 13(4), 487-488, 1995

- (102) Maton B.: Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric contractionx., *Eur. U. Appl. Physiol.*, 46, 271-281, 1981
- (103) 三田勝己: 筋音図法の基礎と応用 (3-1) - 随意収縮における筋音図 -, *臨床脳波*, 44(10), 669-674, 2002
- (104) 三田勝己: 筋音図法の基礎と応用 (3-2) - 随意収縮における筋音図 -, *臨床脳波*, 44(11), 729-736, 2002
- (105) 三田勝己: 筋音図法の基礎と応用 (2) - 誘発筋音図と筋の機械的特性 -, *臨床脳波*, 44(9), 595-607, 2002
- (106) 徳永英治: 長時間座位にとまなう下腿周囲径および血液成分変動に及ぼす低圧、低湿度の影響, *日本生気象学会雑*, 40, 197-202, 2003
- (107) Symington I. S., Stack B. H.: Pulmonary thromboembolism after travel, *Br. J. Chest*, 71(2), 138-140, 1977
- (108) Milne, R.: Venous thromboembolism and travel, is there an association?, *J. R. Coll. Phys. London*, 26, 47-49, 1992
- (109) Virchow, R.: *Gesammelte Abhandlungen zur Wissenschaftlichen Medizin*, Frankfurt, Meidinger, 1856
- (110) Eklof B, Kistner R. L., Masuda E. M., Sonntag B. V., Wong H. P.: Venous thromboembolism in association with prolonged air travel, *Dermatol Surg*, 22(7), 637-641, 1996
- (111) Sudo M., Ueno K, Yada Y., Tsuchiya S., Itoh Y., Akataki K., Mita K.: Water retention in the lower limbs and muscular fatigue., *Proc. I.S.B.P.E.(22nd B.P.E.S.)*, 96-98, 2008
- (112) Beck T. W., Housh T. J., Cramer J. T., Weir J. P., Johnson G. O., Coburn J. W., Malak M. H., Mielke M.: Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review. *Biomed. Eng. OnLine.*, 4(1), 67, 2005

- (113) 平井正文: 血管健康生活のススメ, 東洋書店, 2007
- (114) Burn J. F., Circuit C., Rosette A.: Parameters hemorheologiques et exercis physique., Sport. Med. Akta., 12, 56-60, 1986
- (115) Vandewalle J., Lacombe C., Lehevere J. C., Poirot C.: Blood viscosity after a-1h submaximal exercise with and without drinking., Int. J. Sport. Med., 9, 104-107, 1988
- (116) 鯉川なつえ, 形元静夫, 山口正弘, 菊地祐二, 長岡功, 澤木啓祐: 果実酸摂取が大学長距離選手の血液レオロジーおよび運動時の呼吸循環応答に及ぼす影響, 日本ヘモレオロジー学会誌, 5, 99-106, 2002
- (117) 三田勝己: 筋音図の計測と解析, 運動・物理療法, 13: 80-97, 2002
- (118) 三田勝己: 筋音図法による神経筋疾患の新しい診断・評価, リハビリテーション医学 41, 628-636, 2004
- (119) Gordon G., Holbourn A. H. S.: The sounds from single motor units in a contracting muscle., J. Physiol., 107, 456-464, 1948
- (120) 須藤元喜, 千葉亜弥, 上野加奈子, 矢田幸博, 赤滝久美, 三田勝己: 下肢のむくみと筋疲労の関連性, 日本生理人類学会誌, 15(3), 21-26, 2010
- (121) 須藤元喜, 千葉亜弥, 上野加奈子, 矢田幸博, 赤滝久美, 三田勝己: 勤労女性における下肢のむくみと疲労に関する研究—アンケート調査および心理計測から—, 日本女性心身医学会誌, 15(1), 175-182, 2010
- (122) 鈴木俊明: 神経疾患の評価と理学療法, エンタプライズ, 2004
- (123) 真島英信: 生理学(第 18 版), 文光堂, 303-304, 2002
- (124) 半田肇: 神経局在診断, 文光堂, 2003