

静電デバイスを用いたモバイルモーションキャプチャシステム

大江康彦[†] 山崎健太郎[†] 乃万 司[‡]

[†]九州工業大学大学院 情報工学研究科

[‡]九州工業大学 情報工学部 知能情報工学科

本稿では、従来のモーションキャプチャシステムとは異なり、測定環境の制約がなく、被験者の動作もほとんど拘束しないモバイル型のモーションキャプチャシステム MobileMoCap を提案する。このシステムでは、2軸方向に360°計測可能な15個の静電式傾斜計デバイスを体の各部位に取り付け、それぞれの絶対角を計測する。一方、傾斜計デバイスでは計測できない垂直軸中心の回転は、逆起電力を利用した4本の伸縮性長さ計測デバイスを必要な関節に取り付け計測する。これらのデバイスは、電池で駆動するコントローラで制御し、コントローラ内のコンパクトフラッシュに動作データを記録する。MobileMoCapを実現し実験した結果、人体の動作をキャプチャできることが確認された。

A Mobile Motion Capture System with Capacitor-based Devices

Yasuhiko Ooe[†] Kentaro Yamasaki[†] Tsukasa Noma[‡]

[†] Graduate School of Computer Science and Systems Engineering, Kyushu Institute of Technology

[‡] Department of Artificial Intelligence, Kyushu Institute of Technology

This paper proposes a mobile motion capture system called MobileMoCap. It has no locational restrictions like magnetic/optical motion capture systems, and does not restrict body movements like mechanical systems. The MobileMoCap has a battery-operated controller, 15 capacitor-based tilt sensor devices, and 4 elastic length-measurement sensor devices. The feature of the tilt sensor devices, developed by us, lies in measurement of 360 degrees inclinations in two directions. The directions of body parts are basically measured by the tilt sensors. Rotations around a vertical axis, that cannot be measured by the tilt sensors, are covered by length-measurement sensors.

1 はじめに

モーションキャプチャ [1][2] は、コンピュータアニメーションにおいて、人体のリアルな動作を表現する最も現実的な方法である。しかし、現在のモーションキャプチャ技術は日常の動作計測には適していない。たとえば、磁気式 [1] や光学式 [2] のモーションキャプチャシステムでは、測定環境に磁場発生装置やビデオカメラが必要であり、数 m ~ 10m 程度の範囲内でしか測定できない。また、機械式のシステムには測定環境の制約がないが、被験者の動作をか

なり拘束する。

そこで本稿では、測定環境の制約がなく、被験者の動作もほとんど拘束しないモバイルモーションキャプチャシステム MobileMoCap を提案する。このようなモーションキャプチャシステムを実用化すれば、日常生活での動作データを豊富に準備することができ、より自然なアニメーションを生成できると期待できる。

本稿の構成は以下の通りである。まず、次節で MobileMoCap の概要を述べる。MobileMoCap の開発では、モバイル性を実現するため、2種類のデバイスを開発した。一方の静電

傾斜デバイスを第3節で、もう一方の伸縮性長さ計測デバイスを第4節で説明する。第5節では、MobileMoCapの実現方法と実験結果を紹介し、最後に第6節で結論を述べる。

2 MobileMoCap の概要

磁気式や光学式のモーションキャプチャでは、センサやマーカの位置を測定する。しかし、このような位置の測定は、磁場発生装置やビデオカメラを通して測定環境に一種の座標系を設けることで可能になっており、モバイルなモーションキャプチャでは不可能である。そこで機械式のように、関節や体の各部位の角度を測定することが考えられる。しかし、機械式のように関節角を直接測定しようとする、デバイスは関節を覆う必要があり、体の動きを拘束する。

そこでMobileMoCapでは、体の各部位の絶対角を測定することにする。各部位の絶対角の測定を1つのデバイスで可能にするため、本研究では、2軸方向に360°計測可能な静電式傾斜計デバイスを開発した。

しかし、傾斜計だけでは垂直軸中心の回転を計測できない。そこで本研究では、肩や脚の付け根の関節における垂直軸中心の回転を測定するために、逆起電力を利用して長さを計測する伸縮性のデバイスを開発した。

これら2種類のデバイスは、電池で駆動するコントローラで制御され、その値が計測される。計測結果は、コントローラ内のコンパクトフラッシュ等のメモリに蓄えられていく。図1にシステムの全体像を示す。

3 2軸360°静電式傾斜計デバイス

前節で述べたようにMobileMoCapでは体の各部位の絶対角を測定するため、静電式の傾斜計デバイスを用いる。この傾斜計デバイスはコンデンサの一種で、その基本的な構造は中央の電極(共通電極)を共有する二対の電極の間に液状誘電体を封入したものである(図2)。コンデンサの静電容量 C は、一般に、電極面積 S 、電

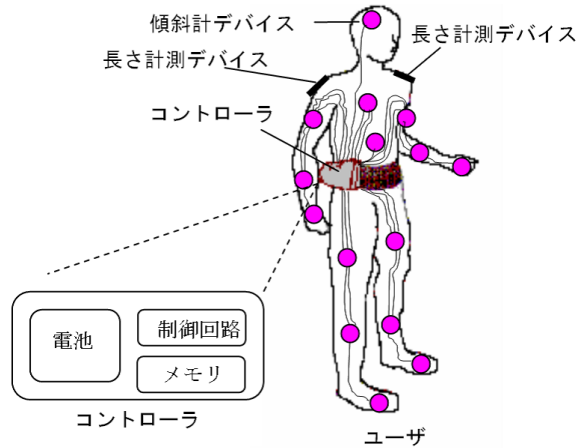


図1: MobileMoCapのシステム構成

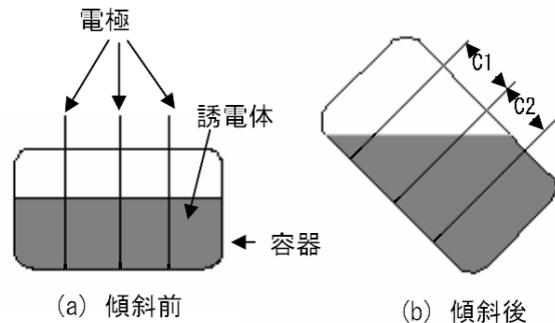


図2: 静電式傾斜計デバイスの原理

極間距離 l 、液体の誘電率 ϵ から

$$C = \epsilon \frac{S}{l} \quad (1)$$

によって求まる。したがって図2(b)のようにデバイスを傾斜させると、各電極面と液状誘電体の触れる面積が変化するので、左右の電極対で構成されるコンデンサの静電容量 C_1 と C_2 も変化する。この静電容量を計測すれば、デバイスの傾斜がわかる。

ところが、図2の構造では、0°から180°までの計測値と180°から360°までの計測値が同じとなってしまい、区別することができない(上下の区別ができない)。そこで、本研究のデバイスでは、図3に示すように中央の共通電極を2つに分割し、上下を区別できるようにした。さらに、2軸(X軸、Y軸)方向の角度を測るため、図3の両方向矢印で示すように8個のコンデンサを内蔵した。

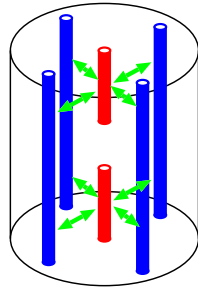


図 3: 2 軸 360° 静電式傾斜計デバイスの構造

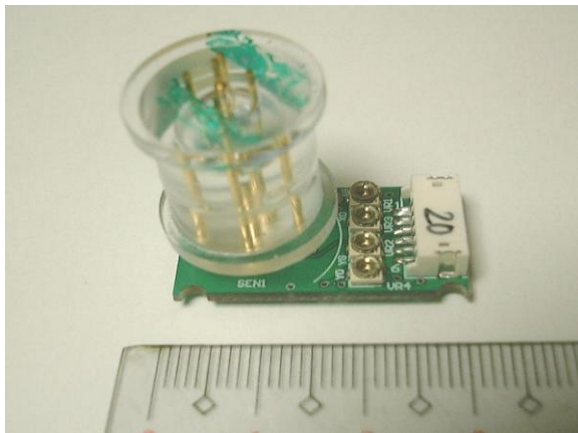


図 4: 試作した静電式傾斜計デバイス (下の基板はヘッドアンプ)

デバイス内部の各コンデンサの静電容量は実際には電圧として計測されるが、出力値が非常に小さいため、出力電圧はヘッドアンプ (図 4) によって増幅した後にコントローラに送り雑音の影響を避けている。

この静電式傾斜計デバイスには以下のような特徴がある。

- (1) 水平面に対して絶対的な角度を計測できるため、誤差が蓄積しない
- (2) コンデンサであるため直流成分を流さないことから、消費電力が極めて小さく駆動部分がないため無音である
- (3) 容量は $1\text{pF} \sim 0.1\text{pF}$ もあれば十分であるため小型にできる
- (4) 傾斜デバイスの材料は容器と電極と誘電体 (液体) のみであるため、安価にできる

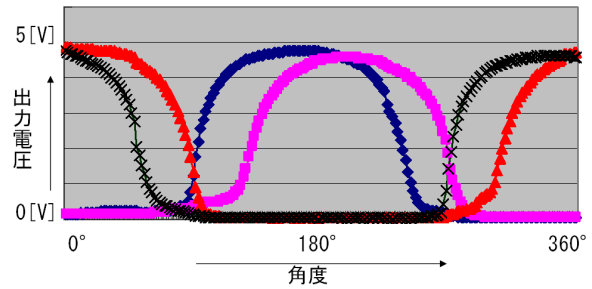


図 5: 試作した傾斜計デバイスの出力特性

試作したデバイス (図 4) を X 軸方向に 360° 回転させた時の計測データを図 5 に示す。図 5 から分かるように 4 つの出力の順番から角度がどの範囲にあるかがわかるので、傾斜に対応する角度を求めることができる。

4 伸縮性長さ計測デバイス

前節の傾斜計デバイスでは、液状誘電体にかかる重力を利用しているため、各センサの垂直な軸中心の回転は計測できない。

そこで本研究では、伸縮するバネを用いて長さを計測するデバイスを開発し、垂直軸中心の回転を計測することにした。まず、バネをコイルと考え、コイルに交流電圧を印加すると、コイルに電流が流れようとする流すまいとする現象と、逆に電流が減ろうとすると電流を流そうとする現象が生じる。これらは一般にコイルの逆起電力と呼ばれる。この逆起電力はコイルを左右に引っ張ると、コイルとしての働きが弱くなるために減少する。この伸縮に対する逆起電力の変化を電氣的に計測することで、ばねの伸縮が計測できる。

具体的な測定には図 6 の回路を用いる。まず、NPN トランジスタ 1 のエミッタ電流と、NPN トランジスタ 2 のエミッタ電流との合成電流が、コイル 3 に流れているとする。ここで、IN からの電流が減少すると、トランジスタ 1 のエミッタ電流も減少し、コイル 3 に流れる電流も減少する。すると、コイル 3 は、その変化を打ち消すような逆起電力を発生させる。即ち、コイル 3 を流れるトランジスタ 1 のエミッタ電流が減少する向きは、方向 A である

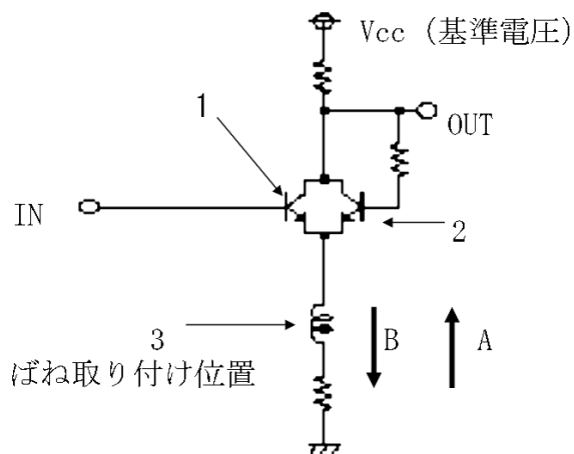


図 6: 逆起電力計測回路

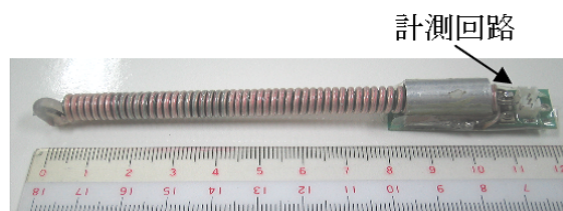


図 7: 試作した伸縮性長さ計測デバイス

ため、コイル 3 は、方向 B の向きに逆起電力を発生させる。

この逆起電力により、コイル 3 に流れる電流は常に一定となり、トランジスタ 1 のエミッタ電流の減少量分だけ、トランジスタ 2 のエミッタ電流が増加する。

これにより、トランジスタ 1 のエミッタ電流とトランジスタ 2 のエミッタ電流とは、コイル 3 に生じる逆起電力により補われ、トランジスタ 1 のエミッタ電流の減少分だけ OUT の電圧が減少する。減少する電圧 V_e (単位 [V]) は式 (2) から求めることができる (ω はコイルに発生する逆起電力、 l は伸縮距離である)。

$$V_e = \omega \frac{1}{l^2} \quad (2)$$

試作機を図 7 に示す。計測した姿勢データは電圧データとして、計測回路 (図 7) を通してコントローラの記録メモリに送られる。

このデバイスには以下のような特徴がある。

- (1) 伸縮に対して絶対的な伸びを計測できるため、誤差が蓄積しない。

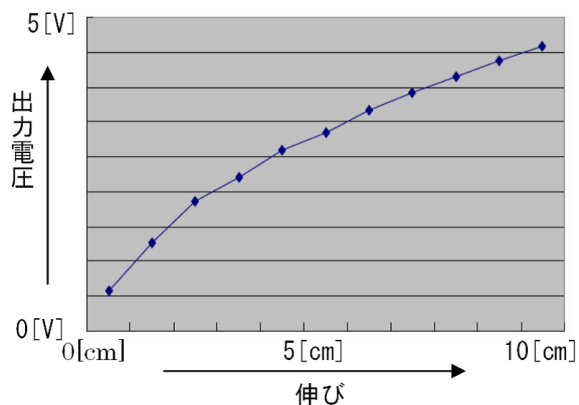


図 8: 試作した長さ計測デバイスの出力特性

- (2) 小型のコイルを使用してもコイルに生じる物理現象は変わらないため、小型にできる。
- (3) 構成材料が主にバネ (コイル) と電子部品だけであるため、安価にできる。

試作したデバイス (図 7) の特性グラフを図 8 に示す。

5 実現と実験

前節までで提案したデバイスとそれを用いた MobileMoCap を実現した。コントローラは SH-3 を CPU とし電池で駆動する Linux マシンであり、64MB の主記憶と 1GB のコンパクトフラッシュを備えている。電池を含めた重量は約 1.8 kg であり、被験者の腰に装着する仕様とした (図 9)。また、全身の動作を計測するため、図 10 に示すように、15 個の傾斜計デバイスと 4 本の長さ計測デバイスとを全身に装着するようにした。キャプチャのサンプリングレートは 30 fps であり、連続運用可能時間は約 3 時間である。

計測するデバイスの出力値 (電圧値) は、1 フレームあたり 124 種類ある。(各傾斜計デバイスには 8 個の出力値が、各長さ計測デバイスには 1 個の出力値があるので、 $8 \times 15 + 1 \times 4 = 124$ になる) コントローラは、出力の A/D 変換とコンパクトフラッシュへの I/O を並列して行うため、図 11 の処理を 33 ミリ秒 (1 / 30 秒)



図 9: Mobile MoCap 装着時の様子

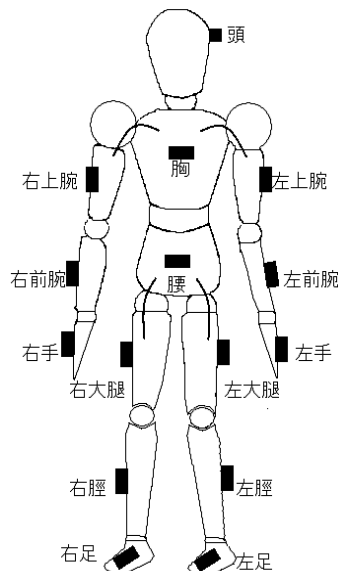


図 10: デバイス取り付け位置 (長方形は傾斜計デバイスを, 実線は長さ計測デバイスを表す)

ごとに実行している。このようにして、内部に 8 個のコンデンサを持つ傾斜計デバイスも、それぞれのコンデンサの出力を独立に計測することができる。

コンパクトフラッシュには各デバイスからの出力値をそのまま蓄え、静電式傾斜計デバイスの出力を絶対角に変換する処理、および伸縮性長さ計測デバイスの出力を長さに、さらには垂

直軸回りの回転角に変換する処理は、測定後に PC 上で、基本的に表引きと補間によって計算した。この変換処理部については、まだ改善の余地が残っている。

実現した MobileMoCap で実際に動作測定を行ったところ、動作をキャプチャできることが確認された (図 12)。

6 むすび

本稿では、測定環境の制約がなく、被験者の動作の拘束も少ないモバイルモーションキャプチャシステム MobileMoCap を提案した。

MobileMoCap に類似のシステムにカナダ Measurand 社の ShapeWrap II [3] がある。これは ShapeTape とよばれる帯状の曲率計測デバイスを四股に向かって這わせ、ShapeTape の曲率から姿勢を求めるものである。

ShapeWrap II と本研究の MobileMoCap とを比較すると、ShapeWrap II では人体の基準部位から四股の末端まで連続して ShapeTape を人体に這わせないと姿勢が計測できない (1 次元接触) のに対し、MobileMoCap では、各部位ごとにその代表点で傾斜を計ればよい (0 次元接触)。そのため、人体への拘束という点で、本研究の MobileMoCap は ShapeWrap II よりも優れていると考えられる。また、end effector のみ方向を計測するなど、少数のセンサを用いた簡易的なキャプチャにも対応できる [4]。

また本稿では「どこでもキャプチャできる」ことを重視して、コントローラ内のコンパクトフラッシュにデータを記憶する方式を紹介したが、本研究のコントローラは、無線 LAN を介して姿勢データサーバとして機能させることもできる。姿勢データサーバ (PWS: Posture Web Server) および姿勢データのアーカイバ (PHA: Posture History Archiver) については [5] を参照されたい。

モバイルモーションキャプチャシステムとしての今後の主な課題としては、測定精度および動作時間の向上があげられる。

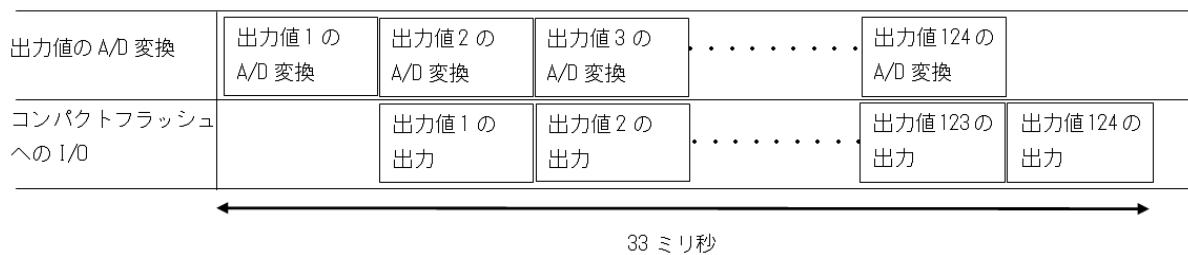


図 11: コントローラ内の処理

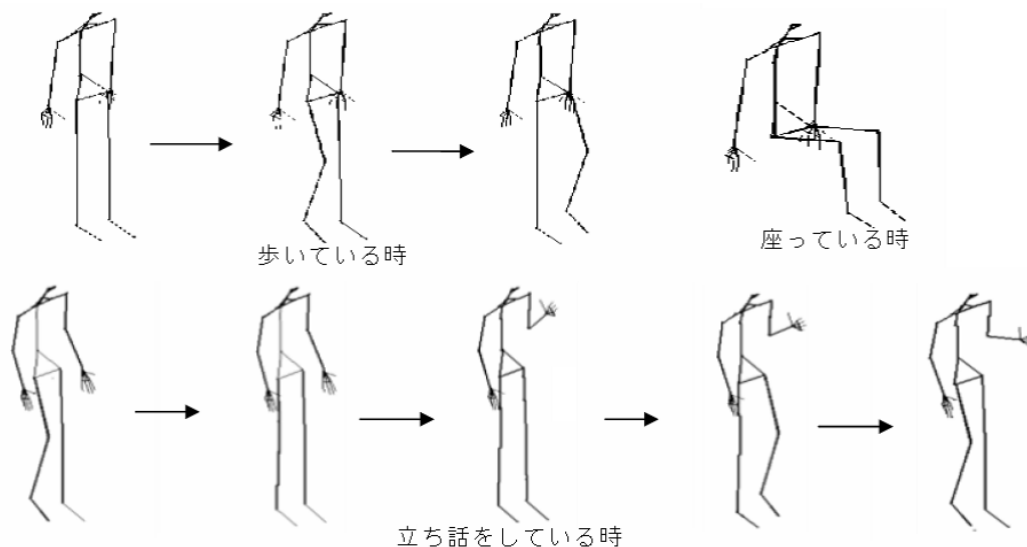


図 12: キャプチャされた動作

謝辞

本研究は，(株)坂本電機製作所ならびに九州共立大学総合研究所 能智紀台所長，生地文也教授，上條恵右助教授，水井雅彦助手との共同研究の一環です．また，本共同研究は(財)福岡県産業・科学技術振興財団(ふくおかIST)のコーディネートによるものです．関係各位に深く感謝いたします．また，本研究に対し，福岡県産炭地域振興センター，(社)明専会および九州工業大学サテライト・ベンチャー・ビジネス・ラボラトリーからは経済的援助を，福岡県工業技術センター 機械電子研究所からは技術的援助を，(財)北九州産業学術推進機構(北九州 TLO)ならびに(独)科学技術振興機構(JST)からは知的所有権管理に関する援助を，さらには(株)朋栄からは助言をいただきました．あわせて感謝の意を表します．

参考文献

[1] F. H. Raad, E. B. Blood, T. O. Steiner,

and H. R. Jones, "Magnetic Position and Orientation Tracking System," *IEEE Trans. on Aerospace and Electronic Systems*, Vol. AES-15, No. 5, pp. 709-717, 1979.

[2] M.-C. Silaghi, R. Plankers, R. Boulic, P. Fua, and D. Thalmann, "Local and Global Skeleton Fitting Techniques for Optical Motion Capture," In: N. Magnenat-Thalmann and D. Thalmann (ed.), *CAPTECH'98*, LNCS 1537, pp. 26-40, 1998.

[3] <http://www.measurand.com/>

[4] N.I. Badler, M. Hollick, and J. Granieri, "Real-time Control of a Virtual Human Using Minimal Sensors," *Presence*, Vol. 2, No. 1, pp. 82-86, 1993.

[5] Y. Ooe, K. Yamasaki, and T. Noma, "PWS & PHA: Posture Web Server and Posture History Archiver," *Proc. of CARPE'04*, pp. 99-104, 2004.