

日本舞踊における足づかいの定量的解析

— モーションキャプチャと筋電図の記録装置による身体動作と筋電図の同時計測 —

崔 雄*¹ 伊坂 忠夫*² 阪田 真己子*³

鶴田 清也*⁴ 古川 耕平*¹ 八村 広三郎*⁴

立命館大学 COE 推進機構*¹ 立命館大学 理工学部*²

同志社大学 文化情報学部*³ 立命館大学 情報理工学部*⁴

概要: 本研究の目標は、舞踊という時間の経過とともに消失してしまう芸術の情報を、モーションキャプチャによる身体動作と筋電図の生体情報の同時計測を行うことで、モーションキャプチャだけでは解析できない日本舞踊での演技者の足を使う方法(足づかい)を定量的に分析することである。その結果、舞踊動作データの数値的解析だけでなく、バイオメカニクス手法を用いて身体重心と膝と足関節の拮抗筋同士のコントラクションの効率に対する解析を行うことによって、舞踊家や舞踊研究者は対象の舞踊についての新たな情報をフィードバックとして得ることができると期待される。

Quantitative Analysis of the Use of Leg Movements in Japanese Traditional Dance

— Simultaneous Measurement of Body Movements with Motion Capture and EMG —

Woong Choi*¹, Tadao Isaka*², Mamiko Sakata*³,
Seiya Tsuruta*⁴, Kohei Furukawa*¹, and Kozaburo Hachimura*⁴

Center for Promotion of the COE, University of Ritsumeikan*¹

Department of Robotics College of Science and Engineering, University of Ritsumeikan*²

Faculty of Culture and Information Science, Doshisha University*³

Graduate School of Science and Engineering, University of Ritsumeikan*⁴

Abstract: The purpose of this research is a quantitative analysis of leg movement patterns of dance, which cannot be analyzed with a motion capture system alone, using simultaneous measurement of body motion and biophysical information (EMG: ElectroMyoGram). We carried out experiments on traditional Japanese dance, *Nihonbuyo*, with simultaneous measurement. We can analyze a leg movement of Japanese dance by calculating a center of gravity in human body and a co-contraction of knee and ankle using biomechanics method. In addition, we expect that our research will help dancers and researchers on dance through giving new information on dance movements which cannot be analyzed with only motion capture.

1. まえがき

最近では、モーションキャプチャのみを用いて舞踊動作の定量化をする研究は盛んに行われている。しかしながら演技者のモーションデータだけでは比較・定量化が難しい舞踊動作がある。舞踊のような芸能について、モーションキャプチャや生体情報計測のようなデジタル技術を利用して、さまざまな計測データを元に、

体系的に舞踊動作を解析する研究はあまり行なわれていない。

そこで本研究では、収録したモーションデータに加えて演技者の筋電図の生体情報を同時計測することで、日本舞踊の足づかいを定量的に解析することを目的とした。どのような動きをする際にも、基本となる下半身の使い方が重要視され、舞踊での足づかいは動作のリズム感や動きのベースを生成する。特に、日本舞踊で

は足づかいによって体重の保持と移動、場面転換や多様な表現が行われている[1].

筋電図を用いて足づかいを解析する研究は、森下らの床反力と筋電図を用いた上肢挙上動作の解析[2]、舞踊における歩行動作の解析に関する研究[3]、Humm らのバレエ動作の解析[4]などが挙げられる。モーションキャプチャを用いた日本舞踊の足づかいに関する研究には、小島らによる伝統芸能における歩行動作の解析[5]の研究がある。

本論文では、日本舞踊での足づかいに対する特徴を明らかにするために、同じ流派の二人の舞踊家の身体動作をモーションキャプチャと筋電図の同期計測を行い、定量的に解析した。

2. 実験方法

本研究では、モーションキャプチャと筋電図データの同期計測システム[6]を用いて日本舞踊での足づかいに対して実験を行う。

2.1 被験者

本研究の被験者は日本舞踊に熟練した二人の女性舞踊家(いずれも花柳流)で、一人は舞踊経歴 44 年(以降 D と呼ぶ)、もう一人の舞踊経歴は 20 年である(以降 S と呼ぶ)。

2.2 振り

本研究で対象とする振りは、表 1 に示す作品「北州」の中の 8 つの振りである。「北州」は江戸・浅草の吉原における四季の移り変わりを表現した日本舞踊で、扮装も大道具も用いない「素踊り」で演じられ、花柳流専門部の試験課題曲としてもよく知られている。1 曲の中で立役としては奴・武士・男衆・馬子・幫間・商人を、女方ではいろいろな階級の遊女・禿といった役柄を表現する。

表 1. 計測舞踊動作の概要

	詞章	役どころ
振り 1	「京町や」	遊客
振り 2	「松の位の」	松の位の遊女
振り 3	「柳桜の仲の町」	幫間
振り 4	「土手馬の」	武士
振り 5	「通ひ来る」	馬子
振り 6	「浅草市の」	大工または商人
振り 7	「筑波の山の」	禿
振り 8	「清元の」	語り手

2.3 身体動作と筋電図の同時計測

本研究では、被験者の体に、モーションキャプチャのために 32 個のマーカーを貼付した。同時に筋電図データの収録のために、図 1 のよう

に 12 個の筋電図電極を足の前と後ろに装着した。筋電図電極の貼付位置は筋電図に対する本[7]を参考に膝の伸展と腰関節の屈曲をする大腿直筋(RF)、膝関節の伸展をする内側広筋(VM)、足背屈をする前脛骨筋(TA)、膝の屈曲と腰関節の伸展をするハムストリングス(HA)、足底屈と膝の屈曲をする腓腹筋(GAS)、足底屈をするヒラメ筋(SOL)の 6 箇所とした。

モーションキャプチャのサンプリングレートは 60Hz、筋電図の記録装置は多用途テレメータ(NEC, サイナクト MT11)を用い、サンプリングレートは 1200Hz で設定し、筋電図データを収録した。被験者には、一つの振りに対して同じ舞踊動作を 3 回ずつ行ってもらった。

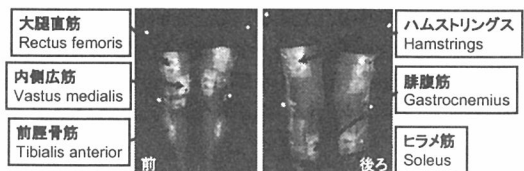


図 1. 筋電図電極の貼付位置

3. 実験結果と考察

本論文では、振り 1 の遊客の舞踊動作を対象にして、振りの動作中の右脚と左脚の片脚支持期(Single support phase)に対する被験者 D と S の足づかいの熟練度を比較する。

3.1 身体重心

振り 1 の右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者 D と S の身体重心(Center of gravity: CG)の比較を行う。身体重心を調べることで、舞踊動作を演じる際の身体の保持と移動量の比較ができる。図 2 の左の身体重心(x_0, y_0, z_0)は下の式で計算する[8].

$$x_0 = \frac{m_1x_1 + m_2x_2 + \dots + m_nx_n}{M}$$

$$y_0 = \frac{m_1y_1 + m_2y_2 + \dots + m_ny_n}{M}$$

$$z_0 = \frac{m_1z_1 + m_2z_2 + \dots + m_nz_n}{M}$$

(x_1, y_1, z_1) \dots (x_n, y_n, z_n) は各身体部位の重心位置を示す。各身体部位の重心位置は松井[9]の身体各部分質量比および重心位置のデータを用いて計算する。図 2 の右は振り 1 を演じる被験者の各身体部位の重心位置を計算した結果を示す。 M は身体の質量を示す。 M は各身体部位

の質量の和と同じであり、 $M = m_1 + m_2 + \dots + m_n$ である。今回の身体各部分質量比は被験者が女性のため、女子の質量比を用いた。

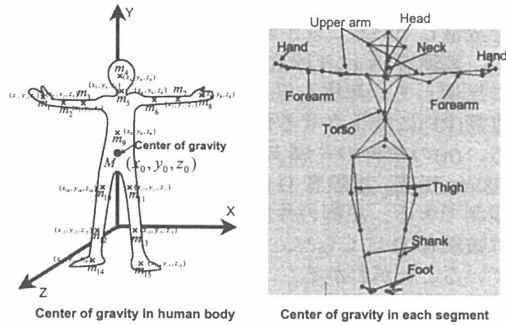


図 2. 身体重心

被験者 D と S の振り 1 に対する右脚と左脚の片脚支持期の身体重心の位置変化を図 3 に示す。図 3 では一つのグラフに被験者 D と S のデータを同時に表示した。

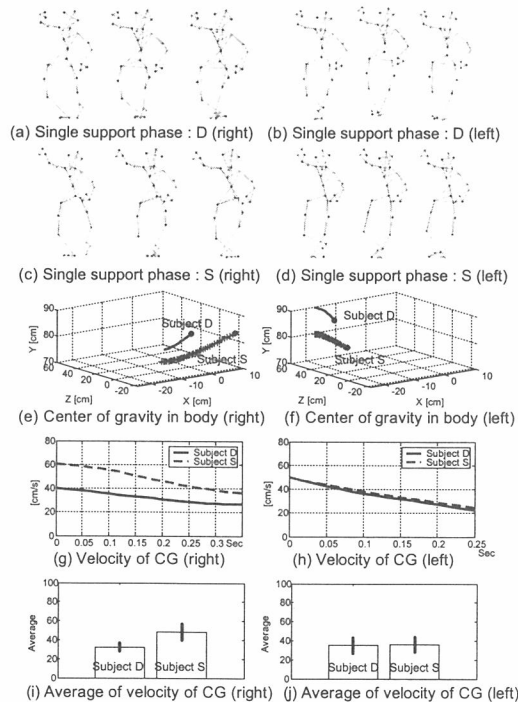


図 3. 振り 1 に対する身体重心

図 3 の(a)と(c)は被験者 D と S の振り 1 における右脚での片脚支持期を示す。右脚の片

脚支持期では、右脚を用いて身体の体重を支持し、左脚は遊脚(Swing)する。(b)と(d)は左脚の片脚支持期を示す。左脚での片脚支持期では、左脚を用いて身体の体重を支持し、右脚は遊脚する。両方の被験者の片脚支持期に大きな差はないように見える。

図 3 の(e)と(f)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者 D と S の身体重心を示している。(e)と(f)の●点は舞踊動作が始まる位置を示す。(e)の右脚での片脚支持期では、身体重心が下がる振りを演じている。被験者 S が D にくらべ、身体重心の移動量と変化の差が大きいことがわかる。(f)の左脚の片脚支持期では、身体重心が上がる振りを演じている。被験者 D と S の背がほぼ同じことを考慮すると被験者 D が S にくらべ、身体重心が高い位置まで、変化していることがわかる。

図 3 の(g)と(h)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者 D と S の身体重心の速度を示している。(g)の右脚での片脚支持期では、被験者 S が D にくらべ、速度の変化が 10-20cm/s 程度大きいことがわかる。(h)の左脚での片脚支持期では、被験者 D と S の身体重心の速度がほぼ同じ程度で変化していることがわかる。

図 3 の(i)と(j)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者 D と S の身体重心の速度の平均を示す。(i)の右脚での片脚支持期では、被験者 S が D にくらべ、速度の平均と標準偏差の差が大きいことがわかる。(j)の左脚の片脚支持期では、被験者 D と S の速度の平均と標準偏差がほぼ同じように見える。被験者 D は振り 1 の片脚支持期に 40cm/s 以内でゆっくりした舞踊を演じているが、被験者 S は被験者 D にくらべ 40-60cm/s 程度の早い速度で踊っていることがわかる。

これによって、外観では同じ振りのように見える舞踊動作が右脚の片脚支持期では、被験者 S が D にくらべ、身体重心の移動量と速度の変化が大きいことがわかった。

3.2 膝と足関節の動き

振り 1 に対する膝と足関節の角度の変化と、膝と足を制御する筋肉の筋電図を比較して、被験者 D と S の足づかいの特徴をのべる。

3.2.1 膝関節の動き

図 4 に、振り 1 に対する膝関節の角度と筋電図の RMS(Root Mean Square)を示す。筋電図の

振幅と頻度は、筋の力の大きさと関係する。筋電図の RMS を求めることで筋の放電量(仕事量)が計算できる。

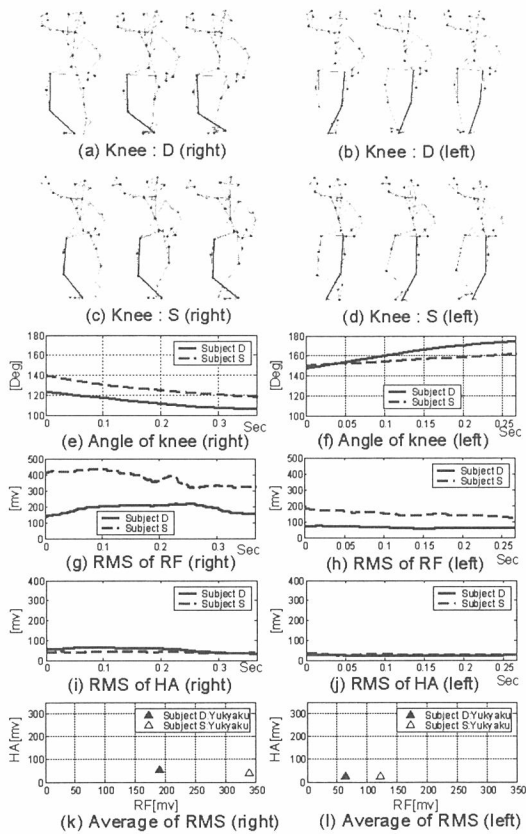


図 4. 振り 1 に対する膝関節の角度と筋電図の RMS

図 4 の(a)と(c)は被験者 D と S の振り 1 の右脚の片脚支持期の膝関節の動きを示す。右脚の片脚支持期では、膝関節を屈曲して身体重心を下げていることがわかる。(b)と(d)は左脚の片脚支持期の膝関節の動きを示す。膝関節を伸展して身体重心を上げていることがわかる。両方の被験者の片脚支持期に大きな膝関節の動きの差はないようにみえる。

図 4 の(e)と(f)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者 D と S の膝関節の角度を示す。(e)の右膝関節の角度変化は、身体重心を下げるために膝関節を屈曲していることがわかる。被験者 D と S の右膝関節の角度変化は 10 度程度で大きな変化ではない。(f)の左膝関節の角度変化は、身体重心を上げるために、膝関節を伸展して身体重心を上げていることがわかる。

図 4 の(g)と(h)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者 D と S の大腿直筋(RF)の RMS を示す。(g)の右脚の片脚支持期では、被験者 S は 400mv 程度、被験者 D は 200mv 程度の筋電図を放電している。下がる身体重心を支持するために、被験者 S は被験者 D にくらべ約 2 倍の筋電を放電していることがわかる。図 3 の(e)のように、被験者 S は身体重心の移動量が大きいことに比例して、身体を保持するために、膝の大腿直筋(RF)に発生させる筋力も大きいことがわかる。(h)の左脚の片脚支持期では、被験者 S は 200mv 程度、被験者 D は 100mv 程度の放電量が観測できる。左脚の片脚支持期でも、被験者 S は被験者 D にくらべ、約 2 倍の筋電量を放電していることがわかる。

図 4 の(i)と(j)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者 D と S のハムストリングス(HA)の RMS を示す。(i)の右脚での片脚支持期では、ハムストリングス(HA)での放電量は少ない。身体重心を下げる舞踊動作は重力によって、少ないハムストリングス(HA)の筋力でも、膝関節を屈曲することができる。拮抗筋である大腿直筋(RF)は体重を支持するために、活性化される。(j)の左脚の片脚支持期でも、ハムストリングス(HA)の放電は少ない。膝関節を伸展して身体重心を上げるために大腿直筋(RF)が活性化される。

図 4 の(k)と(l)は被験者 D と S の右脚と左脚の片脚支持期に対するグラフで、大腿直筋(RF)の RMS を横軸、ハムストリングス(HA)の RMS を縦軸に示す。(k)の右脚での片脚支持期では、被験者 D が S にくらべ、拮抗筋同士である大腿直筋(RF)とハムストリングス(HA)の放電量にバランスが取れていることがわかる。(l)の左脚での片脚支持期でも、被験者 D が S にくらべ、拮抗筋同士である大腿直筋(RF)とハムストリングス(HA)の放電量にバランスが取れている。

この結果から、図 3 の(e)で被験者 S が D にくらべ、右脚での片脚支持期に身体重心の移動量と速度の変化が大きい動きによって、被験者 S が舞踊を踊る際、大腿直筋(RF)をもっと活性化して膝関節を屈曲する瞬間にかかる体重を保持していることがわかった。

3.2.2 足関節の動き

次に、振り 1 に対する足関節の角度と筋電図の RMS を図 5 に示す。

図 5 の(a)と(c)は被験者 D と S の振り 1 の右脚での片脚支持期における足関節の動きを示す。右脚での片脚支持期では、足関節を背屈して身体重心を下げていることがわかる。(b)と(d)では左脚での片脚支持期の足関節の動きを示す。足

関節を底屈して身体重心を上げていることが見える。

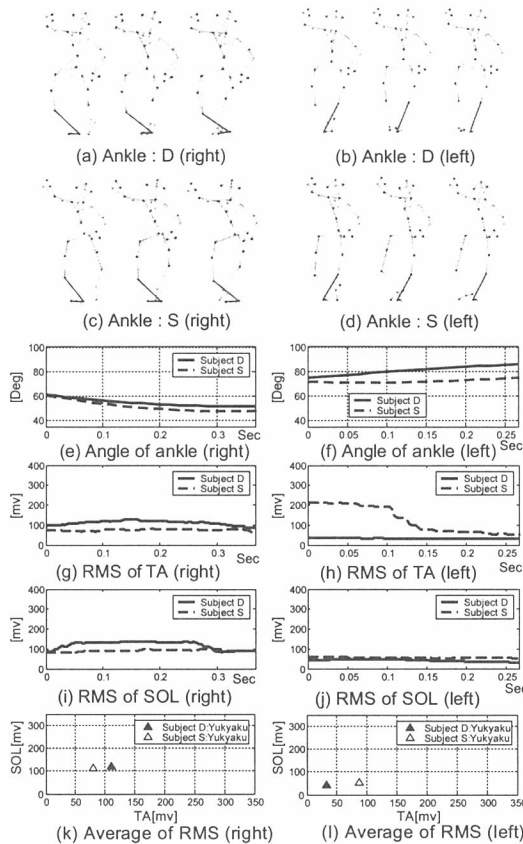


図5. 振り1に対する足関節の角度と筋電図のRMS

図5の(e)と(f)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者DとSの足関節の角度を示す。(e)の右足関節の角度変化は、身体重心を下げるために、足関節を背屈していることがわかる。被験者DとSの右足関節の角度変化は10度程度である。(f)の左足関節の角度変化は、身体重心を上げるために、足関節を底屈していることがわかる。被験者DはSに比べ10度程度多く膝を伸展させている。これは、図3の(f)で被験者Dの身体重心がSに比べ、高いことの原因だと考える。

図5の(g)と(h)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者DとSの前脛骨筋(TA)のRMSを示す。(g)の右脚での片脚支持期では、被験者DとSが100mv程度の筋電を放電している。(h)の左脚での片脚支持期では、被験者Sは50-200mv程度、被験者Dは50mv程度の前脛骨筋(TA)の筋電を放電している。被験者Sは身体重

心を上げる左脚の片脚支持期に前脛骨筋(TA)の放電量を200mv程度、0.1secまで維持したあと、50mv程度まで放電量を減らしている。被験者Dは50mv程度の放電量を維持している。これによって、被験者Sは必要な力以上に筋力を使用していることがわかる。

図5の(i)と(j)は右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者DとSのヒラメ筋(SOL)のRMSを示す。(i)の右脚での片脚支持期では、被験者DとSともにヒラメ筋(SOL)の放電量を50mv程度に維持している。(j)の左脚での片脚支持期でも、ヒラメ筋(SOL)の放電量を50mv程度に維持している。

図5の(k)と(l)は被験者DとSの右脚と左脚の片脚支持期に対する前脛骨筋(TA)のRMSを横軸、ヒラメ筋(SOL)のRMSを縦軸に示す。(k)の右脚での片脚支持期では、被験者DとSともに、拮抗筋同士である前脛骨筋(TA)とヒラメ筋(SOL)の放電量にバランスが取れていることがわかる。(l)の左脚での片脚支持期では、被験者DがSに比べ、前脛骨筋(TA)とヒラメ筋(SOL)の放電量にバランスが取れている。

この結果から、被験者Dは足関節を動かす際にも、拮抗筋同士の筋肉をバランスよく利用していることがわかる。特に、図4と図5に示すように、被験者Dは舞踊を踊る際、筋肉からの放電量が一定に維持されることがわかる。

3.3 膝と足関節の拮抗筋同士の収縮の効率

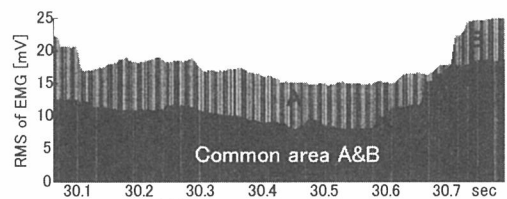


図6. 拮抗筋同士のCo-contraction

振り1の右脚と左脚の片脚支持期に対する被験者DとSの足づかひの効率の比較を行った。足づかひの効率は拮抗筋同士の収縮の効率(%Co-contraction)[8]を計算することによって定量的に比較できる(図6)。膝関節の拮抗筋は大腿直筋(RF)とハムストリングス(HA)、足関節の拮抗筋は前脛骨筋(TA)とヒラメ筋(SOL)である。

拮抗筋同士の収縮の効率は下の式で計算される。

$$\%Cocon = 2 \times \frac{\text{Common area A \& B の RMS}}{\text{A筋のRMS} + \text{B筋のRMS}} \times 100\%$$

上の式を用いて計算した被験者 D と S の振り 1 の右脚と左脚の片脚支持期に対する足づかいの拮抗筋同士の収縮の効率を表 2 に示す。

表 2. 振り 1 に対する被験者 D と S の拮抗筋同士の収縮の効率

	Single support phase (right)		Single support phase (left)	
	Knee	Ankle	Knee	Ankle
Subject D	44%	94%	54%	87%
Subject S	20%	82%	34%	66%

表 2 によって、振り 1 に対して膝関節と足関節の足づかいの効率は被験者 D が被験者 S にくらべ、10-20%程度高いことがわかる。被験者 D の筋電の放電量が被験者 S にくらべ、少ないことを考慮すると被験者 D は被験者 S と比較して少ない筋力で、舞踊での足づかいを効率よく行っていることがわかった。

4. まとめと今後の課題

本論文では、日本舞踊での足づかいに対する熟練度の特徴を定量的に解析するために、同じ流派の二人の舞踊家の身体動作をモーションキャプチャと筋電図の記録装置を用いて同期計測を行い、解析を行った。その結果、被験者 S にくらべ、20 年以上の日本舞踊の経歴を持っている被験者 D は身体重心の移動量を少なくすることと、拮抗筋同士の筋肉を効率よく使用することによって、少ない筋力でも、滑らかに効率よく足を使用していることがわかった。

今後の課題として、ほかの振りでの足づかいの比較や特定舞踊動作を演じる際、どの筋力がどれだけ必要になるかを計算する舞踊家の脚のモデルを作成することを考えている。

謝辞：本研究は文部科学省 21 世紀 COE プログラム「京都アート・エンタテインメント創成研究」と文部科学省オープンリサーチセンター補助事業および科学研究費補助金基盤研究(B)16300035 の支援により行われた。

本研究を行うにあたり、日本舞踊家の花柳乃三氏、花柳双子氏の両名には被験者として計測にご協力いただいた。日本舞踊において、丸茂祐佳教授と吉村ミツ教授にご助言を頂戴した。データ収録・編集に関しては八村研究室の皆さんに多大な協力を得た。ここに記して感謝の意を表する。

参考文献

- [1]T. Kunieda: “Body of JIUTA MAI with profound Japanese culture”, Inter-Congress of IUAES2002, pp.24-31, (2002).
- [2]村松香織, 中川聖子, 森下はるみ: “上肢挙上動作における舞踊的体幹の調整”, バイオメカニズム学術講演会予稿集, Page. 247-250, (1997).
- [3]森下はるみ, 花城洋子: “舞踊における歩行動作の研究[II]”, 体育の科学, Vol. 29, No. 2, Page. 121-126. (1979).
- [4]J.R. Humm, G.F. Harris, W.G. Raasch, et al: “A Biomechanical Analysis Of Ballet Dancers On Pointe”, Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE, pp.374-375, (1994).
- [5]小島一成, 八村広三郎, 赤間亮: “伝統芸能における歩行動作の分析について”, 人文科学とコンピュータ研究会, Page. 15-20, (2005).
- [6]崔雄, 島田陽平, 牧田陽子, 吉村ミツ, 八村広三郎: “モーションキャプチャと生体情報の同時計測による舞踊動作の定量化”, DIA2006, Page. 245-248, (2006).
- [7]A. O. Perotto: “筋電図のための解剖ガイド”, 西村書店(1997-2).
- [8] David A. Winter: “Biomechanics and Motor Control of Human Movement”, Wiley Interscience (1990).
- [9]松井秀治: “運動と身体の重心-各種姿勢の重心位置に関する研究-”, 体育の科学社, (1958).