

常時利用可能なヘッドホン型身体バランス状況モニタ A Wearable Sense of Balance Monitoring Headphones

松下 宗一郎† 細井 悠貴‡ 岩渕 圭太†
Soichiro Matsushita Haruki Hosoi Keita Iwabuchi

1. はじめに

人間の身体バランス感覚(平衡感覚)は、内耳における運動知覚、視覚、そして皮膚直下における力覚といった感覚器官からの信号が、前庭神経核にて統合されることにより維持されている。このため、これらの感覚器官や関係する神経系に何らかの異状が発生した場合、身体バランス感覚の失調を引き起こすこととなる。このような失調の程度を評価する方法としては、被験者が30秒ないし1分間といった比較的短い時間直立静止している際の体重心の位置動揺を計測する重心動揺検査と呼ばれる手法が知られており、医療現場において広く用いられている[1]。ここで重心動揺検査では、平らな床面上に置かれた体重計状の装置(重心動揺計)により被験者の足裏における加重分布を計測することで体重心位置を推定し、その特徴的な運動パターンから様々な病理学的な原因同定を行っている。

一方、健常者においても身体バランス感覚の維持状態に変化が生じる場合が少なからず存在する。例えば、過労や睡眠不足等により、直立静止していることに困難を感じることもある。また、身体に震えがくるといった視点からは、極度に緊張していたり、何らかの原因によって大きな感情変化が生じるような場合に、身体バランスの維持機能に変化が生じることが予見される。ここで、重心動揺検査の手法により、健常者において生じる身体バランス感覚失調の状況を観測することも考えられるが、計測装置の特性上いつでもどこでも手軽に実施することは困難である。また、被験者の腰裏に加速度センサを取り付けることで、直立静止時に計測される加速度信号が重心動揺計からの重心位置運動信号と高い相関を有していることが報告されているが、重力加速度による誤差を除去するために被験者へのセンサ装着位置を常に補正しなければならないことから、いつでもどこでも手軽に利用することは困難である[2]。

そこで、本研究ではヘッドホン型の高感度な運動計測デバイスを用い、被験者の頭頂部における微弱な運動信号から、身体バランス感覚機能の状態を推定する手法の提案を行っている[3][4]。この手法では、地表面に対し水平な面内における2軸加速度ベクトルの時間軌跡長(ATL: Acceleration Trace Length)を評価指標として用いることで、軽運動負荷によって一時的に軽い失調に陥った身体バランス感覚機能が短時間の間に回復していく過程を観測している。そして、運動パラメータATLでは加速度ベクトルの時間差分を用いることで重力による誤差成分を軽減

し、ヘッドホンの装着状態や身体姿勢の変動に対しロバストな計測を行えることを見いだしている。また、重心動揺検査と同時にヘッドホン型デバイスによる計測を行った結果、運動パターン信号の間にはほとんど相関関係が見られなかったことから、両者は異なった視点からの身体バランス状況推定を行っていることが示唆されており[3]、ヘッドホン型デバイスを用いた身体バランス状況推定を新しい計測手法として確立する必要がある。さらには、頭頂部での運動計測では、腰裏位置による運動計測では大きな問題となる呼吸運動によるアーチファクトの影響がほとんどないことに加え、視覚、聴覚といった人間の主要な知覚器官の大半が集中しており、その姿勢維持の状態を観測することで、より知覚機能と関係性の深い情報が得られる可能性があることから、いつでもどこでも気軽に装着して使用することのできるヘッドホンという形態を生かすことで、より広い応用範囲に適用していただけることが期待される。

本論文では、ヘッドホン型運動計測デバイスによる直立静止時の運動計測手法について、従来の加速度センサに加え、高感度な角速度センサを集積した小型6軸モーションセンサを用い、磁気式3次元位置センサを運動計測のリファレンスとして併せて使用することで、計測手法としての諸特性を明らかにする。続いて、被験者の安静時ならびに軽運動負荷時における運動センサ信号の解析を通じ、ATLを含めた種々の運動パラメータが有する特性を評価することで、ヘッドホン型デバイスによる身体バランス状況推定手法の定式化を行うとともに、運動パラメータに対する擾乱要因の解析結果を示す。そして、健常者に対する長期間での体調観測実験を通じて、常時利用可能なヘッドホン型身体バランス状況モニタの有効性について議論する。

2. ヘッドホン型運動計測システム

図1にヘッドホン型運動計測システムの構成を示す。このシステムでは、リファレンスとなる磁気式3次元位置センサ(Polhemus社Liberty240, サンプル周波数240Hz)に加え、運動センサとして加速度3軸、角速度3軸の6軸モーションセンサ(Epson Toyocom社AH-6100LR)を使用している。ここで、運動センサの感度(分解能)ならびに周波数特性については、雑音信号レベルならびに従来の研究結果[4]によって決定しているが、その妥当性については磁気式3次元位置センサによる計測信号解析結果とともに検証していく。続いて図2は運動計測実験における運動座標系の位置関係を計測システムの配置とともに示したものであるが、絶対座標系にて得られる磁気式3次元

† 東京工科大学コンピュータサイエンス学部

‡ 東京工科大学大学院コンピュータサイエンス専攻

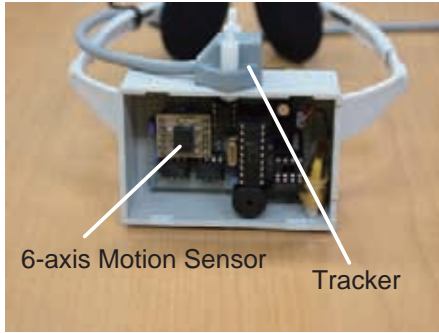


図1 ヘッドホン型運動計測システム

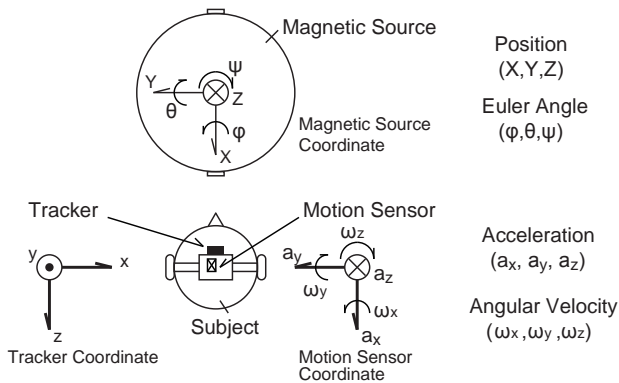


図2 運動計測における座標系

表1 6軸モーションセンサの性能諸元

Parameters	Accelerometer	Gyroscope
Measurement Range	± 3g (1g=9.8m/s ²)	± 70 deg/s
Bandwidth (-6dB)	50Hz	50Hz
Sampling Frequency	100Hz	100Hz
Resolution (12-b A/D)	1.8mg	0.035deg/s
Noise (rms)	0.9mg	0.051deg/s

位置センサの座標値(位置座標 X, Y, Z 並びに、トラッカーの姿勢オイラー角 ϕ, θ, ψ) に対し、6軸モーションセンサで観測される加速度及び角速度とに大別されている。ここで、オイラー角 ϕ, θ, ψ はそれぞれ X 軸, Y 軸, Z 軸まわりの回転角であるが、回転順は Z, Y, X の順となっている。尚、トラッカーと6軸モーションセンサとはできる限り近接させるとともに、座標軸の直交関係が保たれるように設置している。また、6軸モーションセンサの性能諸元を表1に示す。

続いて、運動計測の精度を確認するため、磁気式3次元位置センサからの信号を用いてトラッカー位置にて観測される加速度及び角速度を計算した。ここでは、被験者にヘッドホン型運動計測システムを装着した状態にて運動計測を行っており、約100秒間の直立静止において、加速度誤差が実効値にて約5mg、角速度誤差は約0.03deg/sであった。尚、加速度ならびに角速度の導出では座標値の計測結果に含まれる雑音信号の影響を非常に大きく受けることから、25点のサンプリング点による回帰分析により雑音の低減を図ることで、6軸モーションセンサの分解能に近い計測精度が得られている。

表2 運動パラメータ選定における実験手順

a) At Rest	> 30 min.
b) Motion Measurement1 (at rest)	2 min.
c) At Rest	> 10 min.
d) Physical Stress 105-step climb-up (100 steps/min.) + 1min. Walking	2 min.
e) Motion Measurement2 (physical stress)	2 min.

表3 トラッカーによる運動計測結果

Minimum signal level	Position(cm)			Euler Angle (deg)			
	X	Y	Z	ψ	θ	ϕ	
at rest	Peak-to-peak	2.78	1.48	0.28	1.29	1.31	2.55
	rms	0.55	0.22	0.07	0.28	0.18	0.42
physical stress	Peak-to-peak	2.99	1.25	0.30	1.47	1.30	3.71
	rms	0.57	0.23	0.06	0.31	0.25	0.68
Noise	p-p	0.004	0.012	0.009	0.014	0.029	0.015
	rms	0.001	0.002	0.001	0.003	0.004	0.004

N = 6

3. 運動パラメータの選定

3.1 運動信号計測システムと要求性能の検証

表2に示すような実験手順により、計6名の健康な被験者(20歳~22歳男性3名, 20歳女性2名, 46歳男性1名)について、身体バランス状況をより的確に表現している運動パラメータの選定を試みた。ここで、6名の被験者については計23名の被験者を直立静止時に観測される運動の激しさにて3つのグループに分け、各グループを代表する2名ずつを選出した。実験手順では、まず最初に30分以上の休憩時間をおく事で、計測前に行った運動等の影響を除去した後、安静時(at rest)の運動信号を静止直立状態にて計測する。続いて、約2分間(信号計測を行っているのはヘッドホンを被験者に手渡してから約20秒後より約100秒間)の静止直立状態によってわずかながら蓄積される身体的疲労の影響を除去するため約10分間以上の休憩時間をおいた後、約1分間の階段昇り(高低差約18.3メートル)による軽運動(physical stress)を行う。そして、更に約1分間の比較的ゆっくりとした歩行により心拍ならびに呼吸の乱れを十分に軽減した後に、約2分間の運動信号計測を再び実施している。ここで、階段昇り運動による軽運動負荷を規格化するため、メトロノームにより歩行ペースを1分間あたり100歩としている。尚、運動計測では視線運動による影響を抑制するため、前方約2メートル程度の位置に目標となる目印を設置し、被験者にその旨の指示を行った。また、直立静止では、できる限り身体バランスを安定させるために肩幅程度に足を少し広げ、両手を体側に当たらないように自然に下げた姿勢としている。

表3は磁気式3次元位置センサによる計測結果であり、絶対座標系での位置ならびにオイラー角の変位の様子を示している。ここでは、安静時(at rest)と運動負荷時(physical stress)において、最も信号が小さかった被験

表4 6軸モーションセンサによる運動計測結果

Minimum signal level	Acceleration (mg) $1g = 9.8\text{ms}^{-2}$			Angular Velocity (deg/sec)			
	a_x	a_y	a_z	ω_x	ω_y	ω_z	
at rest	Peak-to-peak	36.7	51.1	11.1	3.19	1.74	3.12
	rms	5.2	9.5	1.1	0.44	0.22	0.34
physical stress	Peak-to-peak	47.7	65.8	14.8	5.20	2.78	3.01
	rms	6.3	11.5	1.6	0.56	0.38	0.41
Noise	p-p	5.5	5.5	3.7	0.31	0.35	0.39
	rms	0.8	0.9	0.9	0.05	0.05	0.05

N = 6

者のデータを記載しており、運動計測システムに要求される計測感度を見積もることができる。そして、ヘッドホン型運動計測システムを机上に固定した際に計測される雑音信号強度から、今回の実験では十分に大きな信号対雑音比が得られていることが分かった。一方、各運動信号の周波数スペクトルより、運動信号の最高周波数成分はおよそ30ないし40Hz程度であり、磁気式3次元位置センサのサンプリング周波数(240Hz)ならびに6軸モーションセンサの周波数帯域(50Hz)にて十分に観測を行えることが確認された。続いて、表4は6軸モーションセンサによる加速度、角速度の計測結果を示しているが、被験者の運動信号を解析することが可能な信号対雑音比を得られていることが分かった。尚、表4に記載の各パラメータは磁気式3次元位置センサからの信号より計算にて求めることができるが、先に述べた25サンプリング点による回帰分析処理により高周波成分に対する精度が低下しており、とりわけpeak-to-peak値において大きな差異が生じることから、6軸モーションセンサによる計測結果を記載している。ここで、表3と表4を比較すると、最も身体運動が微弱であった被験者について、安静時と運動負荷時の運動パラメータの間にもどのような関係があるのかを見積もることができる。すなわち、表3の結果からは、安静時と運動負荷時における運動信号強度の間に大きな違いが見られないのに対し、表4では若干ながら両者の違いが大きくなっている。このことは、身体バランス状況の分析では絶対位置座標や絶対角度座標よりも、これらを時間微分することによる速度や加速度といった運動パラメータの方がより有意な情報を有していることを示唆していると考えられ、従来の研究報告における結果と一致している[4]。更には、表4の結果よりモーションセンサに要求される計測精度を考えると、少なくとも安静時の運動信号を、雑音信号に対し十分な信号対雑音比にて観測できる必要があることから、加速度については水平面内(a_x, a_y)にて約5mg、鉛直方向(a_z)にて約1mg程度の感度ならびに分解能が必要となる。但し、文献[4]にて報告しているように、鉛直方向の加速度を用いなくとも身体バランス状況の観測を十分行えることから、少なくとも水平面内における加速度に対する要求性能を達成していれば良いと考えられる。そして、角速度については全ての軸について、約0.2deg/sec以下程度の感度及び分解能を有することが望ましいことが分かった。なお、

表5 運動パラメータの候補と定義

$\Delta R(t) \equiv R(t+\Delta t) - R(t)$, $R(t) = (X(t), Y(t), Z(t))^T$	
$\Delta V(t) \equiv V(t+\Delta t) - V(t)$, $V(t) \equiv \frac{dR(t)}{dt}$	$\Delta A(t) \equiv A(t+\Delta t) - A(t)$, $A(t) \equiv \frac{dV(t)}{dt}$
$\Delta E(t) \equiv E(t+\Delta t) - E(t)$, $E(t) = (\varphi(t), \theta(t), \psi(t))^T$	
$\Delta \omega(t) \equiv \omega(t+\Delta t) - \omega(t)$, $\omega(t) = (\omega_x(t), \omega_y(t), \omega_z(t))^T$	
$\Delta \omega a(t) \equiv \omega a(t+\Delta t) - \omega a(t)$, $\omega a(t) \equiv \frac{d\omega(t)}{dt}$	Integration time $T_i = 10\text{sec}$
$PTL \equiv \sum_{t=0}^{T_i} \Delta R(t) $	PTL : Position Trace Length (cm sec)
$VTL \equiv \sum_{t=0}^{T_i} \Delta V(t) $	VTL : Velocity Trace Length (cm)
$ATL \equiv \sum_{t=0}^{T_i} \Delta A(t) $	ATL : Acceleration Trace Length (cm/sec)
$ETL \equiv \sum_{t=0}^{T_i} \Delta E(t) $	ETL : Euler angular Trace Length (deg sec)
$AVTL \equiv \sum_{t=0}^{T_i} \Delta \omega(t) $	AVTL : Angular Velocity Trace Length (deg)
$AATL \equiv \sum_{t=0}^{T_i} \Delta \omega a(t) $	AATL : Angular Acceleration Trace Length (deg/sec)
$AVrms \equiv \sqrt{\sum_{t=0}^{T_i} E\omega(t) ^2}$	AVrms : Angular Velocity (r.m.s.) (deg/sec)

これらの要求性能値については、23名全ての被験者に対し、ほぼ同じ値となることを確認している。

3.2 運動パラメータの定義

磁気式3次元位置センサならびに6軸モーションセンサにより直接計測される運動信号は、絶対位置座標R、オイラー角E、加速度a、角速度 ω であるが、重力加速度の影響を回避しつつ、「運動の激しさ」を表現できるような量を考えた時、表5に示すような運動パラメータが導出可能であるパラメータの候補として挙げられる。ここでは、例えば絶対位置座標における移動距離に相当する位置軌跡長PTLでは、X軸、Y軸、Z軸の各軸ごとの移動距離といったパラメータに分けることも考えられるが、センサの取り付け姿勢に依存しない結果が得られることから、3軸全てを考慮した運動パラメータについて解析を行うこととした。そして、文献[4]におけるATLの積算時間特性の観測結果から、積算時間 T_i として10秒間を採用し、角速度の実効値AVrms(deg/sec)については10秒間における角速度二乗平均値の平方根として表記することとした。また、各軌跡長は1秒間あたりの量として表記し、例えば10秒間の位置軌跡積算長が5cmであった場合、位置軌跡長PTLは0.5cm/secのように表示することとする。ここで、各軌跡長は1秒間の積算値という意味をもつことから、単位としては元となる物理量に秒(sec)を乗じたものとなっており、例えば物理量としての力積が力[N]に作用時間[sec]を乗じて[N sec]と表記されることに対応している。尚、加速度軌跡長ATL(cm/sec)や角速度軌跡長AVTL(deg)、角加速度軌跡長AATL(deg/sec)のように、磁気式3次元位置センサによる計測結果より計算される値と6軸モーションセンサの計測結果からの値の2種類が存在するため、6軸モーションセンサによって計算された運動パラメータについては、末尾に6という数字を付して区別することとする。

3.3 運動パラメータの評価

ここでは先に述べた6名の健常な被験者に対して各種の運動パラメータを計算し、身体バランス状況をより良く反映しているパラメータの選定を試みる。図3は、ある被験者1名について、安静時(at rest)及び運動負荷時(physical stress)のPTL, ATL及びAATLを計算した結果である。ここで、PTLは時間に対しやや不安定な挙動を示しており、疲労回復を示唆するような特徴を見いだせないことが分かる。一方、ATL並びにAATLについては、運動負荷時において時間とともに単調に減少しているのに対し、安静時にはほぼ一定値を保っていることから、被験者の身体状況を反映している可能性があることが分かる。ここで、被験者によってはPTLにおいても運動負荷時において単調減少的な挙動を示す場合があることから、統計的なデータ処理手法によって運動パラメータの評価ならびに選定を試みることにした。そして、運動パラメータの良さを評価する基準として、(1)安静時において運動パラメータの値が安定していること、(2)運動負荷時において運動パラメータの値が単調に減少していること、の2点に着目して分析を行った。

まず最初に、安静時におけるパラメータ値の安定度については、測定時間内(約100秒間)におけるパラメータの標準偏差を平均値で除した値を相対的な安定度として考える。続いて、運動負荷時におけるパラメータ y の単調減少傾向については、運動負荷後の経過時間 t (sec)に対する指数関数的な減衰曲線のモデルとして、

$$y = A + B \exp(-Ct) \quad (A, B, C \text{ は係数})$$

を用い、誤差最小二乗の手法によって A , B , C の値を決定することで、モデル曲線と実際の計測データとの類似度を信頼係数 R^2 という形で表現する。表6は、6名の被験者における安定度と信頼係数 R^2 をそれぞれの運動パラメータについて計算し、これらの評価指標の平均値及び標準偏差 σ について表記したものである。ここで、図3に示したデータに対する信頼係数 R^2 は、PTL, ATL, AATLについてそれぞれ0.48, 0.83, 0.86であり、PTLについては減衰曲線モデルから大きく外れていることが分かる。そして、表6からも、まず最初にPTLについて、安定度及び信頼係数の両者ともに他の運動パラメータと比較して劣る結果となっていることが分かる。また、他のパラメータについては信頼係数がいずれも0.7~0.8程度とかなり高い値を示しており、軽運動からの疲労回復過程における身体バランス状況の単調な回復を表現できていることが見て取れる。一方、AVrmsについては安静時の安定度が全てのパラメータの中で最も悪く、総合的には低い評価にとどまっている。また、表6において特筆すべき事項としては、時間微分(時間差分)の演算により本来であれば雑音成分がより強調され、信号対雑音比が大きく低下してしまうことが予想される時間微分系の運動パラメータ(VTL, ATL, AVTL, AATL)において、安定度が時間微分前よりも向上していることが挙げ

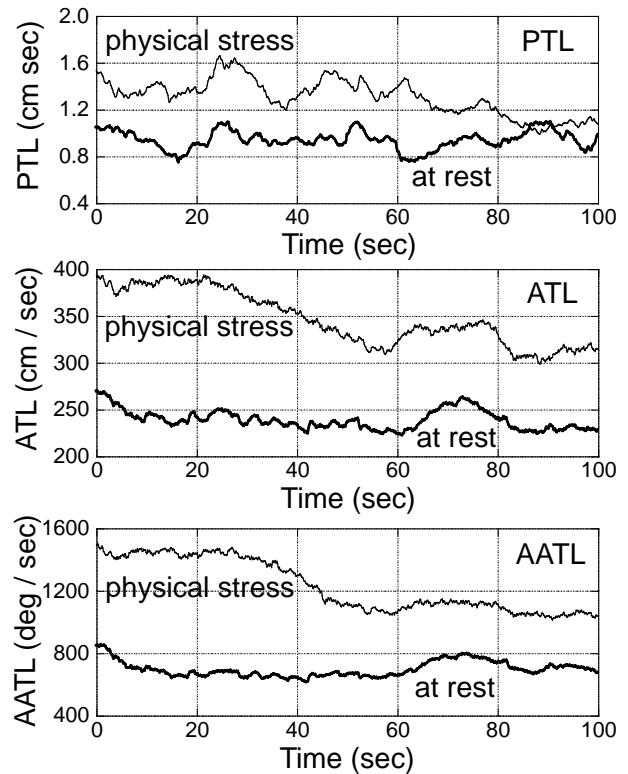


図3 運動パラメータ PTL, ATL, AATL の時間変化

表6 運動パラメータの性能比較

		PTL	VTL	ATL	ETL	AVTL	AATL	AVrms
at rest	Stability(%)	11.4	7.5	6.0	9.0	8.3	7.8	13.6
	$\sigma_{\text{Stability}}$ (%)	4.0	3.6	2.6	4.2	2.6	3.4	7.3
physical stress	R^2	0.42	0.74	0.70	0.75	0.80	0.81	0.75
	σR^2	0.26	0.14	0.21	0.16	0.12	0.15	0.23

N = 6

られる。このことは、位置座標や姿勢角度といった絶対値ではなく、速度や加速度といった相対的な運動パラメータの方が身体バランス状況の変化をより良く反映していることを示していると考えられ、加速度や角速度といった時間微分系の運動パラメータを計測するモーションセンサを用いた身体バランス状況モニタの有効性を示唆している。この反面、磁気式3次元位置センサをはじめとする絶対位置を取得するシステムでは、得られた測定値を時間微分する際に生じる雑音成分増大の影響をより多く受けることに加え、磁場ソース等の装置を別途設置する必要があることから、常時利用という視点からは不向きである。尚、磁気式3次元位置センサによる計測と同時に行った6軸モーションセンサによる運動信号計測結果より、導出可能な運動パラメータであるATL6, AVTL6, AATL6, AVrms6について、安定度ならびに信頼係数の評価を行ったところ、ATL, VTL, AATL, AVrmsとほぼ同様な結果が得られている。また、これらのパラメータに加え、従来の研究[3][4]において用いられてきた2軸(X, Y軸)での加速度軌跡長ATLxy6

表7 6軸モーションセンサによる運動パラメータの値

Motion Sensor	Accelerometer		Gyroscope		
	ATL6 (cm/s)	ATLxy6 (cm/s)	AVTL6 (deg)	AATL6 (deg/s)	AVrms6 (deg/s)
At Rest					
Average	389	324	28.7	2714	1.05
σ	97	84	9.3	601	0.64
σ /Average	0.25	0.26	0.33	0.22	0.61
Maximum	770	653	83.3	6515	7.09
Minimum	215	169	16.0	1949	0.62
Max./Min.	3.57	3.88	5.20	3.34	11.4
Noise	173	126	10.3	1771	0.14

N = 6

を含めた5種類の運動パラメータについて、6名の被験者における安静時の値を集計した結果を雑音信号測定の結果とともに表7に示す。ここでは、位置座標や角度座標といった信号に比べ、特に軌跡長系のパラメータについて時間微分により信号対雑音比が悪化していることが分かる。これは、雑音信号における高い周波数成分により、本来はゼロとなるべきである各軌跡長が大きな値をとっているためであるが、10Hz以下といった比較的低い周波数範囲に大きな運動成分をもつ被験者からの信号とともに計測を行うことで、雑音信号の高周波成分による影響が大きく軽減されていると考えられる。一方、角速度実効値AVrms6のような周波数成分ごとの重ね合わせにより構成されるパラメータでは、このような雑音成分の軽減作用は発生しないことから、信号対雑音比という視点からは軌跡長が特に不利とはなっていないものと考えられる。そこで、空調機器の振動により大きな雑音信号が観測されるような環境にて実験を行った結果、被験者に運動センサを装着することにより雑音の影響が大きく軽減されていることを確認され、軌跡長を用いることで、身体バランス状況モニタを利用できる環境条件が緩和されていることが分かった。

以上より、3軸加速度及び3軸角速度センサを用いた6軸モーションセンサにおいて、身体バランス状況を反映する運動パラメータを高い信頼性にて得られる可能性が見いだされたことから、より多くの被験者ならびに幅広い実験条件にて運動パラメータの評価実験を行うこととした。

3.4 6軸モーションセンサのみによる評価実験

図1に示したヘッドホン型運動計測システムより磁気式3次元位置センサ(トラッカー)を取り外し、6軸モーションセンサのみを用いた運動信号計測実験を実施した。ここで、ヘッドホンの総重量はバッテリーを含めて約120グラム程度と軽量であり、電源を投入して被験者に手渡すのみにて手軽に計測を行える構成となっている。この結果、より多くの被験者について運動信号計測実験を行うことが可能となったことから、直立静止での計測実験について過去に全く経験のない10名の健常な被験者(19歳~23歳, 男性10名)を先の6名に加えた計16名の被験者にて、

表8 6軸モーションセンサによる運動パラメータ比較

		ATL6	ATLxy6	AVTL6	AATL6	AVrms6
at rest	Stability(%)	3.8	4.4	5.6	3.2	9.3
	σ Stability (%)	2.4	2.8	3.5	2.4	5.4
in stress	R ²	0.73	0.71	0.73	0.72	0.67
	σ R ²	0.25	0.24	0.23	0.26	0.25

N = 16

表2に示した安静時、運動負荷時の手順による計測実験を行った。その結果、安静時における運動パラメータの安定性並びに、運動負荷時における単調減少曲線への回帰における信頼係数について、表8に示す結果を得た。ここで、表8からは、AVrms6については他の運動パラメータに比べて若干劣る身体バランス状況の表現能力となっていることが見て取れる。また、安定性ならびに信頼係数という視点からは、ATL6及びAATL6の、いずれも時間微分次数の高い運動パラメータについて比較的良好な特性が得られ、身体バランス状況の観測においては運動の時間変化分を観測することの必要性が強く示唆されている。

以上により、16名の被験者における実験結果からは、先に示した磁気式3次元位置センサによる実験結果と同様に、時間微分次数の高い運動パラメータについて、被験者の身体バランス状況をより良く反映する情報が含まれていることが分かった。そこで、これらの運動パラメータの特性をより詳細に調べるため、以下のような項目について検討を行った。

(1) ヘッドホン及び運動センサの取り付け位置の違い

加速度センサではセンサの傾斜角度及び、その変化によって重力加速度による見かけ上の運動信号を検出してしまいが、磁気式3次元位置センサの計測データを用いてシミュレーションを行った結果、重力加速度のATL6への影響は約2%以下程度であった。一方、ヘッドホンの装着方法により、頭頂部からモーションセンサまでの距離が変化した場合について数値シミュレーションならびに実際の測定を行った結果、センサ取り付け位置を1cm上方にすることで、ATL6の値が平均にて約5%増大した。さらには、取り付け位置を3cm上方とした場合には、ATL6は最大で約30%程度の増大となり、運動パラメータとしての信頼性に顕著な影響を与えることが分かった。このことは、頭頂部において観測される加速度信号の大部分が、頭部の回転運動によって生成されていることを示唆しており、多くの被験者において着座姿勢にて計測したATL6の値が直立静止時の70%ないし80%の値に達していたことから説明することができる。これに対し、原理的にはセンサ取り付け位置の影響をほとんど受けないことが期待されるAATL6については、表8の結果からATL6、ATLxy6に比べてほとんど遜色のない特性を示しており、高い計測実験の再現性を得られる可能性が高い。

(2) センサの周波数特性による運動パラメータの変動

ATL6 や AATL6 といった時間微分次数の高い運動パラメータでは、10Hz 以上といった高い周波数成分での運動信号により値が大きく変化する。このため、モーションセンサ信号の周波数特性が変化した場合、これらの運動パラメータの絶対値が大きく変化してしまう。一方、AVrms6 や AVTL6 といった時間微分次数の低い運動パラメータでは、ATL6 や AATL6 と比較した場合に周波数特性の影響を受けにくくなることから、運動パラメータの絶対値に対して精度を要求する評価においては、これらの運動パラメータを考慮すべきである。

(3) 運動計測時間内における運動パラメータの変動

約100秒間の直立静止という計測条件では、例えば最初の10秒間と、最後の10秒間を比較した場合、直立姿勢をとることによる疲労蓄積の影響が現れる可能性がある。また、計測に不慣れである被験者の場合、直立静止にて計測を始めた直後に精神的な緊張等が原因と思われる運動パラメータの増大が散見されていたことから、計測未経験者7名(19歳～21歳、男性6名、28歳女性1名)を加えた計23名にて、安静時における運動パラメータ AATL6 の時間変動を調べた。ここで、各被験者の100秒間における AATL6 の平均値に対する変動を10秒毎にプロットした結果を図4に示す。図4では AATL6 の変動割合の平均値並びに、標準偏差の変動を示しており、特に計測開始から10秒間という時点については明らかに運動パラメータの変動が大きいことが分かる。一方、計測開始より20秒を経過した後では、運動パラメータの挙動にほとんど変化が見られないことから、身体バランス状況モニタにおいては計測開始より約20秒程度におけるデータについては、信頼性が若干低下していることを考慮に入れる必要がある。

(4) 視線移動に伴う運動パラメータの変動

身体状況モニタをより広い範囲の環境にて適用する場合、視野に入る状況の変化で身体が動いてしまうことによる運動パラメータの変動が問題となり得る。そこで、被験者の前方約2mに上下左右方向に視野角約10度となるような目印を置き、メトロノームの音に合わせて6秒毎に視線を意図的に移動させる実験を行った。その結果、視線移動に伴う身体の運動によっては、時間微分次数が高い運動パラメータほど影響を受けにくくなることが分かった。これは、視線移動に伴う身体の動きでは、加速度や角加速度がそれほど大きくなりえないためであると考えられる。一方、視線移動に影響を除去する方法としては、閉眼にて運動計測を行う方法が考えられるが、特に未経験者や身体バランスに自信のない被験者より転倒の危険性を指摘する意見が少なからずあった。更には、健常者においては開眼時と閉眼時における ATLxy6 の値にほとんど差異が認められない

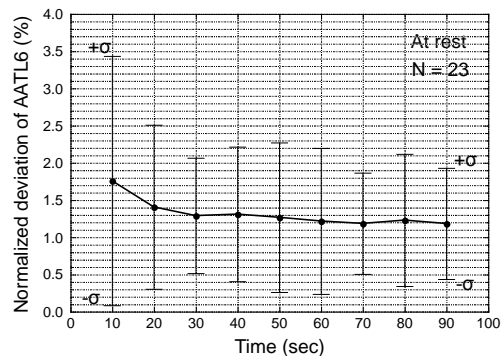


図4 安静時における AATL6 の計測時間内変動

という実験結果から、実験条件としては開眼状態を用いるべきであると考えられる。

(5) 外部音響による運動パラメータの変動

直立静止の姿勢をとっている際に、身体バランス状況に影響を与える外的要因についてアンケート調査を行った結果、人の足音や話し声といった外部音響が気になるといった意見が少なからず得られた。そこで、ヘッドフォンに小型軽量な音楽プレイヤーを接続し、外部からの音響による影響を軽減する実験を行ったところ、閑静な実験条件においては音楽の有無による ATLxy6 の変動はほとんど無いたことが分かった。一方、被験者にとって普段馴染みのない音楽を用いた場合、曲によって特徴的な ATLxy6 の変化が観測されたことから、被験者にとって日常的に聴いている音楽等を用いることで、外部音響による運動パラメータ計測への影響を軽減することができるものと考えられる。

以上のような知見をまとめると、モーションセンサを用いた身体バランス状況モニタを高い精度にて使用する条件としては：

- 加速度を用いたパラメータでは、センサの取り付け位置に細心の注意が必要である
 - 運動パラメータの計測では、計測開始から約20秒程度はデータの信頼性が低下する
 - 時間微分次数の高い運動パラメータでは視線移動の影響をそれほど気にする必要はない
 - 時間微分次数の高い運動パラメータでは絶対値に対する信頼性が低下している
 - 閑静な実験条件を得られない場合は、特に外部音響についての配慮が必要である
- といったことが挙げられる。また、身体バランス状態を表現する能力という観点からは、加速度軌跡長 (ATL)、角速度軌跡長 (AVTL)、角加速度軌跡長 (AATL)、角速度実効値 (AVrms) のそれぞれが可能性を有していることから、上述のような使用条件を考慮しつつ、適宜選択を行うことが望ましいことが分かった。

4. 身体バランス状況モニタの応用例

本研究における先行研究 [4] にて報告を行っているように、身体バランス状況を長期間に渡って計測することで、体調管理を行うといった応用が考えられる。そこで、被験者1名(40歳代男性)について、約27ヶ月間(約850日間)に渡る運動パラメータの計測を、心拍数、血圧といった従来の体調管理において使用されてきた生理学的なパラメータの計測と並行して行うことで、身体バランス状況モニタの有効性の検証を行った。この実験では、1日におけるいつの時点にて計測を行うのが大きな問題となるが、その日一日における行動内容が日々変化していることや、安定して計測実験を継続できる時間帯といった観点から、実験室(勤務先)に到着後30分間を経過した時点にてATLxy6を計測することとした。そして、計測開始直後のパラメータ変動による誤差を回避するため、運動信号の計測開始より20秒後から60秒間について、ATLxy6の積算を行っている。また、ヘッドホンの取り付け位置については文献[4]にて報告した装着位置ずれの少ないヘッドホンを使用したことで、加速度軌跡長計測における誤差導入を最小限にとどめている。更には、経験的に睡眠時間ならびに起床からの経過時間によってATLxy6の値がかなり大きく変化することから、睡眠時間を6時間~8時間に保つとともに、起床から実験室に到着するまでの時間や、その間の行動をできるだけ同一としている。

図5は、体調管理実験による計測データの推移を示しており、横軸は計測実験を開始した2009年1月1日を起点とした経過日数であるが、各計測パラメータが細かく変動しながらも、1年間といった長い時間で見た場合に周期的な変化をしていることが見て取れる。ここで、1週間毎の細かな変化を観察してみると、休日明けにあたる月曜日ではATLxy6の値が増大し、週末にかけて低下していくといった挙動を週毎に繰り返していることが分かった。また、ATLxy6については1年間で最も低い値となるのは6月から7月にかけてであり、祝日等の休日が少なく、連続して実験室に向かう日の頻度が最も高まる時期に一致している。更には、文献[4]にて報告しているように、長期間に渡る休暇明け、例えば冬休みの終わる年明けにてATLxy6の顕著な増大が観測されており、これらのことからATLxy6が日常的な体調管理において有用なパラメータの1つであることが分かった。一方、生理学的なパラメータである心拍数と血圧について見てみると、図5ではATLxy6と似通った変動パターンを示しており、これらのパラメータの間に何らかの相関関係が存在することが考えられる。ここで、心拍数HBRとATLxy6との相関係数は約0.70であり、血流の状態によって内耳の機能状態が変化し、このことによって身体バランス状況に変化が生じていることが示唆されている。また、最高血圧BP_HighとATLxy6との相関係数は約0.30と低く、両者の間に明確な因果関係は認められな

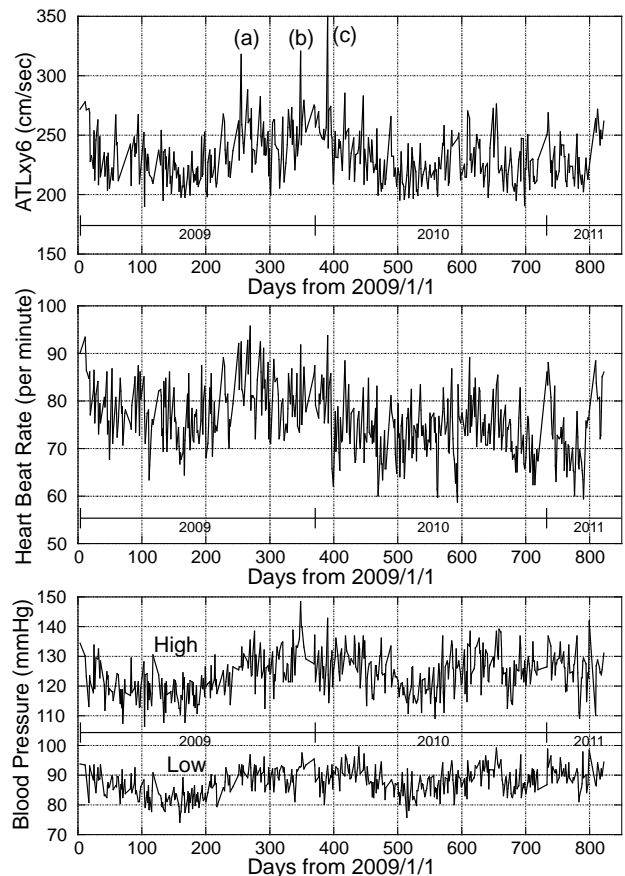


図5 ATLxy6による長期間の身体状況観測例

いことが分かった。この結果、ATLxy6は心拍数HBRとの相関関係が高く、血流の状態を反映しているパラメータである可能性があるものの、0.70という相関係数は必ずしも高いものではなく、HBRが高いにもかかわらずATLxy6が低いといった日も数多く見られることから、必ずしも両者は体調管理において同等なパラメータではないものと考えられる。そして、このことは図5においてATLxy6が急変している箇所(a)、(b)、(c)において、HBRやBPにそれほど大きな変動が見られないことから説明することができる。ここで、これらの日における被験者の状況を調査したところ、(a)、(b)については計測実験の直後にストレスフルなイベントが迫ってきている状態にて運動計測を行っていたことが分かった。また、(c)については感冒への感染が原因であると見られ、ATLxy6の増大と同時に感冒感染に伴うものと見られるHBR、BP_Highの上昇が確認されている。

これらのことから、ATLxy6はHBR、BP等の生理学的パラメータとともに、体調管理において有用な情報を与えるパラメータの1つであることが示唆された。その一方で、ストレスフルなイベントの存在といった精神的な要因に対し、ATLxy6が感度を有していることから、身体バランス状況モニタでは、フィジカルな状況のみならず、精神的な状況を客観評価するような場面においても適用できる可能性があることが分かった。

5. 結論ならびに今後の展望

被験者が直立静止している状態にて頭頂部に生じる微弱な運動信号を計測することで身体バランス状態を推定する手法について検討を行った結果、以下のような結論を得た。

(1) 計測を行うべき運動信号について

絶対位置や角度といった運動信号に比べ、速度や加速度、角速度等の時間微分を伴った運動信号を用いることで、身体バランス状態をより良く反映する運動パラメータを観測できる。このため、磁気式3次元位置計測システム等の絶対位置を測定する装置よりも、加速度や角速度を直接計測するモーションセンサを使用することが望ましい。一方、時間微分を伴う運動パラメータでは、測定場所における床面の振動等の影響を受けやすくなるのが懸念されるものの、軌跡長という演算の特性によりかなりの部分において影響を回避することができる。

(2) 必要となる運動信号計測性能について

安静時の直立静止姿勢における運動計測結果から、加速度については、少なくとも水平面内にて $5mg$ ($1g=9.8m/s^2$) 程度の変化を安定して検出できる必要がある。また、角速度については全ての方向について、少なくとも $0.2deg/sec$ 程度の変化をロバストに検出すべきである。また、1分間程度の階段昇り運動といった軽い運動負荷後の計測実験では、少なくとも約30ないし40Hzの周波数帯域において運動信号の計測を行うべきである。

(3) 運動パラメータの特性について

安静時におけるパラメータの時間安定性ならびに、運動負荷時における身体バランス状況回復過程の記述能力という観点からは、10秒間におけるベクトル軌跡長として計算される加速度軌跡長(ATL)並びに角加速度軌跡長(AATL)の性能が高い。一方、ATLやAATLでは運動センサの周波数特性や雑音信号特性によりパラメータの値が変動することから、定量性を要求する実験においては注意が必要となる。また、角速度実効値については運動センサの周波数特性や雑音信号特性が変化することに対するロバスト性は高いものの、環境雑音の影響を受けやすく、短時間にて値が大きく変動するといった欠点がある。このため、運動パラメータの選定にあたっては、使用目的により適切なものを選択することが必要である。

(4) ATLとAATLの差異について

加速度軌跡長(ATL)については、頭頂部への装着位置、とりわけ頭頂からの高さによって大きく値が変動することから、センサの取り付け位置については細心の注意を払う必要がある。また、ATLでは重力加速度の影響により、センサの取り付け姿勢によっても少なからず値が変動する。

これに対し、角加速度軌跡長(AATL)については、頭頂部と同一の剛体上にあると見なすことができる部位にセンサが置かれている限り、値が変動することはないものと考えられ、より広い範囲の測定環境に適用できる可能性が高い。

(5) 身体バランス状況モニタの応用について

長期間にわたる体調管理実験を試みた結果、ATLxy6にて年間を通じた体調変化を反映していると思われるパラメータの変化を観測した。また、ATLxy6は心拍数と高い相関関係にある一方で、精神的な要因による大きな値の変化が確認されており、従来の生理学的なパラメータに対し、新しい側面をもった数値指標としての可能性が示唆された。

以上のように、本研究においては人間の身体状況を反映する新しい指標として、頭頂部に設置した高感度なモーションセンサによる身体バランス状況モニタの特性ならびに、その可能性を明らかにした。ヘッドフォン型の身体バランス状況モニタでは、装置自体が小型軽量であることに加え、計測を行う環境に対するロバスト性が高いことから、いつでもどこでも手軽に利用することのできる計測手段としての幅広い応用が期待される。更には、フィジカルな身体状況のみならず、精神的な状況変化に対する感度を有していることが示唆されており、心拍や脳波、筋電といった生理学的な計測信号に対し、新たな側面を有する評価手段としての検討を更に進めていきたいと考えている。

謝辞

本研究における実験にて参加を頂いた東京工科大学コンピュータサイエンス学部関係者一同に深く感謝する。また、本研究は科研費(22500113)の助成を受けたものである。

参考文献

- [1] Benda BJ, Riley RO and Krebs DE, "Biomechanical relationship between the center of gravity and center of pressure during standing", IEEE Trans. on Rehabilitation Eng., Vol. 2, pp.3-10 (1994).
- [2] Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB, Macellari V, and Giansanti D, "Audio-Biofeedback for Balance Improvement: An Accelerometry Based System", IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. 52, No. 12, pp.2108-2111 (2005).
- [3] Matsushita S, Oba T, Otuki K, Toji M, Otsuki J, and Ogawa K, "A Wearable Sense of Balance Monitoring System towards Daily Health Care Monitoring", Proc. of 7th IEEE Int. Symp. on Wearable Computers, New York, U.S.A., pp.176-183 (2003).
- [4] Matsushita S, "Signal Processing Algorithm and Health Care Application for Wearable Sense of Balance Monitoring Headphones", Proc. of 15th IEEE Int. Symp. on Wearable Computers, Linz, Austria, pp.115-122 (2009).