

## 手指用磁気式モーションキャプチャデータを用いた 手指骨格構造モデル生成法の検討

齋藤 正親<sup>†1</sup> 水戸部 一孝<sup>†1</sup>  
鈴木 雅史<sup>†1</sup> 吉村 昇<sup>†1</sup>

モーションキャプチャした手指動作を CG アニメーションとして高精度に再現するためには、モーションキャプチャ装置装着者の手指を CG モデルとして高精度に再現できなければならない。そこで本研究では、手指骨格構造モデルを生成するために必要な関節位置を、磁気式モーションキャプチャデータから推定する方法を検討する。また、手指の巧緻動作を再現する際に重要となる中手骨の姿勢の推定方法も合わせて検討する。

### Modeling of Hand Skeletal Structure from Magnetic Motion Capture Data

MASACHIKA SAITO,<sup>†1</sup> KAZUTAKA MITOBE,<sup>†1</sup>  
MASAFUMI SUZUKI<sup>†1</sup> and NOBORU YOSHIMURA<sup>†1</sup>

To reproduce the hand motion from the captured data by magnetic motion capture system, the hand of the subject loaded with MoCap must be reproduced as a CG model. In this paper, we have proposed a method to estimate a joint position using MoCap data to model hand skeletal structure. In addition, a method of estimating metacarpal posture to reproduce the elaborate hand motion has tested.

<sup>†1</sup> 秋田大学  
Akita University

### 1. 序 論

熟練技術者、匠の技、楽器演奏者、芸術家等の技能を 3 次元的に記録し、再現することができれば、これらの技能を学ぶ際に目の前に教師がいなくとも手指の動かし方を視点を自由に変えて立体的に観察できるようになり、技能の習得効率を向上できると期待できる。しかし、モーションキャプチャした手指動作を 3DCG アニメーションとして再現する際、従来の手法では既存のモデルにモーションキャプチャした動作を当てはめるため、実際の動作を正確に再現することはできなかった。

手指動作を正確に再現するためにはモーションキャプチャ装着者の手指を精度良くモデル化できなければならない。そのためには各指骨の長さがわかる必要があるが、皮膚の上から見て指骨の長さをノギス等で実測することは困難である。X 線を用いれば指骨長を求めることができるが、被爆の問題がありその使用は制限されてしまう。

そこで本研究では、磁気式的手指用モーションキャプチャを用いて、計測したデータから関節位置を推定する方法を提案する。また、装置の制約から計測していない中手骨の姿勢を算出した関節位置を用いて推定する方法を提案し、その有効性を検討する。

### 2. 装置の構成

手指用磁気式モーションキャプチャ装置の構成を図 1 に、手指に装着した様子を図 2 に示す。本装置は片手につき 16 個のレーザーと 1 個のトランスミッタから構成されており、手指に装着した各レーザーの位置及び姿勢の 6 自由度のデータを最大 240Hz で計測できる。光学式モーションキャプチャの場合には各マーカは関節部に配置しなければならないため、皮膚のたわみによって動作時にずれが発生し測定精度が低下するが、磁気式の場合には 1 個のレーザーで 6 自由度の情報を取得できるため、レーザーを指骨のどの位置に装着しても 1 つの剛体としてその状態を再現することができる。このためレーザーを指骨の中央部に装着することで皮膚のたわみによる測定精度の低下を低く抑えることができる。

### 3. 手指の骨格構造モデル

手指の骨格構造モデルは図 3 および図 4 に示すモデルを採用した。人差し指から小指までの CM 関節についてはレーザーのデータから関節位置を推定することは困難であるため手首と合わせて同一の位置であると見なすことにした。親指の CM 関節については手首と合わせて扱った場合と、手首とは異なる位置にあるとした場合の 2 通りのモデルで再現精

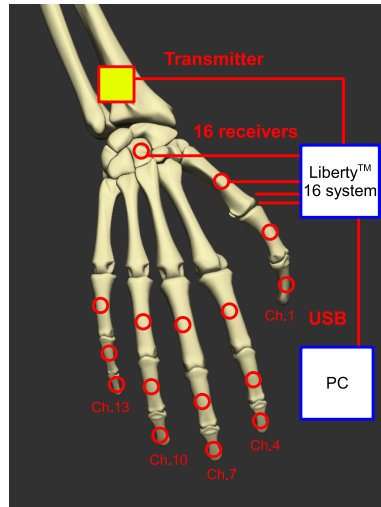


図 1 装置の構成  
Fig.1 Setup of MoCap System



図 2 装着した様子  
Fig.2 Hand loaded with MoCap

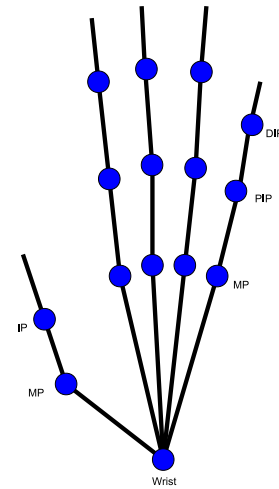


図 3 手指の骨格構造モデル 1  
Fig.3 Skeletal model 1 of hand

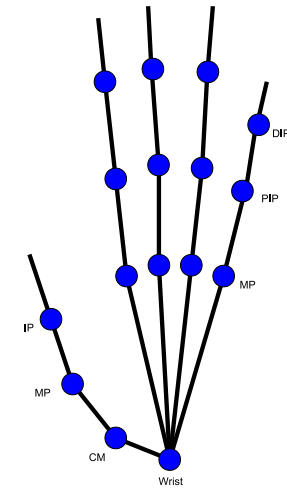


図 4 手指の骨格構造モデル 2  
Fig.4 Skeletal model 2 of hand

度を検証した。

#### 4. 関節位置の推定方法

図 5 に示すモデルを仮定して関節位置を推定した。レシーバ  $i$  から見た関節位置を  $\mathbf{p}_i$ ，そのひとつ上位のレシーバ  $j$  から見た関節位置を  $\mathbf{p}_j$  とする。  $\mathbf{p}_i$ ，  $\mathbf{p}_j$  は動作中も不変であるから第  $k$  フレームにおける  $\mathbf{p}_i$ ，  $\mathbf{p}_j$  の絶対座標系での位置はそれぞれ

$$\mathbf{p}_i^w = \mathbf{R}_k^{i \rightarrow w} \mathbf{p}_i + \mathbf{t}_k^{i \rightarrow w} \quad (1)$$

$$\mathbf{p}_j^w = \mathbf{R}_k^{j \rightarrow w} \mathbf{p}_j + \mathbf{t}_k^{j \rightarrow w} \quad (2)$$

と書ける。また、  $\mathbf{p}_i^w$  と  $\mathbf{p}_j^w$  は一致しなければならないから

$$\mathbf{R}_k^{i \rightarrow w} \mathbf{p}_i + \mathbf{t}_k^{i \rightarrow w} = \mathbf{R}_k^{j \rightarrow w} \mathbf{p}_j + \mathbf{t}_k^{j \rightarrow w} \quad (3)$$

が成り立つ。これを

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R}_k^{i \rightarrow w} & -\mathbf{R}_k^{j \rightarrow w} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{p}_i \\ \mathbf{p}_j \end{bmatrix} = -(\mathbf{t}_k^{i \rightarrow w} - \mathbf{t}_k^{j \rightarrow w}) \quad (4)$$

と書いておいて、全フレームについてまとめると

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R}_1^{i \rightarrow w} & -\mathbf{R}_1^{j \rightarrow w} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{R}_k^{i \rightarrow w} & -\mathbf{R}_k^{j \rightarrow w} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{R}_n^{i \rightarrow w} & -\mathbf{R}_n^{j \rightarrow w} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{p}_i \\ \mathbf{p}_j \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -(\mathbf{t}_1^{i \rightarrow w} - \mathbf{t}_1^{j \rightarrow w}) \\ \vdots \\ -(\mathbf{t}_k^{i \rightarrow w} - \mathbf{t}_k^{j \rightarrow w}) \\ \vdots \\ -(\mathbf{t}_n^{i \rightarrow w} - \mathbf{t}_n^{j \rightarrow w}) \end{bmatrix} \quad (5)$$

と書ける。ここで、  $U, V$  を直交行列、  $W$  を対角行列とすると

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R}_1^{i \rightarrow w} & -\mathbf{R}_1^{j \rightarrow w} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{R}_k^{i \rightarrow w} & -\mathbf{R}_k^{j \rightarrow w} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{R}_n^{i \rightarrow w} & -\mathbf{R}_n^{j \rightarrow w} \end{bmatrix} = U W V^T \quad (6)$$

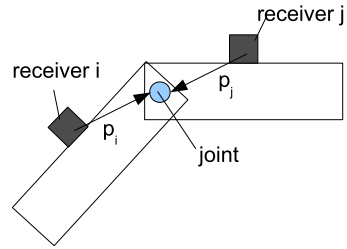


図 5 関節位置推定モデル  
Fig. 5 Presumption diagram of joint

のように分解できる．これより

$$\begin{bmatrix} p_i \\ p_j \end{bmatrix} = VW^{-1}U^T \begin{bmatrix} -(t_1^{i \rightarrow w} - t_1^{j \rightarrow w}) \\ \vdots \\ -(t_k^{i \rightarrow w} - t_k^{j \rightarrow w}) \\ \vdots \\ -(t_n^{i \rightarrow w} - t_n^{j \rightarrow w}) \end{bmatrix} \quad (7)$$

と  $p_i, p_j$  が求まる．実際には人間の関節は部位によって自由度が異なるが，本研究ではすべての関節について 1 自由度のモデルで位置を推定している．1 軸性の回転の場合，本手法で求まるのは回転軸のみである．そこで，あらかじめ各指骨の中心を通る平面を定めておき，この平面と推定した回転軸との交点を関節位置とした．

### 5. 中手骨の姿勢の推定方法

手指の巧緻動作を再現するためには中手骨の動作も再現する必要があるが，図 1 に示したように人差し指から小指までの中手骨の姿勢は計測していない．また，親指についても皮膚のたわみによって実際の中手骨の姿勢の変化よりも装着したレシーバの姿勢の変化が小さくなる傾向がある．そこで，前節で推定した関節位置から中手骨の姿勢を推定した．まず，前節で求めた手首と MP 関節の位置から各フレームにおける中手骨を表すベクトルを求めた．第 1 フレームでの中手骨を表すベクトルを  $v_{meta}^1$ ，第  $k$  フレームでの中手骨を表すベクトルを  $v_{meta}^k$  とすると， $v_{meta}^1$  から  $v_{meta}^k$  への回転がわかれば第 1 フレームの中手骨が

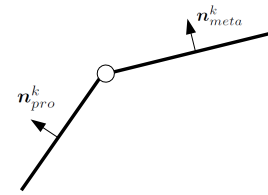


図 6 中手骨と基節骨の法線ベクトル  
Fig. 6 Normal vectors of metacarpal and proximal phalanx

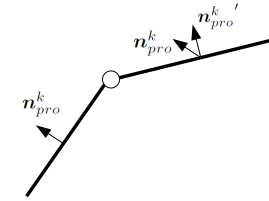


図 7 基節骨の法線ベクトルの中手骨に垂直な成分  
Fig. 7 Vertical element to normal vector of proximal phalanx

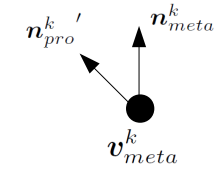


図 8  $n_{meta}^k$  と  $n_{pro}'$  のなす角  
Fig. 8 Angle between  $n_{meta}^k$  and  $n_{pro}'$

ら第  $k$  フレームの中手骨への姿勢の変化がわかることになる．この回転の回転軸は

$$a^k = v_{meta}^1 \times v_{meta}^k \quad (8)$$

であり，回転角は

$$\theta^k = \cos^{-1} \left( \frac{v_{meta}^1 \cdot v_{meta}^k}{|v_{meta}^1| |v_{meta}^k|} \right) \quad (9)$$

で求められる．したがって，第 1 フレームから第  $k$  フレームへの中手骨の姿勢の変化を表すクォータニオン  $q^k$  は  $a^k, \theta^k$  を用いて

$$q^k = \left( \cos \frac{\theta^k}{2}, \frac{a^k}{|a^k|} \sin \frac{\theta^k}{2} \right) \quad (10)$$

と書ける．ところが，式 (10) は  $v_{meta}^1$  の方向が変化するような回転は表すが，回転軸が  $v_{meta}^1$  となるような回転は含まない．そこで  $v_{meta}^1$  を軸とする回転成分を基節骨の姿勢データを用いて算出した．中手骨と基節骨をつなぐ MP 関節は 2 自由度の関節であり，基節骨自身を軸とする回転角  $\theta_{pro}^k$  と中手骨自身を軸とする回転角  $\theta_{meta}^k$  の間には

$$\theta_{meta}^k \propto \theta_{pro}^k \quad (11)$$

が成り立つ．図 6 に示すように基節骨の法線ベクトルを  $n_{pro}^k$ ，中手骨の法線ベクトルを  $n_{meta}^k$  とする．図 7 に示すように  $n_{pro}^k$  の  $v_{meta}^k$  に垂直な成分のベクトルを  $n_{pro}'$  とすると， $v_{meta}^k$  を軸とする回転角は図 8 から  $n_{meta}^k$  と  $n_{pro}'$  のなす角として得られる．よって， $n_{meta}^k$  と  $n_{pro}'$  から先と同様にして中手骨自身を軸とする回転を表すクォータニオン  $q_{meta}^k$  を得る．この  $q_{meta}^k$  で表される回転と式 (10) で表される回転を合成することで，求める第  $k$  フレームにおける中手骨の姿勢を得る．

## 6. 再現精度の検証

本手法の妥当性を検証するため親指と人差し指から小指までの指先を順に合わせる動作を計測した。計測時の右手を指先側から見た様子を図9に示す。生成したスケルトンの指先位置は各指先に装着したレーザーの位置に一致するように推定してある。つまり、動作中の各フレームにおける指先のレーザーの位置とスケルトンの指先位置の距離が推定誤差となる。

図3に示す骨格構造モデルで推定した関節位置を用いて計測した動作を再現したときの指先位置の誤差を表1に示す。上4行は右手の指先位置の誤差、下4行は左手の指先位置の誤差を示す。右手、左手ともに計測した動作のフレーム数は3774フレームである。表の各行は上から順に全3774フレームの各フレームについて算出した指先位置の誤差の最大値、最小値、平均値、標準偏差である。各列は左から親指、人差し指、中指、薬指、小指の各指先位置での誤差を表している。右手と左手を比較すると同程度の誤差を有しており、大きな違いは見受けられない。親指は2cm以下の誤差で推定できているが、他の指は10cm以上の誤差を有す。

図3に示す骨格構造モデルで関節位置を推定し、推定した関節位置から推定した中手骨の姿勢を用いて、指合わせの動作を再現したときの指先位置の誤差を表2に示す。フレーム数は表1と同じく3774フレームである。指ごとに比較すると親指と小指の誤差が他の指に対して大きいことがわかる。表1と比較すると表2では誤差が非常に小さくなっている。これはレーザーで計測していない中手骨の姿勢を推定し、その動作を再現することで再現精度が向上したためであると考えられる。

図4に示した親指のCM関節位置を手首位置と変えたモデルを用いて関節位置を推定し、中手骨の姿勢の推定結果も反映させた場合の指先位置の誤差を調べた。その結果を表3に示す。動作のフレーム数は表2と同じ3774フレームである。表2と比較して、親指のCM関節位置を手首位置と区別することで再現精度が向上することがわかる。特に左手親指は精度が大きく向上し、平均で3mm以下の誤差で推定できている。これに対して、右手親指は平均で9.3mm、最大で11mmと左手に比べて誤差が大きい。このときの再現した右手のスケルトンのアニメーションの1シーンを図10に示す。図10から右手親指のCM関節位置が明らかにおかしい位置に推定されてしまっていることがわかる。また、同じ条件で再現した左手のスケルトンのアニメーションの1シーンを図11に示す。図11から薬指と小指のDIP関節の位置が明らかにおかしい位置に推定されていることがわかる。右手の親指、左手の薬指と小指の再現精度が低いのは右手親指CM関節、左手薬指DIP関節、左手小指

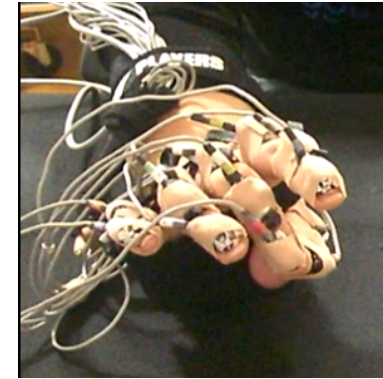


図9 指合わせの動作の様子  
Fig.9 Appearance of operation of fingertip adjusting

DIP関節の位置が明らかにおかしい位置に推定されていることが原因であると考えられる。そこで、右手親指のCM関節と、左手薬指及び小指のDIP関節の位置を最も妥当に見える位置になるように手動で補正を加えた。補正した関節位置を用いて再現した指先位置の誤差を表4に示す。表3と比較すると補正を加えた指の再現精度が向上していることがわかる。特に左手の薬指及び小指の最大誤差が大きく改善した。

以上より、関節位置を自動推定した場合には指先位置で10mm以下の誤差で動作を再現でき、さらに手動で補正することで、7.5mm以下の誤差で動作を再現できることがわかった。しかし、小指については補正を加えても10mm以上の誤差がある。小指の中節骨は他の指骨と比較してレーザーの大きさに対して小さい。このため、指骨の中央部にレーザーを装着しても皮膚変形の影響が無視できないほど大きい可能性がある。したがって、皮膚変形の影響が少ないレーザーの装着方法の検討、皮膚変形の影響を補正する手法の検討が必要である。

## 7. 結論

本研究では、磁気式のモーショキャプチャ装置を用いて人の手指の動作をCGアニメーションとして正確に再現するために必要なスケルトンモデルを生成する手法を提案した。親指のCM関節の位置を他の4指同様に手首位置と区別しない場合と、親指CM関節を手首

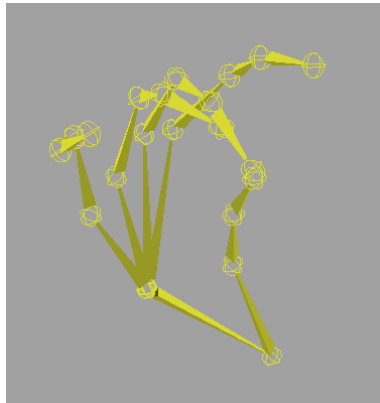


図 10 生成したスケルトン (右手)

Fig.10 Created skeletal model of right hand



図 11 生成したスケルトン (左手)

Fig.11 Created skeletal model of left hand

表 1 指先位置推定誤差 (図 3 のモデルを用い中手骨の姿勢を推定しない場合)

Table 1 Position error of the fingertip without estimating metacarpal posture in the model shown in Fig.3

Error (Right hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	1.94	16.74	16.98	15.66	13.93
Min [cm]	0.00	12.77	12.73	12.43	11.93
Average [cm]	1.68	15.25	15.81	14.25	13.47
Standard Deviation [cm]	0.17	0.90	1.21	0.75	0.55
Error (Left hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	1.58	16.81	16.93	16.23	12.66
Min [cm]	0.00	13.27	12.94	12.61	11.42
Average [cm]	1.24	15.31	15.33	15.33	11.95
Standard Deviation [cm]	0.18	0.74	0.89	0.75	0.20

位置とは区別する場合の 2 通りのモデルで再現精度に違いが出るか検証した。親指の CM 関節位置を手首位置とした場合と比較すると、親指 CM 関節位置を手首位置と変えたほうが親指の指先位置の誤差は小さかった。特に、はじめから見た目に妥当な位置であると判断できる位置に CM 関節が推定されていた左手親指は指先位置の誤差が 3mm 以下であり、CM 関節の位置を手首の位置とした場合の指先位置の誤差 9.9mm と比較して大きく改善さ

表 2 指先位置推定誤差 (図 3 のモデルを用い中手骨の姿勢を推定した場合)

Table 2 Position error of the fingertip with estimating metacarpal posture in the model shown in Fig.3

Error (Right hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	1.58	0.66	0.90	0.89	1.46
Min [cm]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average [cm]	1.31	0.53	0.66	0.68	1.31
Standard Deviation [cm]	0.14	0.07	0.10	0.06	0.05
Error (Left hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	1.32	1.00	1.06	10.25	17.85
Min [cm]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average [cm]	0.99	0.72	0.74	0.74	8.28
Standard Deviation [cm]	0.18	0.09	0.11	1.84	3.12

表 3 指先位置の推定誤差 (図 4 のモデルを用い中手骨の姿勢を推定した場合)

Table 3 Position error of the fingertip with estimating metacarpal posture in the model shown in Fig.4

Error (Right hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	1.10	0.66	0.90	0.89	1.46
Min [cm]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average [cm]	0.93	0.53	0.66	0.68	1.31
Standard Deviation [cm]	0.10	0.07	0.10	0.06	0.05
Error (Left hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	0.37	1.00	1.06	10.25	17.85
Min [cm]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average [cm]	0.28	0.72	0.74	0.74	8.28
Standard Deviation [cm]	0.06	0.09	0.11	1.84	3.12

れており、親指の動作の再現には図 4 に示すモデルが適していることが示された。

計測した動作を再現した際の指先位置での誤差が 3mm 以下と非常に精度良く推定できた指もあるが、逆に平均で 8cm と誤差が非常に大きい指もあった。光学式モーションキャプチャを用いた方法<sup>5)</sup>では指先位置での平均誤差が 1.57mm の精度が実現されており、磁気式モーションキャプチャでも計測方法及び計算方法を改善することで精度の向上が見込めると考える。磁気式モーションキャプチャを用いれば光学式の場合と異なりカメラの死角となるような動作も記録できる。そのため、磁気式でも指先位置の誤差で 1mm 程度の精度を実現できれば、物をつかんだり、道具を扱ったりするカメラの死角となりやすい動作を記録、再現する際に有効な手段となる。本提案手法では関節位置の推定の際にすべての関節を 1 自

表 4 指先位置の推定誤差 (図 4 のモデルを用い中手骨の姿勢を推定し、関節位置を補正した場合)

Table 4 Position error of the fingertip with estimating metacarpal posture and corrected joint positions in the model shown Fig.4

Error (Right hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	0.62	0.66	0.90	0.89	1.46
Min [cm]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average [cm]	0.46	0.53	0.66	0.68	1.31
Standard Deviation [cm]	0.07	0.07	0.10	0.06	0.05
Error (Left hand)	Thumb	Index	Middle	Ring	Little
Max [cm]	0.37	1.00	1.06	2.25	3.12
Min [cm]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Average [cm]	0.28	0.72	0.74	0.74	1.82
Standard Deviation [cm]	0.06	0.09	0.11	0.23	0.62

由度の関節と仮定したが、実際には各関節の自由度は部位によって異なる。したがって、各関節に適切な自由度を設定して関節位置を推定することによって再現精度を向上できる可能性がある。また、小指は他の指に比べて指骨が小さく、特に小指の中節骨はレシーバを指骨の中央部に装着しても皮膚変形の影響を排除できていないと思われる。関節の自由度を増やした関節位置推定方法の検討と小指の皮膚変形の影響を取り除く手法の検討が今後の課題である。

### 参 考 文 献

- 1) K.Mitobe, T.Kaiga, T.Yukawa, T.Miura, H.Tamamoto, A.Rodgers and N.Yoshimura, "Development of a Motion Capture System for a Hand Using a Magnetic Three Dimensional Position Sensor", ACM SIGGRAPH 2006, article No.102, 2006.
- 2) 佐藤潤, 水戸部一孝, 三浦武, 吉村昇, "手指用磁気式モーションキャプチャ装置の開発とキャリブレーション手法", 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2006-118, Vol.106, No.591, pp.1-4
- 3) 齋藤正親, 水戸部一孝, 鈴木雅史, 平成 20 年度電気関係学会東北支部連合大会講演論文集, p.134, 2008 年
- 4) 齋藤正親, 水戸部一孝, 吉村昇, 鈴木雅史, "手指用磁気式モーションキャプチャデータを用いた中手骨の姿勢推定法の検討", 平成 21 年電気学会全国大会講演論文集 [3], p.104, 2009 年
- 5) 宮田なつき, 河内まき子, 栗原恒弥, 持丸正明, "モーションキャプチャを用いた手部高精度姿勢計測", 第 22 回日本ロボット学会学術講演会, 2004 年