

コンピュータの活用によるCephalogram法の改良と 姿勢保持研究への応用

Computer-aided Cephalogram proves beneficial to postural control research

張 元¹⁾・渡部 和彦¹⁾

Yuan ZHANG¹, Kazuhiko WATANABE¹

Abstract

Research on postural sways has been performed for many years and the Cephalogram method is regarded as a conventional technique in this field. As the Cephalogram traces a subject's head movement with a brush pen, operations are usually complicated and its application is limited. This restriction of the recording method of the Cephalogram has led to its diminishment in recent research. A modern alternative to the conventional Cephalogram is analysis of the center of pressure (COP) by placing a force plate under the foot of a subject. However, in some specific movements, COP cannot represent the movement features of other parts of the body. As a method for directly recording the maintenance process of the body's standing posture by sketching movement trails of the head, the Cephalogram is still a vital method. In order to improve the conventional Cephalogram method, a computer-aided Cephalogram (CAC) based on image analysis is proposed in this paper. To demonstrate and test this CAC method, two experiments are carried out. One is analysis on stance movements: that of leaning forward from the waist and that of leaning forward from the ankle. The other analyses the postural sway in an archer's shooting moments. The results show that the CAC method can result in improvement in precision; moreover, it can discover movement features different from COP analysis. The CAC method is well suited for standing posture movement analysis and is beneficial in studies focusing on the function of the stability of posture.

Key words : computer, image analysis, Cephalogram, postural control, center of pressure

緒言

地球の重力に対抗して立位姿勢を保持することは、身体運動を行う際の基本的な条件の一つである。立位姿勢の保持においては生理学的特性として「姿勢動揺 (postural sway)」が認められる。それは姿勢における力学的な変動に対する情報感知とその情報に基づいた姿勢修正と調節のためである¹⁷⁾。

姿勢動揺に関する研究は古くから行なわれており、研究法もいくつか開発されてきた。なかでも、秋田法 (天秤を用いる方法) と Cephalogram 法 (頭頂動揺描写法) が代表的なものである。秋田法は一端を天秤上にナイフエッジを装置した板上に人を立位させることにより、身

体重心位置及びその動揺を観察・記録することができる。それを基にして微小な動きでも記録できる電気信号により、現在広く使われている足圧中心動揺計が作られた。しかしながら、体の動き方によっては、足圧中心動揺は必ずしも身体各部の位置変化と一致しない。立位姿勢動揺を記録するための方法として、頭頂部動揺描写法 (Cephalogram) が用いられた¹³⁾。その測定風景は Fig.1 に示すものである⁹⁾。Cephalogram 法は頭頂部に特殊な装置で筆を固定し、さらに頭上に設置した板に動揺軌跡を描かせる方法である。しかしながら、この記録方法上には限界があったため、最近ではほとんど用いられなくなった。その理由としては、操作が煩雑であることと記録した結果の活用方法が限られたためである。

ヒトの立位姿勢保持過程を直接的に記録する方法とし

1) 広島大学大学院教育学研究科 Graduate School of Education, Hiroshima University

て、Cephalogram法は頭頂部の動揺を記録することによって、姿勢動揺を直接的に観察でき、重要な手法の一つであることには変わりはない。そこで、新たにコンピュータによる画像解析法を応用することによって、Cephalogram法を発展させたいと考えた。すなわち、本研究では、Cephalogram法をより簡便にしかもより適切な情報を得ることができるように、コンピュータの活用によるCephalogram法（CAC法，Computer-Aided Cephalogram法）の検討を行った。



Fig.1 Sketch of the Cephalogram (福田, 1957).

実験その1

足圧中心動揺計を用いた立位姿勢の研究では、足圧中心動揺によって間接的に身体重心動揺を決定することができる²⁾¹⁴⁾²³⁾。しかし、安静立位時の身体各部位の動揺と足圧中心動揺を同時に測定し、それぞれの動揺特性および身体各部位との相互関係が検討され、立位姿勢の保持には足関節、股関節及び脊柱の関与が大きいことが認められている⁶⁾⁸⁾¹²⁾²⁴⁾。そこで立位での前屈、前傾動作など安静立位ではない姿勢条件では、各関節の関与がさらに顕著となり、足圧中心動揺はこの姿勢変化を十分反映できないと推測できる。本研究では、それを検証するために、CAC法を用いて、以下の実験を行った。

被検者

成人男女各1名を対象に実験を行った。

実験条件

実験手順

被検者は腰部で前方に約60度屈曲する動作（動作条件1）を10セット行った。また、足関節のみを用いてで

きる限り前傾する動作（動作条件2）を10セット行った。動作条件は測定範囲を考慮した上で規定したものである。また、被検者に腰部の屈曲動作を練習させ、 60 ± 5 度に統制した。1セットの内容は次のとおりである。検者は発声により時間の経過を被検者に伝えた。被検者はその時間に合わせて、同じ動作を15秒間に3回繰り返した。

被検者の身長、体重を測定した。

実験機材

実験中、被検者を $0.4\text{m} \times 0.6\text{m}$ のフォースプレート（KISTLE社製，Type 5007Y15）に立たせ、足圧中心（COP，Center of Pressure）の動揺信号を60Hzでコンピュータに取り込んだ。

また、被検者に密着できる使い捨て型の紙製の帽子を装着させ、帽子の頭頂点に $0.01\text{m} \times 0.01\text{m}$ のマークを貼付した。被検者の上方約1.5mの位置からデジタルビデオカメラ（SONY社製，SSC-DC25，レンズ6mm）を設置し、毎秒60コマで撮影した。画像をコンピュータに取り込み、画像解析ソフトWIN analyzeを用いて、頭頂部のマークを自動検出したうえでデジタイズし、頭頂部動揺を2次元座標に示した。キャリブレーションは自作の $0.3\text{m} \times 0.3\text{m}$ キャリブレーション用スケールを用いて、各被検者の頭頂部の高さで行った（実験機材などはFig.4と同様）。

ビデオカメラに撮影された同期シグナル用のネオンランプはフォースプレートのA/D変換ボードを通して、画像とフォースプレートのデータの同期シグナルとして用いた（Fig.4）。

解析方法

測定ノイズを濾過すること及びデータの比較に正確性を期すため、頭頂部動揺とCOP動揺に対して共通して5Hz高域遮断フィルタを通した。そして前後方向の頭頂部動揺及びCOP動揺の最大範囲を求めた。本実験では動きの大きい前後方向の動揺に着目するが、左右方向の動揺も同じ方法で考察してよいと考えられる。また、前後方向の頭頂部とCOP動揺の最大相互相関係数（絶対値が最も大きな相互相関係数）（MC）を求め、その最大値を示した隔たり時間を位相遅れ時間（LT）とした。頭頂部動揺がCOP動揺より先にピーク値に達す場合は正のLTとする。

統計処理

それぞれの被検者における頭頂部とCOPの解析項目の比較として、対応のあるt検定を用いた。有意水準は

危険率を5%未満とした。

結果及び考察

従来のCephalogram法では頭部にヘルメットを装着し、さらに筆を固定することは被検者に負担をかける。それに対してCAC法は被検者に負担をかけずに実験を行うことができたと考えられる。

動作条件1は動作条件2に比べると、二人の被検者ともCOP動揺距離に比べ頭頂部動揺の最大範囲が有意に長かった ($P<0.001$)。Fig.2に被検者1のデータを示した。動作条件1においては、腰部の可動域が高く、頭頂部がより大きく動いていたが、足関節、股関節などの動きによって身体の平衡を保ったため、COP動揺はそれほど大きくなかったと考えられる。一方、動作条件2においてはCOP動揺に他の関節の介入が少なく、足関節部のみで前傾を行うため、COP動揺はその動きをほぼ反映していると考えられる。また、頭頂部ではそのCOP動揺が拡大された動揺になったと推測する。

頭頂部動揺とCOP動揺の大きさが違うだけでなく、波形のパターンも異なる。被検者二人とも動作条件1では頭頂部動揺とCOP動揺の間に負のMC及び正のLTが得られた。動作条件2では、正のMC及び負のLTが得ら

Table 1 Cross correlation coefficients and phase differences. MC: maximum value of cross correlation coefficient, LT: lag time.

		Movement 1 (Mean±SD)	Movement 2 (Mean±SD)
Subject 1 (Male)	MC	-0.592±0.058	0.737±0.080
	LT (sec)	1.785±0.224	-0.196±0.023
Subject 2 (Female)	MC	-0.812±0.104	0.825±0.085
	LT (sec)	0.331±0.295	-0.014±0.001

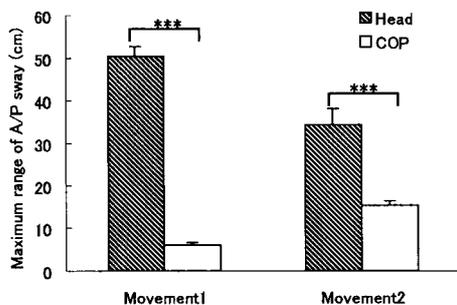


Fig.2 The maximum range of the A/P sways from movement 1 (Leaning forward from the waist) and movement 2 (Leaning forward from the ankle) in subject 1 of the Experiment 1. Values are mean ± SD. *** $p<0.001$.

れた (Table 1)。また、LTの絶対値も動作条件2は動作条件1より小さかった ($p<0.01$)。すなわち、動作条件1 (Fig.3a) では頭頂部の動きはCOPの動きに先行した。また腰部の動きによって二つの動揺の波形は反転した。動作条件2 (Fig.3b) ではCOPの動きが先行し、頭頂部は続いて同方向に動いていると理解される。

安定した立位姿勢を保持するためには、身体の下部に生じた動揺を上部の関節によってできるだけ小さくするほうがよいという考え方があった¹³⁾が、一方、安静立位姿勢では、各関節で動揺が変形され、身体の上部ほど動揺度の増加度が大きくなる傾向があるとの報告もある⁸⁾。すなわち、足底部から動揺が生じた場合には上部の関節の調節によって動揺を抑えて立位姿勢の安定を保つが、安静立位時では、下部の関節の動揺は身体の上部で拡大されたと考えられる。そこで、立位条件によっては、頭

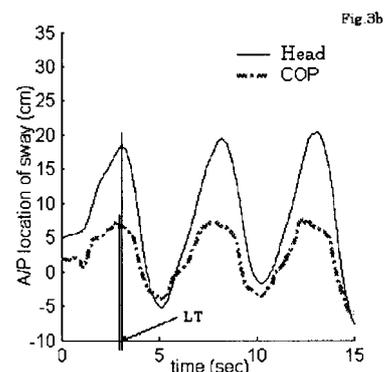
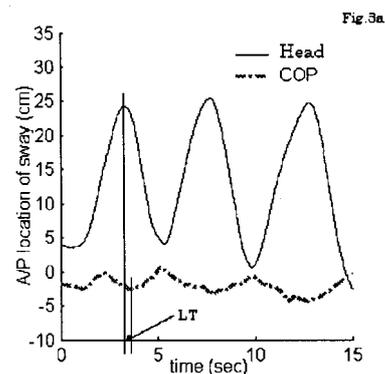


Fig.3 Comparison between the sways of head and COP at the archer's full drawing in experiment 2. The subject is requested to lean forward 3 times from the original standing position. In Fig.3a, the location of the head and COP of A/P position during the movement of leaning forward from the waist (movement 1) is illustrated. Here, MC=-0.898; LT=0.183s. In Fig.3b, the location of the head and COP of A/P position during the movement of leaning forward from the ankle (movement 2) is illustrated. Here, MC=0.946; LT=-0.020s.

頂部動揺とCOP動揺の違いもさまざまなパターンを示すものと推測される。本研究では、足関節から生じた動きは、COP動揺がそれをより直接的に反映するが、腰部での動きが入ると異なってくる。これは、立位の姿勢保持では、股関節まわりの制御が重要な役割をはたし¹²⁾、また身体質量の大部分が集中している上部のセグメントの動きが重心動揺に大きく影響したことが推測できる。本研究の結果では、COP動揺は必ずしも姿勢変化を反映するとは限らないと考えられる。頭頂部動揺は上半身の動きをより直接的に反映し、それに関与する主な関節によってCOP動揺との差異の生じ方も異なる。したがって、より客観的に立位姿勢を研究するためには、COP動揺の研究手法に加えてCAC法を用いることも有効な方法の一つであると考えられる。

本研究で取り扱った二種類の動作はCAC法により解析することができた。しかし、被検者の身長及びカメラの設置する高さにもよるが、カメラのレンズ上の制限で、本研究では精度の高い資料を得るにはキャリブレーション用スケールの0.3m × 0.3mのサイズは適切な測定範囲であると考えられる。また本研究における腰部前屈60度の姿勢はほぼ最大の測定範囲であり、足関節からの前傾は余裕があるとみられる。しかしながら、カメラのレンズや設置する高さなどを調節するなどの工夫によって、CAC法の測定範囲もかなり拡大できると考えられる。

実験その2

実験その1では、立位での動作における頭頂部動揺とCOP動揺の違いを示した。また、これに対してCAC法はCOP動揺とは別の側面を解析し得る測定法であることを確認した。そこで、CAC法をアーチェリー、弓道、射撃などの競技種目の姿勢分析に応用することにした。これらの競技は、身体運動の視点からは立位姿勢を基本とした静的な競技で、立位姿勢の動揺はパフォーマンスに直接大きな影響を与えることから注目される⁴⁾¹⁹⁾²¹⁾。上肢で弓、銃などを構え、エイミングし、さらにリリースする際の姿勢変化は、足圧中心動揺の変化のみならず、頭頂部動揺にも関心が向けられる。

実験その2では、足圧中心動揺に加え、CAC法で頭頂部動揺を記録し、大学アーチェリー部員の立位姿勢保持の特徴を検討することにした。

被検者

実験の目的と方法を説明したうえで、承諾を得たH大学アーチェリー部員13名を被検者とした。被検者の最高シングルベストスコアは 1027 ± 134 (Mean \pm SD)であった。

実験条件

実験手順

実験は、実験室内において行った。被検者は、6.5mの距離から前方に設置した標的に10回シューティングした。弓具は、各被検者が使い慣れた競技用の弓を使用した。実射実験とは別に、被検者に裸足で開眼ロンベルグ姿勢を保持させ、安静立位における30秒間の身体動揺を記録した。

被検者の身長、体重、背筋力を測定した。

実験機材

実験その1と同様のものを用いた (Fig.4)。

解析方法

頭頂部動揺とCOP動揺に対して共通して5Hz高域遮断フィルタを通した。前後、左右方向は被検者の体幹部の前額面により定義した。

本研究では姿勢が比較的安定しているリリース前2秒間をフルドロー時とした。フルドロー時及び安静立位時の頭頂部動揺及びCOP動揺のデータについて解析を行った。

合成速度及び前後、左右方向の速度

フルドロー時の身体動揺の測定中、前後及び左右方向の変化分から動揺軌跡長を求め、この動揺軌跡長から平均動揺速度を算出した。さらに、フルドロー時及び安静立位時の合成速度を求めた。

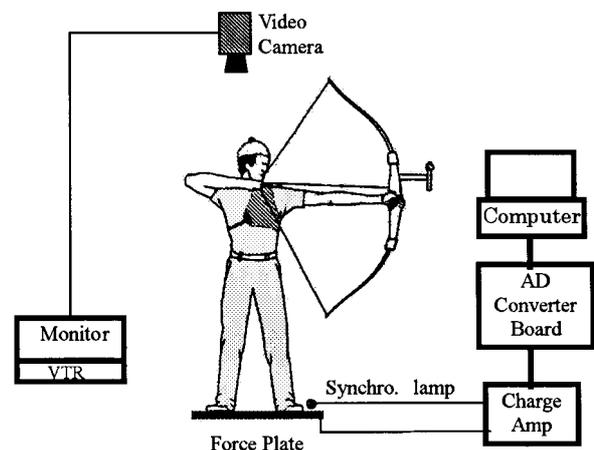


Fig.4 Experiment 2 setup.

動揺の大きさは、一定の重心高で比較するのが妥当と考えられるので、得られた値を身長で補正をすることが必要になる⁷⁾。本研究では、頭頂部、COP動揺ともに速度の身長補正を以下のように行った。

$$\text{補正值} = \text{実測値} \times (170/\text{身長}) \quad (1)$$

前後、左右方向の平均変動量 (RMS)

フルドロー時の平均変動量、つまり動揺軌跡中心から離れた各サンプリングの平均振幅を求めた。(1)式を用いて平均変動量の身長補正も行った。

最大エントロピー法による動揺波形のパワースペクトル

高い頻度で取られたCOP動揺、足圧中心の力の変化及び筋電図などの波形の解析には高速フーリエ解析法 (FFT) がよく用いられるが、本研究の画像解析では毎秒60コマであり、その方法を用いることは適切でないと考えられる。そこで、本研究では最大エントロピー法 (MEM) を用いた。MEMはFFTなどのスペクトル推定法に比べて、比較的短いデータからもスペクトルの推定が可能である。スペクトルの分解能が極めて高い、という有利性を有するという指摘があった¹¹⁾。

このようにしてフルドロー時の前後、左右方向のパワースペクトルを求めた。立位姿勢における身体動揺の周波数成分の分析が行われてきた⁸⁾²⁰⁾。これらの研究を参考した上で、フルドロー時の頭頂部とCOP動揺を分析するために、パワースペクトルは周波数帯域を0 - 0.5, 0.5 - 1, 1 - 2, 2 - 3, 3 - 4, 4 - 5Hzに区分し、5 Hz以下のパワースペクトルの総和に対する百分率を求めた。

統計処理

頭頂部とCOPの解析項目に関する比較では、対応のあるt検定を用いた。動揺速度と背筋力、平均変動量と背筋力の相関関係はPearsonの単相関を用いた。各統計処理の有意水準は、危険率5%を未満とした。

結果及び考察

頭頂部動揺とCOP動揺から見たフルドロー時の動揺特徴

本研究では頭頂部動揺と足圧中心動揺の違いが認められた (Fig.5)。左右方向の頭頂部動揺速度はCOPより有意に遅く ($P < 0.01$)、前後方向では有意差が認められなかった。しかし、頭頂部動揺の前後、左右方向の平均変動量はいずれもCOPより有意に大きかった ($P < 0.01$)。頭頂部動揺の0 - 0.5Hzの成分が主成分として約60%を占めていたのに対して、COP動揺では左右方向の0.5 - 1Hzの成分が比較的多く、前後方向では0 - 0.5Hzの成分と0.5 - 1Hzの成分とも多かった。すなわち、頭頂部動揺は足圧中心動揺と比べると、その動揺範囲は大きい

が、よりゆっくりとした動揺パターンであることが認められた。

安静立位姿勢のCOP動揺においては、前後方向は左右方向より動揺が大きいという指摘があった¹⁰⁾。しかし、本研究のフルドロー時の立位姿勢は異なる傾向が見られた。頭頂部動揺において、左右方向と前後方向の速度、平均変動量、0 - 0.5Hzのパワースペクトルの間に有意差が認められなかった。COP動揺において、左右方向と前後方向の速度の間に有意差が認められなかったが、平均変動量 ($P < 0.01$) 及び0 - 0.5Hzのパワースペクトル ($P < 0.01$) では、いずれも左右方向は前後方向より大きい値を示した。この特異性をもたらした理由はフルドロー時の独特のフォームに理由があると思われる。すなわち、腰の位置から上体の捻りが入る、弓の重量及び弦の牽引動作は体に負担をかける、両足を開いて立つ、フルドロー時ではエイミングを行う、ということなどが挙げられる。このようにCAC法とフォースプレートの併用により、フルドロー時の立位姿勢の特徴がより明白になったと考えられる。

頭頂部動揺とCOP動揺から見たフルドロー時の姿勢の安定性に関する要因

体幹の姿勢保持に脊柱起立筋が体幹部の前方屈曲に際して、それと対抗して後方へ引く作用によって体幹の姿勢保持されるという指摘もある¹⁾²²⁾。また、アーチェリー競技の姿勢保持では、上肢と体幹部の筋群がより一層関与しているとの報告がある⁵⁾¹⁵⁾¹⁶⁾。本研究では、アーチェリー競技において必要な立位姿勢の保持のために重要な背筋力について検討した。立位姿勢における動揺量が少ない者ほど射撃時の立射姿勢の動揺量も少ない傾向にあるとの報告がある³⁾。また、身体動揺には個人差があり、ある姿勢で身体動揺が大きい者は、他の姿勢においても身体動揺が大きいということが指摘されている¹⁸⁾。したがって、本研究では「(フルドロー時動揺速度 - 安静立位動揺速度) / 安静立位動揺速度」の式を用いて、安静立位時の動揺を基準にしたフルドロー時の合成速度の変化率を求めた。その頭頂部動揺の変化率と選手らの背筋力との間には有意な負の相関 ($r = -0.519, P < 0.05$, 両側) が認められた。また、頭頂部の左右方向の平均変動量と被検者の背筋力との間には有意な負の相関 ($r = -0.691, P < 0.05$, 両側) が認められた。すなわち、背筋力が大きい選手ほど頭頂部動揺度が少ないことが認められた。つまり、CAC法は上半身の動揺に大きく関与する背筋について検討することができ、今後の姿勢研究にも活用できると考えられる。

アーチェリー選手のフルドロー時の動作に関する研究

Table 2 Comparison of statistics between the sways of head and COP at the archer's full drawing in experiment 2.

Head		COP
Speed	<	Speed
RMS	>	RMS
P _{0~0.5}	>	P _{0~0.5}

Table 3 Comparing of statistics between the M/L and A/P sways of the head and COP at the archer's full drawing in experiment 2.

Head			COP		
M/L		A/P	M/L		A/P
Speed	<	Speed	Speed	<	Speed
RMS	>	RMS	RMS	>	RMS
P _{0~0.5}	>	P _{0~0.5}	P _{0~0.5}	>	P _{0~0.5}

では、頭部、肘、弓の動揺を記録する研究¹⁹⁾と足圧中心の力の変化を記録した研究²¹⁾などがあるが、姿勢の安定性とアーチェリー競技レベルとの関係については異なる結論が得られている。この違いをもたらした要因としては、被検者の競技レベル及び実験手法によるものと推測される。本研究において、頭頂部動揺とCOP動揺はいずれも被検者の競技レベルとの間に有意な相関が認められなかった。これは被検者の競技レベルが低い、例数の要因、被検者らのレベルの差が小さいことによるものと推測する。しかし、本研究で用いた測定方法、頭頂部動揺とCOP動揺を併せて分析する手法は、総合的評価が可能となり、競技レベル及びスキルレベルの異なるアーチェリー選手の姿勢動揺分析などに有用であろうと考えられる。

結 論

本研究では、姿勢保持機能の分析において、足圧中心動揺の記録に加えてCAC法を検討した。CAC法のメリットを検証するために、腰部と足関節部前傾の動きによる姿勢動揺の違いを比較した。また、アーチェリー競技におけるフルドロー時の立位姿勢動揺の特徴を検討した。二つの実験において、頭頂部動揺とCOP動揺における動揺距離、相互相関関係、動揺速度、平均変動量、波形のパワースペクトルなどの比較を行った。これらの結果から、以下に結論をまとめた。

CAC法は頭頂部動揺がCOP動揺と異なる姿勢・動作

条件の解析に有効に応用し得るであろうと考えられる。研究目的に応じて、姿勢保持機能を解明するために、CAC法は一つの重要な方法だと考えられる。

Cephalogram法を改良したCAC法はより精密なデータが得られ、さらにデータのデジタル化によって、COP動揺の解析に用いられた解析方法がほぼ適用され得ると考えられる。また、従来のCephalogram法と比較してCAC法は被検者に負担をかけない利点があると思われる。

CAC法の適用範囲は立位姿勢保持機能の分析が中心であるが、トレッドミルの上でジョギング、ウォーキング時のダイナミックな動きでの頭頂部動揺の記録にも応用できると考えられる。また、CAC法はアーチェリー、弓道、射撃などの頭頂部動揺を重視する競技への応用研究としての活用が期待できるであろう。

文 献

- 1) Asmussen, E(1960): The weight-carrying function of the human spine. Acta Orthop. Scand 29: 276-290.
- 2) Balasubramaniam, R., Riley, M.A. and Turvey, M.T. (2000): Specificity of postural sway to the demands of a precision task. Gait & Posture 11(1): 12-24.
- 3) 出村慎一・藤原勝夫・吉村喜信・南 雅樹・小林秀紹(1994): 射撃パフォーマンスと銃口及び身体の動揺量の関係．金沢大学教育学部紀要(自然科学編) 43: 7-14.
- 4) Era, P., Konttinen, N., Mehto, P.S., Lyytinen, H. (1995): Postural stability and skilled performance: A study on top-level and naïve rifle shooters. J. Biomechanics. 29(3): 301-306.
- 5) 淵本隆文・柿本博司・辻 幸治・金子公宥(1991): アーチェリーのバイオメカニクス的研究: 特にエイミングの調整について．大阪体育大学紀要 22: 121-129.
- 6) 藤原勝夫・池上晴夫(1981): 足圧中心位置と立位姿勢の安定性との関係について．体育学研究 26(2): 137-147.
- 7) 藤原勝夫・池上晴夫・岡田守彦・小山吉明(1982): 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与．人類学雑誌 90(4): 385-400.
- 8) 藤原勝夫・小山吉明・池上晴夫・岡田守彦(1982): 立位姿勢における身体動揺の分析．姿勢研究 2(1): 1-8.
- 9) 福田 精(1957): 運動と平衡の反射生理．医学書

- 院：東京 . pp.72-85 .
- 10) 五島桂子 (1986) 重心動揺検査の検討 - コンピュータ分析における検査項目と正常息 - . *Equilibrium Res* 45 : 368-387 .
- 11) 日野幹雄 (1977) スペクトル解析 . 朝倉書店：東京 . pp.83-94 .
- 12) Horak, F. B. and Nashner, L. M. (1986) : Central programming of postural movements : adaptation to altered support surface configurations. *J Neurophysiol* 55 : 1369-1381.
- 13) 猪飼道夫 (1944) : 直立姿勢の研究 . *日本生理誌* 9 : 197-222 .
- 14) Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M. G. and Gilchrist, L. (1993) : Trajectory of the boy COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait and posture* 1 : 9-22.
- 15) 西園秀嗣・中川功哉・須田 力・斎藤勝政 (1984) : アーチェリーのシューティングにおける筋の作用機序及びリリース時の筋放電休止の出現 . *体力科学* 33 : 17-26 .
- 16) 落合忠士 (1981) : アーチェリーシューティングにおける主要動作筋の検索とそのトレーニング方法に関する研究 . 昭和55年度日本体育協会スポーツ医・科学研究報告 第4報 : 91-101 .
- 17) Riley, M.A., Mitra, S, Stoffregen, T. A. and Turvey, M. T. (1997) Influences of body lean and vision on postural fluctuations in stance. *Mot Control* 1 : 229-246.
- 18) 佐々木武人 (1987) : 直立姿勢の安定性と感覚系 . *福島医学雑誌* 37(1) : 95-107 .
- 19) Stuart, J. and Atha, J. (1990) : Posture consistency in skilled archers. *Journal of Sports Sciences* 8 : 223-234.
- 20) 米田 敏・徳増厚二 (1982) : 正常人の直立時重心動揺の周波数分析 (1) - 視覚・足底支持面の影響 - . *Equilibrium Res* 41 : 55-60 .
- 21) 渡辺一志・田中喜代次・中塘二三生・福田 隆・辻幸治 (1987) : アーチェリー競技のフルドローにおける呼吸位相と身体動揺 . *大阪市立大学保健体育学研究紀要* 22 : 17-20 .
- 22) 渡部和彦 (1970) : 姿勢の研究 脊柱起立筋の機能 . *体育学研究* 14 : 157 .
- 23) Winter, D. A. (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* 3(4): 193-214.
- 24) Woollacott, M. H., Shumway, C. A. and Nashner, L. M. (1986) : Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int. J. Aging Hum. Devel.* 23 : 97-114.