筋負荷，自律神経および感性への影響からみた 腰部保護機能を有するガードル設計

村崎 夕緋^{*1, #}・諸岡 晴美^{*2}・篠島 陽子^{*3}

Design of Girdles with Waist Support Function Considering Muscle Load, Autonomic Nerves, and Sensations

Yuhi Murasaki^{*1, #}, Harumi Morooka^{*2}, and Yoko Shinojima^{*3}

^{*1} Graduate School of Home Economics, Kyoto Women's University, Kyoto 605-8501, Japan

^{*2} Faculty of Home Economics, Kyoto Women's University, Kyoto 605-8501, Japan

^{*3} Nissen Co., Ltd., Kyoto 601-8412, Japan

Abstract: The purpose of this research was to develop guidelines for designing comfortable girdles with a waist support function, such as reducing the muscle load. We conducted the following experiments: (i) measuring the electrocardiogram (ECG) and electromyogram (EMG) when using low-elastic spats with high-elastic tape and (ii) evaluating the effects of three types of trial girdles based on the results of the first experiment. During the first experiment, we developed a taping method for reducing the muscle load and sympathetic activity (psychological stress). During the second experiment, it was found that the girdle types (A, B, and C) are effective at reducing the muscle load. In particular, the Type A girdle, which placed the hard elastic fabric on the back horizontally and surrounding the ilium, provided a less compressive feeling than the others. Finally, we objectively evaluated the emotion through brain wave analysis. The Type A girdle was found to be less irritating than the regular one on the market. The results of this research confirmed that the Type A design provides a comfortable girdle with a waist support function.

(Received 13 November 2014 ; Accepted 6 April 2015)

1. 緒 言

厚生労働省の平成 25 年度国民生活基礎調査[1]によると、日本での腰痛の有訴者数(病気やけが等で自覚症状のあるもの)は、男女平均で人口千人当たり約 105.2 人であり、腰痛に悩まされている人が多いのが現状である。腰痛発症後のさらなる悪化を防ぐ方法としてコルセットの使用が一般的である。コルセット着用が動作時の筋負荷軽減に効果的であることは既に明らかにされている[2]。しかし、過度な圧迫やフープテンションによる自律神経系および循環器系への悪影響が懸念される[3,4]。これを解決するためには、比較的低い圧迫により日常的に腰部を保護し、ネガティブな生理的影響をできるだけ抑制しうる機能的衣料を設計することが有用であると考えられる。

現在、骨盤ガードルや腰サポートなどと謳った多くの

製品が市場に出まわっているが、その筋負荷軽減効果や生理的影響については明らかにされていないものが多いように思われる。ガードルについての先行研究では、生理応答として、着用時の身体圧迫が血圧や心拍数に及ぼす影響などがみられる[5]。また、圧迫と着用感に関する研究も多くみられ、圧迫がストレスに及ぼす影響として、尿中のエピネフリン、ノルエピネフリンやカテコールアミンの排泄量の変化を測定したものや[6]、脳波のα波出現から検討したもの[7]などがみられる。しかし、いずれもガードル着用と非着用の比較である。また、ガードルサイズによる圧迫の相違が血液循環系や呼吸機能に及ぼす影響に関する研究[8]、着用快適性に影響を及ぼす素材物性との関連に関する研究[9]などがみられるが、腰部保護機能を有し、かつ圧ストレスの少ないガードル設計といった観点からの研究はみられないように思われる。

そこで本研究では、はじめに予備実験として弱伸縮性のウェアにスポーツテーピング用の弾性テープを用いて、筋電図測定による筋負荷への影響と心電図による周波数解析から自律神経への影響を明らかにし、心身ともに負荷の少ない効果的なテーピング方法を検討した。次に、その結果をもとに試作したガードルを用いて、再度、筋

corresponding author

^{*1} 京都女子大学大学院 家政学研究科

^{*2} 京都女子大学家政学部

^{*3} 株式会社ニッセン

負荷軽減効果について検討した。さらに、本研究で提案するガードルと市販ガードルの着用感を、脳波による感性解析を用いて検討し、圧ストレスの少ない腰部保護機能をもつ高伸縮性衣料のための基礎的設計指針を導出した。

2. 予備実験

2.1 実験方法

2.1.1 被験者

年齢 21～23 歳，身長 $158.6 \pm 5.0\text{cm}$ ，体重 $48.7 \pm 3.8\text{kg}$ ，体脂肪率 $22.9 \pm 2.0\%$ ，BMI 19.3 ± 0.9 の健康な女性 8 名を被験者とした。なお，被験者の体型は，同年代の全国平均(身長 $158.2 \pm 5.4\text{cm}$ ，体重 $51.4 \pm 6.3\text{kg}$) [10] とほぼ同程度であった。

2.1.2 テーピング方法

テーピング方法の検討には，キネシオロジーテープセラポア®(ニチバン(株)製)の 5cm 幅と 7.5cm 幅を用いた。これは，伸縮性綿布にアクリル系粘着剤を塗布したテープであり，一般的にスポーツテーピング用として用いられているもの(以後，弾性テープとする)である。被験者にはポリエステル 85%，ポリウレタン 15% の弱伸縮性丸首半袖シャツと同タイツ(ミズノ(株)製)を着用してもらい，その上に前述の弾性テープでテーピングを施した。弾性テープは 15% 伸長して貼付した。

弾性テープおよびタイツの引張り特性を Fig. 1 に示す。測定は，引張り・せん断試験機 KES-FB1(カトーテック(株)製)を用いて行った。測定条件は，引張速度 0.2mm/sec ，最大荷重 490N/m あるいは最大伸び率 50% とした。用いたタイツは，特にウェール方向(身体の長さ方向)の伸び抵抗が非常に弱いものであり，15% 伸長した弾性テープを貼付することにより，張力が付加される。

弾性テープの配置方法を Fig. 2 に示す。V タイプは一般的なコルセットを模擬し，ウエストより下方に 5cm 幅と 7.5cm 幅のテープを 1cm 重ねて貼付し，11.5cm 幅で腰腹部全体を圧迫する，いわゆるフープテンションをかけたものである。X タイプは，フープテンションを避けることを意図し，5cm 幅のテープを両ウエストサイド 5cm 上部から背中心でクロスさせ，腸骨稜および上前腸骨棘(以後，これらを腸骨部とする)を圧迫するように配置している。Y タイプでは，後面に 5cm 幅テープをウエストより上方に，7.5cm 幅テープをウエストより下方に平行に貼付し，腸骨部を避けるように弾性テープを配置したものである。これは，骨部のように圧縮剛い部分ほど圧感覚が鋭敏であることがわかっていることから [11]，圧迫感が不快感につながることを避けたものである。

2.1.3 筋電図および心電図の測定

実験は， $25 \pm 1^\circ\text{C}$ ， $50 \pm 5\%\text{RH}$ の中温域帯の室内において実施した。

実験プロトコルを Fig. 3 に示す。被験者は，測定用電極

Fig. 1 Tensile properties of the tape and the material of tights.

Fig. 2 Three kinds of taping methods. (White circle indicates the iliospinal part.)

を取り付けた後，十分に安静にして実験に入った。実験は，立位 10 秒－前傾 65 秒－立位 10 秒－歩行 150 秒－立位 10 秒－前傾 65 秒とし，この間の筋電図(EMG)および心電図(ECG)を測定した。なお，立位は次の動作への準備姿勢とし，各動作の間に挟んだ。前傾姿勢については 30° とした。また，メトロノーム (92 拍/分) に合わせて，トレッドミル上を 3.5km/h の速度で歩行し，歩数を揃えることにより測定のばらつきをできるだけ少なくするように配慮した。

筋電図測定は，姿勢保持に関係すると考えられる，腹直筋(RA)，脊柱起立筋(ESM)，外腹斜筋(OEA)，大腿二頭筋(BF)，大腿直筋(RF)の計 5 カ所とし，各筋腹上で筋繊維に沿ってディスポーサブル電極を貼り付けて行った。測定は，全て左半身とした。

各筋腹上の筋電位をテレメトリー筋・心電計 MQ16 (キッセイコムテック(株)製)により増幅させ，多用途生体情報解析プログラム Vital Recorder 2 (キッセイコムテック(株)製)を用いてサンプリング周波数 1000Hz として収録した。

心電図測定は，心臓を挟んで対角線上になるように，左胸部に負電極，左下肋骨部に正電極を取り付けて行った。なお，弱伸縮性ウェアに弾性テープを貼付していない場合をコントロール(Co)とし，3 種のテーピングタイプと合わせた計 4 回の実験の順序は，被験者によりランダムとした。また，測定結果はすべて，対応のある t 検定を用

Fig. 3 Protocol of first experiment using low-elastic spats with high-elastic tape.

いて平均値の差の検定を行った。

2.2 結果および考察

2.2.1 テーピング方法が積分筋電図に及ぼす影響

BIMUTAS[®]-Video(キッセイコムテック(株)製)により筋電図解析を行った。EMGの生データには負の値も含まれるため、全波整流を行い、一定時間における積分筋電図 IEMG を(1)式により算出した。

$$IEMG = \int_0^1 |EMG(t)| dt \quad \dots\dots\dots (1)$$

歩行時の IEMG の算出は、被験者の歩行が安定した歩行開始 30 秒後から 150 秒までの 120 秒間とした。また、前傾の IEMG の算出は、動作開始 5 秒後から 65 秒までの 60 秒間とし、前傾 2 回の平均値を求めた。一般に、筋負荷が大きいほど IEMG の値は大きいと判断される[12]。

一方、筋電図測定においては、被験者の動作の仕方や筋の使い方、また筋肉量など個人差が大きいことが知られていること[13]から、各被験者のコントロール(Co)からの IEMG の変化率 $\Delta IEMG$ を(2)式により求めて検討した。

$$\Delta IEMG = \frac{E - E_c}{E_c} \times 100 \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、E は弾性テープを施したウェア着用時の IEMG、 E_c はコントロール時の IEMG を示している。テーピング方法の違いによる $\Delta IEMG$ を Fig.4 に示す。

まず、前傾動作についてみると、3 種のタイプともに OEA、BF において $\Delta IEMG$ がコントロールに比べて 5% 前後減少し、テーピングタイプによる筋負荷軽減効果に有意差はみられず、ほぼ同様の効果であった。しかし詳細にみると、ESM については、V タイプと Y タイプではほぼ 0 であったが、X タイプでは逆にやや増加傾向を示した。この理由として、後面のクロス部分のテープの張力が前傾時の寸法変化に作用し、逆に拘束になったのではないかと考えられる。ESM は前傾における主動筋であったことから、X タイプの前傾時の拘束は少なからず問題があると推察される。

歩行時の $\Delta IEMG$ では、メトロノームによって歩数を合

Fig. 4 Changes in IEMG ($\Delta IEMG$) during forward bent posture and walking.

(RA: Rectus Abdominis, ESM: Erector Spin Muscles, OEA: Obliquus Externus Abdominis, BF: Biceps Femoris, RF: Rectus Femoris)

わせたが、歩き方による大きな個人差が観察された。いずれのテーピングにおいても RA で減少傾向がみられたが、特に Y タイプでの減少がやや大きかった。OEA については V タイプで最も減少(約 10%)が大きく、Y タイプでは約 5% の減少、X タイプでは変化はみられなかった。また、V タイプと X タイプでは、RF が逆に増加傾向を示したが、Y タイプではほとんど増加はみられなかった。これについては、腸骨部の圧迫が歩行時の脚部の動きに関与し、大腿直筋の筋負荷を増大させたと考えられる。

2.2.2 テーピング方法が自律神経に及ぼす影響

筋電図解析と同様に BIMUTAS[®]-Video(キッセイコムテック(株)製)を用いた。生波形より R 波を検出し、R-R 間隔を用いて周波数解析を行った。低周波数帯(LF)を 0.04~0.15Hz、高周波数帯(HF)を 0.15~0.4Hz として、交感神経活動の指標である LF/HF を算出した。なお、周波数解析を行うにあたり 1 エポック時間 32 秒、エポック間隔 24 秒とした。

LF/HF の結果を Fig.5 に示す。X タイプでは、コントロール(Co)に比べて前傾、歩行ともに有意に LF/HF が高く($p < 0.05$)、V タイプにおいても前傾で有意に高かった

Fig. 5 LF/HF based on frequency analysis of R-R interval (**: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$).

($p < 0.01$). LF/HF の値は交感神経の優位性を示し、この値が高いと緊張感やイライラ感が増大すると解釈されている[14,15]. LF/HF が有意に高い X タイプでは、 $\Delta IEMG$ で考察したのと同様に、後面のクロス部分のテープが動作時の拘束力を高めたこと、V タイプでは弾性テープにより、腰腹部全体が圧迫(フープテンション)されており、前傾時の腹部の寸法増加がより圧迫力を高めたこと、また、これらのテーピングが腸骨部を圧迫していることが、交感神経の亢進に繋がったと推察される。これに対して、Y タイプにおける LF/HF は Co と同程度であり、圧迫による交感神経の亢進は認められなかった。

以上、 $\Delta IEMG$ および LF/HF の解析結果から、①弾性テープを後面でクロスさせずに水平に配置し、かつフープテンションにより腹部を圧迫しないこと、また、②腸骨部を圧迫せずにその周辺から腰部をサポートするように弾性テープを配置することが有用であると判断され、Y タイプに近似した試作ガードルを作製して結果の検証を試みた。

3. 試作ガードルを用いた本実験

3.1 実験方法

3.1.1 試作ガードルの構造と衣服圧

前述の2点の設計指針に基づいて試作したガードル A に加え、比較試料としてガードル B および C の3種のガードルを用いて着用実験を行った。ガードルの外観写真を Fig. 6 に示す。

ガードルの地布はサテンネットからなり、その上に部位ごとに強伸縮素材を配置した。ガードル A は、7.5cm 幅の強伸縮テープとパワーネットをウエストラインより下方へ後面から両ウエスト側部を通り、左右前方約 4cm まで配置した。腹部にはパワーネットを付加した。体幹部屈伸時の圧迫を抑制するように前方ではウエスト位置より 2cm カットした設計とした。また、腸骨部をはさむようにしてパワーネットを配置し、腰部をサポートするように設計したものである。ガードル B は、腰腹部全体

Fig. 6 Three types of trial girdles.

Fig. 7 Tensile properties of the girdle materials.

Fig. 8 Clothing pressure of three girdle types.

に 7.5cm 幅の強伸縮素材とパワーネットを配置するとともに、ガードル A と同様に、腸骨部をはさむようにパワーネットを配置して腰部をサポートするようにしたものである。ガードル C は、12cm 幅のパワーネットで腸骨部を圧迫する構造とし、ウエスト部分は A と同様に設計したものである。

ガードル各部の引張り特性を Fig. 7 に示す。なお、測定条件は 2.1.2 の項で述べたものと同様である。

エアパック式衣服圧測定装置 AMI3037 型(株)AMI 製)を使用し、直径 2cm のエアパックセンサーに厚さ約 0.1cm となるよう空気を入れ、20 代女性の標準寸法をもつマネキンにガードルを着用させ、腹部(臍点の下方 2cm)、ウエスト側部、腸骨稜の衣服圧を測定した。その結果を Fig. 8

Fig. 9 Protocol of second experiment using trial girdles.

に示す。ガードル B では腹部およびウエスト側部の衣服圧が高く、ガードル C では、腸骨稜で約 60hPa の非常に大きな衣服圧が観察された。

3.1.2 筋電図測定および着用感評価

被験者は、年齢 20～22 歳、身長 $159.1 \pm 4.9\text{cm}$ 、体重 $52.3 \pm 6.9\text{kg}$ 、体脂肪率 $24.2 \pm 4.3\%$ 、BMI 20.7 ± 2.6 の健康な女性 13 名とした。この実験における被験者の体型においても、前述の全国平均とほぼ同程度であった。

実験は、 $25 \pm 1^\circ\text{C}$ 、 $50 \pm 5\%\text{RH}$ の中温域帯の室内において実施した。被験者の着衣は、試作ガードルの上に幅広のショートパンツ(綿 100%)、上衣に半袖 T シャツ(綿 77%、ポリエステル 23%)とした。

実験プロトコルを Fig.9 に示す。実験は、立位 10 秒ー前傾 65 秒ー立位 10 秒ー歩行 300 秒とし、この間の筋電図を測定した。測定条件は、予備実験と同様である。

被験者一人につき 3 種のガードルとガードル着用なし(コントロール)の計 4 回の実験を行った。実験の順序は、被験者によりランダムとした。

着用感アンケートは、圧迫感(腹部)、圧迫感(腸骨部)、安定感、快適感の 4 項目とし、圧迫感と安定感については 7 段階、快適感 は 4 段階の SD 法にて評価を行った。なお、点数が高いほど、「圧迫感が高い」、「安定感がある」、「快適である」とした。

3.1.3 脳波測定による着用感評価

最後に、ガードル A を市販ガードルの着用感と比べるために、脳波による感性解析から着用感の客観評価を行った。

20 代の健康な女性 3 名を被験者とし、国際 10/20 法にて 10 電極(Fp1, Fp2, F3, F4, P3, P4, O1, O2, T3, T4)を配置し、右耳朶基準・左耳朶アースの単極誘導として、脳波測定を行った。脳波の収録においては、ローパスフィルター(LPF)を 60Hz、ハイパスフィルター(HPF)を 1.6Hz とした。解析には感性スペクトル解析法[16]を用いた。これは、脳波を 5.12 秒ごとに切り出して、電極数 10 の 2 電極間の組み合わせ 45 通りに、帯域 3(α 波、 β 波、 θ 波)をかけた計 135 個の電極間相互相関係数を算出し、予め学習アルゴリズムにかけて求めた係数をデータベースとして、感性値を算出するものである。諸岡らが先行研究において作製した独自のデータベース[17]により、「快-不快」および「高揚感あり-なし」の感性値を算出した。

Fig. 10 Changes in *IEMG* ($\Delta IEMG$) during forward bent posture and walking while subject is wearing trial girdles (mean $\pm$ standard error).

(RA: Rectus Abdominis, ESM: Erector Spinae Muscles, OEA: Obliquus Externus Abdominis, BF: Biceps Femoris, RF: Rectus Femoris)

3.2 結果および考察

3.2.1 試作ガードル着用による積分筋電図への影響

前傾時の *IEMG* は、動作開始 5 秒後から 65 秒までの 60 秒間の *IEMG* を算出した。歩行時の *IEMG* は動作開始 50 秒間と終了前 50 秒間はデータとして採用せず、歩行が安定していると思われた動作開始後 50 秒～250 秒の 200 秒間のデータを用いた。

ガードル着用時の *IEMG* の、コントロールからの変化率 $\Delta IEMG$ を Fig.10 に示す。前傾では、ガードル A, B, C ともに RF を除くすべての筋で負荷軽減が認められた。予備実験で筋負荷軽減効果がみられなかった RA, ESM についても減少傾向がみられた。この理由については、タイツとガードルとの引張り抵抗の相違によるものと考えられ、Fig.8 のガードル着用時の衣服圧測定からもわかるように、ウエスト側部で 20～30hPa、腸骨稜で 40～60hPa という非常に強い圧力で腰部を支えていたためと考えられる。

歩行においても、ガードル A, B, C はいずれもほぼ同様の筋負荷軽減効果を示し、RA, ESM, OEA および RF で減少傾向が認められた。しかし、BF で増加傾向がみら

Fig. 11 Evaluation of subjective feeling (**: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$).

れた。テーピング実験でみられなかったBFにおけるIEMGの増加については、三分丈のガードルであったことに起因していると推察される。試作ガードルにおいては、実販売を目指しヒップアップ効果をねらった構造としたため、脚部を前方に蹴り出す際の臀溝付近での身体寸法の増加がFig.7に示すサテンネットとパワーネットの2枚重ねからなる部分(b)のウェール方向の伸びに関連して、大腿二頭筋の負荷につながったと考えられる。ガードル地布のウェール(身体の長さ)方向の引張り特性が着用快適性に影響を及ぼすとの報告[9]がみられることから、これを解決するためには、臀溝部のパワーネットを除去して伸び易くするか、またはガードル丈を短くしてずれ易くする必要があると思われる。

3.2.2 主観評価による着用感

Fig.11に主観評価アンケートの結果を示す。腹部の圧迫感は、ガードルAとCの評価がほぼ同程度であり、フープテンションがかかっているガードルBで立位時、椅座位時ともに有意に高く、ガードルの衣服圧との一致がみられた。腸骨部の圧迫感では、有意差は認められなかったが、ガードルAで最も低く、ガードルCで高い傾向がみられた。安定感では、ガードル間の相違はほとんどみられなかった。このことは、ガードルAの圧迫感が低かったにも関わらず、他のガードルとほぼ同程度の安定感があったことを示している。快適感ではガードルAで若干評価が高かったが、他のガードルとの間に有意差はみられなかった。

3.2.3 試作ガードルの脳波測定による客観的着用感評価(市販ガードルとの比較から)

今回試作したガードルAの着用感を市販ガードル(M)と比較検討した。また、ガードル着用なしをコントロール(Co)として脳波測定による着用感の客観評価を行った。

用いた市販ガードル(M)の衣服圧を20代女性の標準寸法をもつマネキンを用いて測定した結果、腹部で11.4hPa、ウエスト側部で25.5hPa、腸骨稜で57.5hPaであり、ガードルAの衣服圧と比べて、ウエストで約5hPa、腸骨稜で約20hPa高いものであった。

Fig. 12 Objective evaluation of emotion using brain wave analysis.

感性スペクトル解析の結果をFig.12に示す。Co、ガードルAおよびMは順次、「不快」で「高揚感あり」の側、すなわち右ななめ下に移動している。一般に「快-高揚感あり」は「ワクワク」、「不快-高揚感あり」は「イライラ」と判断され[17]、脳波による感性の客観評価においては $Co < A < M$ の順に「イライラ感」が大きくなることがわかった。

すなわち、ガードルAは圧迫感の強いガードルB、Cとほぼ同様の筋負荷軽減効果と安定感をもっているが、腰腹部の衣服圧が低く、市販ガードルと比較して、脳波測定による感性の客観評価から、イライラ感の少ないものであることがわかった。

4. 結 言

本研究は、ネガティブな生理的影響をできるだけ抑制した日常的に腰部を保護しうる機能性衣料の設計指針を導出することを目的とした。はじめに、弾性テープを用いた予備実験により腰部負荷軽減効果のあるテーピング方法を検討した結果、

①弾性テープを後面でクロスさせずに水平に配置し、フープテンションにより腹部を圧迫しないこと、また②腸骨部を圧迫せずにその周辺から腰部をサポートするように弾性テープを配置することの有用性が示唆された。

そこで、この実験結果をもとに試作したガードルAと比較ガードルB、Cの計3種を用いて着用実験を行った。その結果、筋電図測定においてガードル間に有意差は認められず、ガードルAは腹部あるいは腸骨稜での衣服圧が高いガードルB、Cと同程度の筋負荷軽減効果を示すことがわかった。また、ガードルAは、交感神経の指標である LF/HF が低く、圧ストレスが低いことがわかった。主観評価では、ガードルAにおける腹部および腸骨部の圧迫感が有意に低かったが、安定感はい他のガードルと同評価であった。

最後に、ガードルAの着用感を脳波による感性スペク

トル解析を用いて客観評価を行った結果、コントロールより不快であるが、市販ガードルよりイライラ感が低いことがわかった。

謝 辞

本研究は、JSPS 科研費(A)25242011 の助成によって行われたものであり、また(株)ニッセンにより試作ガードルを作製していただいた。ここに謝意を表する。

文 献

1. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/20-21.html>
2. Nakahashi M, Sasagawa T, Morooka H, *Bulletin of Clothing Hygiene*, **32**, 10-14 (2013).
3. Nakamura T, Morooka H, Nakahashi M, Morooka H, *Toyamadaigaku Kyouikugakubu Kenkyuronsyu* **7**, 61-67 (2004).
4. Yoneda S, Kayanuma M, *Kyoto Joshidaigaku Hihukugaku Zasshi*, **36**, 27-33 (1991).
5. Nagayama Y, Nakamura T, Hayashida Y, Ohmura M, Inoue N, *Sen'i Seihin Shohi Kagaku*, **36**, 68-73 (1995).
6. Sugimoto H, *Japanese journal of hygiene*, **46**, 709-714 (1991).
7. Sugita A, Okabe K, Kioka E, *Sen'i Seihin Shohi Kagaku*, **43**, 33-44 (2002).
8. Yokoi R, Yoshida M, Sasakawa E, Hirata K, *Sen'i Seihin Shohi Kagaku*, **47**, 51-61 (2006).
9. Inamura A, Nakanishi M, Niwa M, *Sen'i Seihin Shohi Kagaku*, **36**, 109-118 (1995).
10. Research Institute of Human Engineering for Quality Life "Japanese body size data 1992-1994", p.81, 143 (1997).
11. Nakahashi M, Morooka H, Morooka H, Hiraga S, Deguchi J, *Sen'i Seihin Shohi Kagaku*, **40**, 49-56 (1998).
12. Fukunaga T "Kin no kagaku jiten", Chap 6, Asakura Shoten, Tokyo (2002).
13. Soderberg GL "Selected Topic in Surface Electromyography for Use in The Occupational Setting: Expert Perspectives", Chap 3, Institute for Science of Labour (2004).
14. Miyata Y "Sin Seirisinrigaku", Vol.1, pp.27-28, 158-159, Kitaoji Syobou (1998).
15. Hayashi H "Shinpakuhendou no rinsyououyou", pp.1-2, 15-16, 32, Igaku Syoin (1999).
16. Musha T, *Optical and Electro-Optical Engineering Contact*, **37**, 50-54 (1999).
17. Morooka H, Hiromura E, Nagaoka C, Morooka H, *J. Text. Eng.*, **57**, 61-68 (2011).