

ステレオ計測による身体動揺の解析

Analysis of trunk sway for human balancing by stereo measurement

船富 卓哉[†]

Takuya Funatomi

飯山 将晃[‡]

Masaaki Iiyama

角所 考[‡]

Koh Kakusho

美濃 導彦[‡]

Michihiko Minoh

1. はじめに

身につける製品の設計への利用を目的として、個人の身体形状の3次元計測が行われている。また、人体形状の多様性を明らかにする試みとして、人体の3次元形状計測データの収集や解析も行われており[1]、今後ますます人体の3次元形状計測が行われることが予想される。

人体は剛体ではなく柔軟物体である。また、被計測者が姿勢を変えずに静止しようとしても、姿勢制御に必要な体の揺れが存在する。この体の揺れを身体動揺と呼ぶ。従来の3次元計測手法は静止剛体を計測対象としていたため、人体の3次元形状を計測した場合には獲得される形状が歪んでしまい、正確な計測が行えないという問題が発生する。

人体の形状変化や体の動きによって計測形状が受ける歪みを小さくするため、計測を高速化することが考えられる。このような問題を扱う場合、まず目標精度を設定し、その上で許容される計測時間を明らかにする必要がある。人体形状の計測における計測時間と計測精度の関係を明らかにするため、本研究では身体動揺の特性の解析を考える。

人体の身体動揺は、人間の姿勢維持の機能を量る指標として、生理学や生体工学などの分野で研究・分析されてきた[2]-[4]。多くの研究では、人体の姿勢制御を単一倒立振り子としてモデル化し、重心位置や足底圧分布によって測定した身体動揺を基に姿勢制御機能の推定を行っている。しかし、身体動揺の振幅や周期は一定ではなく、個人差も大きい。そのため、身体動揺を単純に倒立振り子とみなすことはできず、身体動揺そのものの特性が十分に解析されているとは言えない。

そこで本研究では、人体形状の計測において一般的な姿勢である直立姿勢において、身体動揺の程度と時間の関係を解析し、人体の形状計測に与える影響を明らかにする。特に形状計測に与える影響を調べるため、重心位置の移動や足底圧分布の変化ではなく、人体を構成する体節の3次元的位置変化によって身体動揺を測定する。

2. 身体動揺の計測と精度評価

2.1. 身体動揺の計測

身体動揺による人体各部の運動を計測することを考える。そこで本手法では、体表に N 点のマーカを配置し、それらの3次元位置をステレオ計測によって観測する。ステレオ計測を行うため、撮影同期の取れた校正済みカメラを複数用いて、体表に配置したマーカの位置 $M^i(t)$ を一定時間 $[t_0, t_T]$ 観測する。各時刻における各カメラ画像上でのマーカの位置と各カメラの外部・内部変数から、マーカの3次元位

置を求める。

2.2. 身体動揺の程度と時間の関係

前節で獲得した各時刻 t におけるマーカの3次元位置 $M^i(t)$ から、身体動揺の程度と時間の関係を明らかにする。

計測に要した時間が T' ($< t_T - t_0$)であったときに計測精度がどの程度劣化するかを示すために、時間 T' でのマーカ位置の最大変化量を考える。式1によって求められる、任意の時間 $[t_u, t_v = t_u + T']$ の間でのマーカ位置の変化量(振れ幅)の平均値 $Av(T')$ と最大値 $Max(T')$ によって、身体動揺の程度を評価する。

$$Av(T') = \max_{u,v} \left(\frac{1}{N} \sum_i \|M^i(t_u) - M^i(t_v)\| \right) \quad (1)$$

$$Max(T') = \max_{i,u,v} \left(\|M^i(t_u) - M^i(t_v)\| \right)$$

2.3. 計測精度限界と変形の程度

前節で求めたマーカ位置の変化量が、身体動揺の程度を示すものとして妥当であるためには、マーカを用いたステレオ計測の計測精度が身体動揺の程度に対して十分よくなければならない。また、人体形状の計測精度限界として、身体動揺での姿勢変化に対する人体形状の変形量を評価する必要がある。そこで、以下の手法によってこれらの計測精度限界を評価する。

マーカを用いたステレオ計測の計測精度 身体動揺と同程度の運動をする剛体に対して、身体動揺の計測に用いるのと同程度のマーカを貼付し、それらの3次元位置の相対的な変化量を求める。この変化量によって、マーカを用いたステレオ計測の計測精度を評価する。剛体に貼付したマーカの位置は、剛体運動によって変化するため、相対的位置変化は本来変化しない。そのため、任意の時刻 t_u, t_v に獲得した N 個のマーカの3次元位置 $M^i(t_u), M^i(t_v)$ のあいだには、唯一の剛体運動 $W(t_u, t_v)$ を用いて式2のような関係が成り立つ。

$$M^i(t_v) = W(t_u, t_v) M^i(t_u) + \varepsilon \quad (2)$$

なお、 ε はマーカ位置の計測誤差である。このマーカ位置の計測誤差 ε を以下の手法により求め、ステレオ計測の精度を評価する。まず、人が抱えた剛体にマーカを貼付し、それらのマーカ位置をステレオ計測により一定時間獲得する。こうして獲得されたマーカの3次元位置 $M^i(t)$ から、任意の時刻間の剛体の運動 $W(t_u, t_v)$ を推定する。剛体運動の自由度は6であるため、一直線上にない N (>3)個のマーカの3次元位置から剛体運動 $W(t_u, t_v)$ を推定する。剛体運動 $W(t_u, t_v)$ は、式3によって定義される誤差関数 $E(W)$ を最小とする剛体変換 W を推定することで求める。

$$E(W) = \sum_i \|M^i(t_v) - W M^i(t_u)\| \quad (3)$$

こうして得られた剛体運動 $W(t_u, t_v)$ に基づいて、マーカ位置の計測誤差 ε を求め、精度評価を行なう。

[†] 京都大学大学院 情報学研究科

[‡] 京都大学 学術情報メディアセンター

人体形状の変形量の評価 剛体に対して行なったマーカ位置の計測精度評価と同様の手法によって、人体形状の変形量を評価することができる。人体形状が身体動揺による運動によって変形する量を α とすると、人体表面に貼付したマーカの3次元位置は式4のように変化する。

$$M^i(t_v) = W(t_u, t_v) M^i(t_u) + \alpha + \varepsilon \quad (4)$$

計測した人体形状を利用する上では、身体動揺によって変形する程度以上の精度は必要ないと考えられるため、形状変形量 α (+計測誤差 ε)は実質の計測精度限界であると言える。

3. 実験

3.1. 身体動揺の計測実験

30代男性の被験者の体表にマーカを配置し、2台の校正済みカメラによってそれらの3次元位置を獲得した。マーカ位置の獲得は、頭部・胸部・腹部と右側の上腕・前腕・上腿・下腿の各部位において別々に行なった。配置したマーカは約3mmであり、約20mmの間隔で格子状に配置した(図1)。胸部・腹部では約70、残りの部位ではそれぞれ約30のマーカを配置し、その3次元位置を15fpsで30秒間観測した。



図1 マーカの貼付(上腕部)

以上の条件で獲得されたマーカの3次元位置に対し、計測時間 $T^i=1/15, 2/15, \dots, 30$ (秒)におけるマーカ位置の変化量を式1に基づいて求めた。得られた振れ幅平均 $A_v(T^i)$ と振れ幅最大 $Max(T^i)$ を図2に示す。図からも分かる通り、2秒程度までで身体動揺の影響が急激に大きくなり、10mm~25mm程度にまで達する。また、ほとんどの部位において7秒程度で身体動揺の影響がほぼ一定に達する。身体動揺の影響は部位によって様々であるが、(腕部) > (体幹部) > (脚部)と足から離れるほど身体動揺の影響が大きくなっており、上腕に至っては50mm程度もの振れ幅に達している。

3.2. 計測精度限界の評価

マーカを用いたステレオ計測の計測精度を評価するため、マネキンを用いた計測実験を行った。マネキンに約60のマーカを貼付し、人が抱えた状態でマーカ位置の計測を行った。式3により任意の時刻間での剛体運動を推定し、式2によって計測誤差 ε を求めた。その結果、計測誤差 ε の平均は0.73(mm)となった。

また、人体の変形の程度を調べるため、前節で獲得したマーカ位置に対して、式3により任意の時刻間での剛体運動を推定し、式4によって計測精度限界 $\alpha + \varepsilon$ の平均を評価した。その結果を表1に示す。

結果より、マーカを用いたステレオ計測でも1mm以下の精度が達成でき、また人体形状の変形を含めても2mm程度であることが示された。前節の結果から、従来の10~30

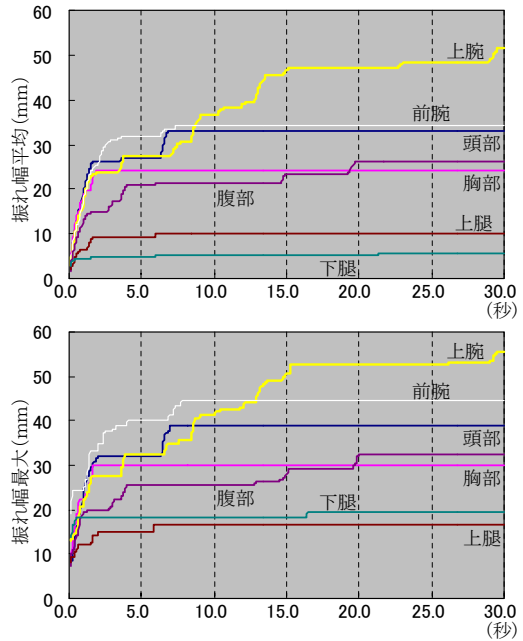


図2 マーカ位置の変化量と計測時間の関係

秒を要する人体形状計測では、計測精度が2mm程度から30mm~50mm程度まで劣化し、高速化によって計測時間を2秒程度に抑えたとしても10mm~25mm程度まで精度が劣化することが示された。計測精度限界である2mm程度の計測を行うためには、図2で示された結果に従うと計測時間を一瞬にしなければならず、計測の高速化だけで達成するのは困難であると言える。

4. まとめ

本稿では、マーカを用いたステレオ計測により直立姿勢における身体動揺を計測し、身体動揺の程度と時間の関係を解析することで、身体動揺が人体の形状計測精度に与える影響を明らかにした。また、人体形状の計測精度限界について実験に基づいた考察を行い、現行の人体形状計測装置にまだ改善の余地があることを示した。

今後の課題として、さらに多くの被験者で実験を行い、今回得られた結果の一般性を示すことが挙げられる。

表1 計測精度限界の評価(単位:mm)

部位	頭部	胸部	腹部	上腕
精度限界	0.69	0.70	0.89	1.54
部位	前腕	上腿	下腿	
精度限界	1.14	1.16	1.87	

参考文献

- [1] CAESAR <http://store.sae.org/caesar/>
- [2] Winter DA, Patla AE, RIETDYK S and Ishac M.: "Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance during Quiet Standing," J Neurophysiol, Vol.85, No.6, pp.2630-2633. (2001)
- [3] 高崎真一,林祥平,野村泰伸,佐藤俊輔: "筋活動を考慮したヒトの静止立位姿勢制御モデル", 信学技報 MBE2001-16, Vol.101, No.93, pp.117-124 (2001)
- [4] 佐藤秀樹,藤田欣也: "直立姿勢維持における足関節粘弾性と伸張反射の機能分担", 計測自動制御学会論文集, Vol.35, No.5, pp.600-605 (1999)