

身体動揺を考慮した人体部位の形状計測法

船富 卓哉^{†a)} 飯山 将晃^{††} 角所 考^{††} 美濃 導彦^{††}

Accurate 3D Scanning of Trunk Swaying Human Body Parts

Takuya FUNATOMI^{†a)}, Masaaki HIYAMA^{††}, Koh KAKUSHO^{††},
and Michihiko MINOH^{††}

あらまし 光切断法による人体の三次元形状計測では、人が完全に静止できないことに起因する計測形状のひずみを軽減するため、計測の高速化が図られてきた。これに対し、本研究では、形状計測中の体の揺れである身体動揺を部位ごとに計測し、これに基づいて計測形状を補正することにより、計測の高速化をしなくても計測精度を向上させる手法を提案する。実験により、光切断法による計測精度が1 mm 以下であっても、身体動揺の影響で計測形状の誤差が10 程度になること、提案手法では2 mm 程度の計測精度を達成できることを示した。

キーワード 人体形状計測, 光切断法, 身体動揺

1. ま え が き

人体の三次元形状モデルの利用がアパレル業界や医療など様々な分野で期待されており、人体の三次元形状計測が盛んに行われている。

これまで提案されてきた三次元形状計測手法の中で人体計測に利用できる手法には様々なものがあるが、衣服の設計のような、人体の詳細な形状が必要となる場合には光切断法が用いられることが多い。

光切断法は形状計測に時間を要するため、計測中に計測対象が運動すると、計測の結果として得られる形状(本論文ではこれを“計測形状”と呼ぶ)がその影響を受けてひずんでしまう。人体には静止しようとしても、姿勢を維持するために必要な体の揺れ(本論文ではこれを“身体動揺”と呼ぶ)があり、その影響で形状を正確に計測できない。そこで本研究では、この影響を回避して人体形状を高精度に計測することを目的とする。

計測形状が受ける身体動揺の影響を小さくするアプローチとして、これまでは主に、複数の装置を用いた

計測の並列化 [1], [2] や空間コード化法 [3] などによる形状計測の高速化が試みられてきた。これに対し本研究では、レーザの走査中における身体動揺を計測し、その結果に基づいて光切断法で獲得された計測形状のひずみを補正するというアプローチを提案する。身体動揺による各部位の剛体運動を、体表に貼付した数点のマーカの三次元位置から推定し、その結果をもとに計測形状のひずみを補正する。人体計測では一般的にランドマークとなる解剖学的特徴点を検出するためにマーカを利用することが多く、剛体運動の推定にもこれを用いることができる。

本論文の構成は以下のとおりである。2. では、身体動揺が光切断法に及ぼす影響と、これに対する従来アプローチの問題点について議論する。3. では、身体動揺の計測とそれに基づいた計測形状の補正について述べる。4. では、人体の身体動揺によって受ける影響の程度や提案手法を適用した場合の計測精度を評価するために行った実験結果を示す。5. で後の課題について述べる。

2. 光切断法による形状の計測

2.1 光切断法の原理

光切断法による三次元形状計測では、物体に照射したスリットレーザの反射光をカメラで観測することで、レーザ光が照射されている物体表面の三次元形状を三角測量で求める。レーザ光が照射されている部分の物

[†] 京都大学大学院情報学研究科, 京都市
Graduate School of Informatics, Kyoto University, Yoshida-Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto-shi, 606-8501 Japan

^{††} 京都大学学術情報メディアセンター, 京都市
CCMS, Kyoto University, Yoshida-Nihonmatsu-cho, Sakyo-ku, Kyoto-shi, 606-8501 Japan

a) E-mail: funatomi@mm.media.kyoto-u.ac.jp

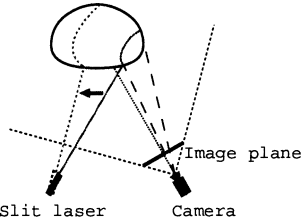


図 1 光切断法による物体形状の計測

Fig.1 Principle of the light stripe triangulation method.

体形状しか獲得できないため、スリットレーザで物体表面を走査することで全体の三次元形状を獲得する(図 1)。この手法は物体の三次元形状を非接触で高精度に計測できることから、様々な物体の形状計測に用いられている。

光切断法による空間分解能は、スリット幅が十分狭いレーザを用いれば、カメラの空間分解能(解像度と観測領域)に依存することになる。このとき、レーザ走査をカメラの分解能及びフレームレートに合わせてゆっくり行うことで、カメラの空間分解能を最大限利用することができ、より詳細な形状データを得ることができる。しかし、計測にもその分だけ余計に時間がかかる。

2.2 光切断法による人体の計測

光切断法では、静止物体(図 2(a))に対してはその形状を正確に獲得することができるが、運動する物体(図 2(b))に対してはスリットレーザを走査する間に物体が(図の場合は下方へ)動いてしまうため、計測形状がひずんでしまう。

Bodyline Scanner(浜松ホトニクス社製)や VOX-ELAN(浜野エンジニアリング社製)など、現在製品化されている人体形状の計測装置では、全身の計測に数秒から数十秒を要する。この間に被計測者が動いてしまうと、上述のように獲得される形状がひずんでしまうため、計測中は被計測者に静止してもらうのが一般的である。ところが、人間はいくら静止しようとしても、計測にかかる数十秒間もの間完全に静止していることはできない。人間は 2 本の足で接地しているため物理的に不安定であり、無意識に重心を移動してバランスをとっている。この重心移動に伴う体の揺れが身体動揺である。

身体動揺は、医学やスポーツ科学などの分野で身体の平衡機能の指標としてよく用いられている。一般的に、身体動揺は容易に測定可能な重心位置の変化(重

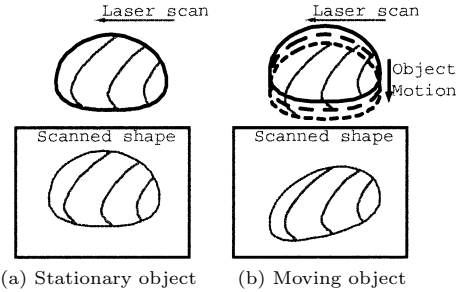


図 2 計測形状が受ける運動の影響

Fig.2 Problems of shape distortion due to object motion.

心動揺)として測定され、重心動揺の軌跡の総延長(軌跡長)や軌跡によって囲まれる内側の面積(動揺面積)によって評価される。計 20 人の日本人に対して行われた重心動揺の計測では、開眼直立時で重心動揺距離の時間平均がおおよそ 20 (mm/s)、動揺面積がおおよそ 100 (mm²)になると報告されている[4]。人体程度の大きさの静止剛体に対する光切断法の計測精度が 1 mm 以下であることから考えると、これは無視できない大きさの値であり、計測精度の低下を招く要因になる。

身体動揺に起因する計測形状のひずみへの対策には、次の二つが考えられる。一つは計測時間を短縮することで、計測形状が受ける身体動揺の影響を小さくする方法である。もう一つは計測中における計測対象の身体動揺を何らかの方法で獲得し、それに基づいて計測形状が受けた影響を補正する方法である。

2.2.1 走査の並列化による計測の高速化

本項では、形状計測の高速化とそれに伴って新たに発生する問題点について述べる。

計測にかかる時間を短縮するには、レーザ走査の高速化が必要である。しかし、計測精度を維持したままスリットレーザの走査速度そのものを上げるのは困難である。なぜなら、計測精度を維持するためには走査速度を上げると同時にカメラのフレームレートも上げる必要があり、短いシャッター間隔でもレーザの反射光が観測できるように、レーザ光の出力も上げる必要がでてくる。人体を計測する場合には、レーザを高出力で照射するのには危険が伴うため、好ましくない。

レーザの走査速度を変えず、計測精度を維持したまま計測にかかる時間を短縮するアプローチとして、複数のスリットレーザを用いて走査を並列化することが考えられる。その一つとして、人体の全身形状を

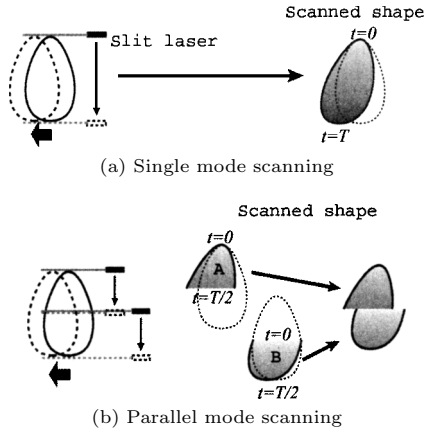


図 3 並列走査によって獲得される形状
 Fig. 3 Mismatching problem in parallel mode scanning.

16 台のレンジファインダを用いて並列に計測することで、約 2 秒での計測を可能とした装置が提案されている [2]。走査の並列化として、計測に用いるスリットレーザの本数を増やせば増やすほど計測にかかる時間を短縮することができ、計測形状が運動によって受ける影響を小さくすることができる。しかし、複数になったスリットレーザのカメラ画像における対応付けが必要になる。この問題を解決するため、符号化格子法 [1] や空間コード化法 [3] などが提案されているが、計測にかかる時間をある程度以上短縮することはできない。

また、複数のレーザを使った光切断法による計測では、通常の光切断法では起こらなかった問題が発生する。図 3 は、左から右へ運動する物体をレーザで上から下へ走査し、形状を計測した様子を示したものである。並列走査により各レーザから断片的な形状 (図 3 (b) の A, B) を獲得することができ、最終的に獲得される計測形状はそれらをつないだものになる。こうして獲得される形状は、通常の光切断法で計測した形状 (図 3 (a)) よりも運動から受けた影響が小さくなる。しかし、断片的な形状のつなぎ目 (図 3 (b), A と B の間) では、それぞれの部分を獲得した時刻が異なるために計測形状が不連続になり、計測結果を利用する際に不都合が生じる。

2.2.2 身体動揺に基づいた計測形状の補正

前項で述べた従来のアプローチに対し、本研究では被計測者の身体動揺に基づいて計測形状が受けた影響を補正するアプローチを提案する。人体は姿勢の変化

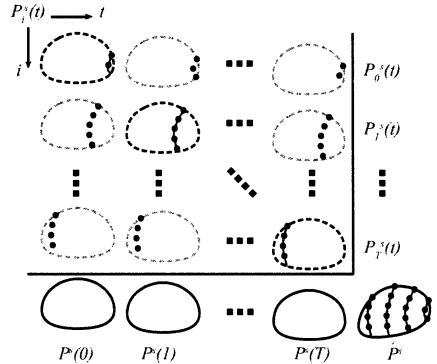


図 4 部分形状の時間変化
 Fig. 4 Rigid motion of object's slices.

に伴い筋肉収縮などによる形状変化が起こるが、被計測者が同一の姿勢を維持しようとするれば、局所的には形状がほとんど変化しないといえる。しかし姿勢を一定に保っても、人体は静止し続けていることはできない。そこで、人体を多関節剛体とみなし、形状計測中の身体動揺による運動を各部位の剛体運動によって記述する。本手法では人体を頭部・胸部・腹部と左右の上腕部・前腕部・上腿部・下腿部の計 11 部位に分ける。

上の 11 個の部位 s ($s = \text{頭}, \dots, \text{右下腿}$) の形状は、その表面上の各点の集合で表すことができる。これらの各点の座標は身体動揺によって変化するので、時刻 t における部位 s 上の各点の座標を同次座標系による四次元列ベクトル $p_0^s(t), p_1^s(t), \dots$ で表すと、部位 s 全体の形状 $P^s(t)$ は、ベクトルを並べた行列によって次式のように表される。

$$P^s(t) = \begin{pmatrix} p_0^s(t) & p_1^s(t) & \dots \end{pmatrix} \quad (1)$$

今、 $P^s(t)$ に対して、ある時刻 $t = i$ にスリットレーザが照射され、その部分の形状が計測されたとすると、このとき獲得される形状は $P^s(t)$ の一部分に相当する。その部分の形状を $P_i^s(t)$ と表す (図 4)。 $P_i^s(t)$ は、式 (1) と同様に四次元列ベクトルを並べた、 $P^s(t)$ の部分行列となる。スリットレーザで部位 s の各部分が順番に走査されていく時刻を $t = 0, 1, \dots, T$ とすると、その結果獲得される部位 s 全体の計測形状 \hat{P}^s は次式で表される。

$$\hat{P}^s = \begin{pmatrix} P_0^s(0) & \dots & P_T^s(T) \end{pmatrix} \quad (2)$$

身体動揺による運動の影響で、 $t \neq i$ のとき $P_i^s(t) \neq P_i^s(i)$ となるため、光切断法で獲得した形状 \hat{P}^s はい

かなる時刻 t に対しても $\hat{P}^s = P^s(t)$ とはならない。

時刻 i を基準とした時刻 j における部位 s の身体動揺による剛体運動を、六つのパラメータで決定される 4×4 行列 W_{ij}^s として表すと、時刻 i に獲得される部分形状 $P_i^s(i)$ の、時刻 0 における形状 $P_i^s(0)$ は次式によって得られる。

$$P_i^s(0) = W_{i0}^s P_i^s(i) \quad (3)$$

これを用いて光切断法で得られる形状 \hat{P}^s を補正し、時刻 0 における部位 s 全体の形状 $P^s(0)$ を次式によって求めることができる。

$$\begin{aligned} P^s(0) &= \begin{pmatrix} P_0^s(0) & \cdots & P_T^s(0) \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} W_{00}^s P_0^s(0) & \cdots & W_{T0}^s P_T^s(T) \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (4)$$

最後に、部位ごと得られた補正形状 $P^s(0)$ をそのまま並べることでそれらを統合し、全身の形状 $P(0)$ を獲得する。

$$P(0) = \begin{pmatrix} P^{\text{頭}}(0) & \cdots & P^{\text{右下腿}}(0) \end{pmatrix} \quad (5)$$

3. 身体動揺の計測とそれに基づいた計測形状の補正

3.1 各部位の剛体運動の獲得

レーザ走査中の身体動揺による各部位 s の剛体運動を計測するため、各部位の表面にそれぞれ $N^s (\geq 3)$ 点のマーカを配置し、それらの各時刻における三次元位置を複数のカメラを用いてステレオ計測する。これに基づいて、計測中の各時刻における剛体運動を部位ごとに推定する。

光切断法では、計測対象に照射したスリットレーザの反射光をカメラで観測するため、計測は一般的に暗所で行われる。これは、形状を精度良く獲得するためには、カメラ画像上で検出されるレーザ光を精度良く検出する必要があり、他の光の影響を抑えるためである。一方、カメラ画像におけるマーカ位置の検出では輝度値を用いるため、マーカがカメラ画像上で検出できる程度に写っている必要がある。この二つを 1 台のカメラで同時に観測することは困難であるため、本手法では光切断法で用いるカメラとは別に撮影同期のとれた校正済みのカメラを複数台用いる。各カメラの露出やゲインを調節することで、光切断法による形状の計測と同時に体表に貼付したマーカの位置変化を観測

する。なお、カメラの校正には Zhang の方法 [5] と植芝らの方法 [6] を用いた。

a) マーカ位置の追跡

部位 s の k 番目のマーカ $M_k^s (k = 1, \dots, N^s)$ の時刻 t における三次元位置 $M_k^s(t)$ を獲得するためには、まず各々のカメラに対して時刻 t におけるフレーム $I(t)$ でのマーカ M_k^s の二次元位置 $m_k^s(t)$ が必要である。

本手法では、初期フレーム $I(0)$ における各マーカの位置 $m_k^s(0)$ は手で与え、残りのフレーム $I(t)$ における各マーカの位置 $m_k^s(t)$ は、前フレームでのマーカ位置 $m_k^s(t-1)$ とその輝度値、及び $I(t)$ における位置 $m_k^s(t-1)$ 周辺の輝度値に基づいて逐次的に求めることで、以下のようにマーカ位置の追跡を行う (図 5)。

マーカ位置の変化は身体動揺によるものであるため、時刻 $t-1$ から t までのマーカ位置の変化は微小であり、時刻 t におけるマーカ位置 $m_k^s(t)$ は、時刻 $t-1$ におけるマーカ位置 $m_k^s(t-1)$ の近傍にあると考えられる。そこでカメラ画像 $I(t)$ に対し、 $m_k^s(t-1)$ (図中 で示す) を中心とする正方形領域 D_1 の中で、輝度値が $I(t-1)$ における $m_k^s(t-1)$ の位置の画素の輝度値に最も近く、かつその中で $m_k^s(t-1)$ に最も近接している画素の位置を、 $m_k^s(t)$ の推定位置 $\tilde{m}_k^s(t)$ (図中 で示す) とする。こうして得られた $\tilde{m}_k^s(t)$ をもとに、マーカ M_k^s が写っている領域の重心位置を求める。

ただし、4. で述べる計測精度の評価実験では、標本点として多数のマーカを密に配置している。この状況でも追跡が失敗しないよう、領域 D_1 はある程度小さく設定するが、この場合マーカ M_k^s 全体が領域 D_1 に

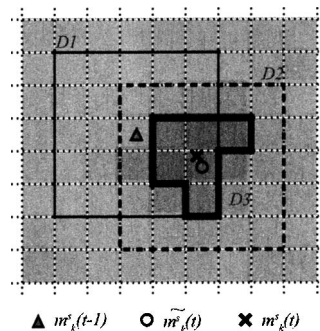


図 5 マーカの追跡
Fig. 5 Marker tracking method.

含まれない可能性がある．そのため、改めて $\tilde{m}_k^s(t)$ を中心とする正方形領域 D_2 内で $\tilde{m}_k^s(t)$ との輝度値の差が大きい値よりも小さい画素からなる領域 D_3 を求め、その重心位置を $m_k^s(t)$ (図中 \times で示す) とする．

以上の手法で、ほぼ正確にマーカ位置のフレーム間追跡が可能であることが実験的に確かめられているが、レーザがマーカ上を通過したときなどにはマーカの中心位置を正確に検出できないことがある．そのため、目視によるマーカ追跡結果の確認を行い、追跡や検出位置に誤りが発生したときにはマーカ位置 $m_k^s(t)$ を手動で修正する．また、カメラ間でのマーカの対応付けはあらかじめ手動で与える．

b) 剛体運動の推定

各カメラ画像に対して前節のマーカ追跡処理を行い、それらのカメラに基づいたステレオ計測によって、マーカ M_k^s の三次元位置 $M_k^s(t)$ を求める．このとき $M_k^s(0)$ について次式が成り立つ．

$$M_k^s(0) = W_{t_0}^s M_k^s(t) \quad (6)$$

これを満たす $W_{t_0}^s$ を求めるために、マーカ位置の計測誤差や微小な形状変化による影響を考慮して、誤差関数 $E^s(W)$ を次式のように定義し、剛体運動を表す行列 W について最小化する．

$$E^s(W) = \frac{1}{N^s} \sum_{k=1}^{N^s} \|M_k^s(0) - WM_k^s(t)\| \quad (7)$$

この最小化のためのアルゴリズムとして、本手法では局所解に陥りにくい Powell の収束法 [7] を用い、その結果得られる W を $W_{t_0}^s$ の推定値 $\widetilde{W}_{t_0}^s$ とする．

3.2 計測形状の補正

前節で得られた $\widetilde{W}_{t_0}^s$ を用いて、2.2.2 で述べた方法により部位 s の光切断法で計測した形状 \hat{P}^s を補正する．まず、全身の計測形状 \hat{P} を人体の各部位 s の形状 \hat{P}^s へ手動で分類する．次に、各部位 s の形状データ \hat{P}^s を計測した時刻 i ごとに部分形状 $P_i^s(i)$ に分ける．これを 3.1 で得た $\widetilde{W}_{i_0}^s$ を用いて、式 (3) によって時刻 0 での部分形状 $P_i^s(0)$ に補正する．こうして得られた時刻 0 における部分形状 $P_i^s(0)$ を、式 (4), (5) によって統合することで、時刻 0 における各部位 s の形状 $P^s(0)$ や全身形状を獲得する．

4. 実験と考察

4.1 実験方法

精度評価を行うため、人体の各部位 s に多数のマー

カ $M_k^s (k = 1 \dots, N^s)$ を貼付し、計測中の各時刻 $t = 0, \dots, T$ において、これらの三次元位置 $M_k^s(t)$ を 3.1 の手法により計測した．

4.1.1 人体各部位の変形の評価

まず、人体を多関節剛体とみなすことによってどの程度精度が悪化するのを実験によって検証する．筋肉収縮などによる、剛体運動では記述できない変形が人体の各部位 s でどの程度起こっているかを検証するため、計測時間 $[0, T]$ におけるマーカ位置の変化を観測し、それが剛体運動とどの程度乖離しているかを評価する．任意の異なる二つの時刻 i, j 間の身体動揺による部位 s の剛体運動 W_{ij}^s をマーカ位置 $M_k^s(i)$, $M_k^s(j)$ に基づいて推定するため、Powell の収束法により次式を最小化する．

$$E^s(W) = \frac{1}{N^s} \sum_{k=1}^{N^s} \|M_k^s(j) - WM_k^s(i)\| \quad (8)$$

この結果得られる W_{ij}^s の推定値を \widetilde{W}_{ij}^s とする．この \widetilde{W}_{ij}^s に対する誤差関数の残差 $E^s(\widetilde{W}_{ij}^s)$ を、任意の異なる二つの時刻間で平均した値 E_W^s として次式のように定め、これによって各部位 s の変形の程度を評価することができる．

$$E_W^s = \frac{1}{T(T+1)} \sum_{\substack{i,j \\ i \neq j}} E^s(\widetilde{W}_{ij}^s) \quad (9)$$

4.1.2 マーカ位置の計測誤差の評価

前項の実験で得られる残差平均 E_W^s は、部位 s の変形に加えてマーカ位置の計測誤差にも影響される．そこで、形状変化が起こらない剛体としてマネキンを用いて、人体の代わりに前節と同様の実験を行うことでマーカ位置の計測誤差の大きさを評価する．人がマネキンを抱えることで、身体動揺と同様の剛体運動を実現し、式 (9) によって残差平均 E_W^s ($\overline{E_W^s}$ とする) を求めることで、マーカ位置の計測誤差を評価することができる．

4.1.3 光切断法による計測精度の評価

次に、光切断法の計測精度に対する身体動揺の影響を評価するため、任意の時刻におけるマーカの三次元位置を用いて、身体動揺の影響を受けた光切断法の計測形状をシミュレートする．

計測時間 $[0, T]$ においてマーカを観測したカメラ C, L から獲得された画像列 $I^C(t), I^L(t)$ を用いて光切断法のシミュレーションを行う．スリットレーザの

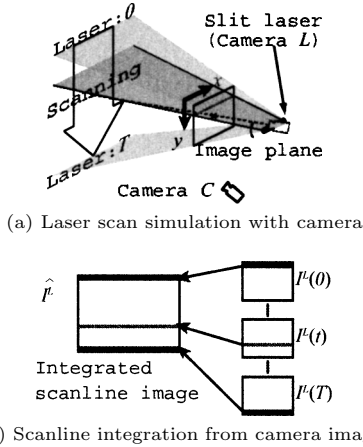


図 6 光切断法のシミュレーション
Fig.6 Simulation of the light stripe scan method.

平面がカメラ L のレンズ中心を通る場合、物体に照射されたレーザの反射光はカメラ画像 $I^L(t)$ 上で直線になる。そこで、スリットレーザの平面が、カメラ画像の x 軸（水平方向）に平行でカメラのレンズ中心を通るものとして、これを y 軸方向（垂直方向）に沿って走査した場合を考える。このとき、時刻 t におけるカメラ C_L の画像 $I^L(t)$ で、スリットレーザの反射光はカメラ座標 $(x, y) : (0 \leq x \leq 1, 0 \leq y \leq 1)$ において $y = t/T$ で表される直線になる（図 6(a)）。ここで、カメラ L の各時刻の画像 $I^L(t)$ から $y = t/T$ の直線上にある画素を取り出し、それらをすべての時刻について並べた画像（図 6(b)）を合成すると、上で述べた方法による計測対象へのレーザ走査を観測した画像と同等のものを得ることができる。本研究ではこの画像を走査画像 \widehat{I}^L と呼ぶことにする。

走査画像 \widehat{I}^L における各マーカ M_k^s の位置 $\widehat{m}^L = (\widehat{x}_k^s, \widehat{y}_k^s)$ に対して、スリットレーザがそのマーカを照射した時刻は \widehat{y}_k^s/T として定まる。光切断法ではスリットレーザが照射された部分の形状しか獲得できないため、光切断法で獲得されるマーカの三次元位置 \widehat{M}_k^s は、時刻 \widehat{y}_k^s/T におけるマーカ位置 $M_k^s(\widehat{y}_k^s/T)$ となる。このマーカ位置はカメラ C, L の画像列のうち時刻 \widehat{y}_k^s/T に観測したものをを用いたステレオ計測により求めることができる。こうして上のような走査方法による光切断法をシミュレートしたときの各マーカの三次元位置 \widehat{M}_k^s が求まる。

一方、走査画像ではなく、カメラ C, L の画像列 $I^C(t), I^L(t)$ をそのまま用いれば、任意の時刻 t にお

けるマーカの三次元位置 $M_k^s(t)$ を求めることができる。

部位 s ごとに、 \widehat{M}_k^s と $M_k^s(t)$ の相違 $E_L^s(t)$ を次式により求めれば、身体動揺によって影響を受けた光切断法の計測精度を評価することができる。

$$E_L^s(t) = \frac{1}{N_s} \sum_{k=1}^{N_s} \|\widehat{M}_k^s - M_k^s(t)\| \quad (10)$$

4.1.4 提案手法による計測精度の評価

上述のように光切断法をシミュレートして獲得したマーカ位置 \widehat{M}_k^s に対し、提案手法を適用する。各部位 s に貼付した N^s 個のマーカのうち三つを剛体運動の推定のためのマーカ、残りを提案手法による計測精度の評価のための標本点として利用する。まず三つのマーカの三次元位置から、時刻 0 を基準としたすべての時刻 t における各部位の剛体運動の推定値 $\widehat{W}_{t_0}^s$ を獲得する。これに基づき、前項の手法によって残り $(N^s - 3)$ 個のマーカの位置 \widehat{M}_k^s を補正する。こうして得られる補正後のマーカ位置 $\widehat{M}_k^s(0)$ と、時刻 0 において計測されたマーカ位置 $M_k^s(0)$ との相違 E_S^s を次式のように求めることにより、提案手法の計測精度を評価することができる。

$$E_S^s = \frac{1}{N^s} \sum_{k=1}^{N^s} \|\widehat{M}_k^s(0) - M_k^s(0)\| \quad (11)$$

4.2 実験結果

まず、マーカ位置の計測誤差を評価するために行った 4.1.2 の実験結果を示す。マネキンの表面に 58 点のマーカを貼付し（図 7(a)）、これらの三次元位置を観測した。なお、マーカは約 3 mm のものをを用い、約 20 mm 間隔で格子状に貼付した。図 7(b) に、マーカ位置が観測中最も離れた二つ時刻 $t = 18, 123$ における三次元位置に対してパッチを構成したものを示す。任意の異なる時刻間で剛体運動を推定し、残差平均を求めたところ $\overline{E_W} = 0.73$ (mm) となり、マーカ位置の計測誤差が約 1 mm 以下であることが確認された。図 7(c) に、時刻 $t = 18, 123$ における剛体運動を推定し、推定結果に基づいてマーカ位置を合わせたものを示す。図から剛体運動がうまく推定できていることが分かる。

次に、人体の変形の程度 E_W^s 、光切断法の計測精度 E_L^s 、提案手法の計測精度 E_S^s を評価する実験とその結果を示す。胸部・腹部でそれぞれ約 70 点、頭部・上腕・前腕・上腿・下腿でそれぞれ約 30 点のマーカを

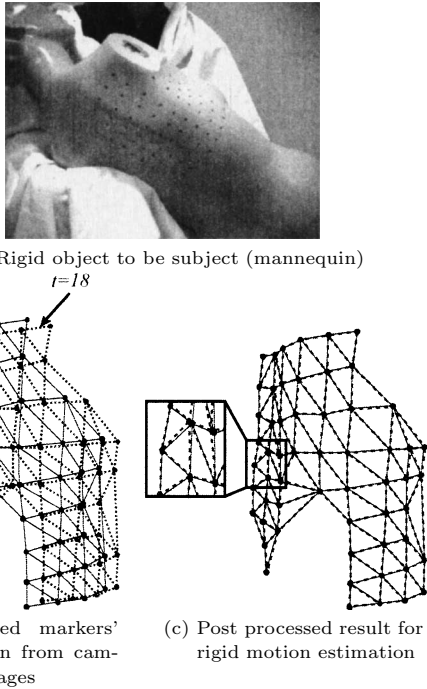


図 7 マーカ位置の計測精度

Fig. 7 Experiment to evaluate the accuracy of markers' position.

配置し、約 30 秒間マーカ位置の計測を行った。なお、計測の間は被計測者になるべく同一姿勢を維持するよう努めてもらい、更に呼吸も止めてもらった。

上腕部を計測した実験での時刻 0 におけるカメラ画像と光切断法のシミュレーションのために生成した走査画像を図 8 に示す。走査画像から、光切断法によって獲得される形状が身体動揺の影響ではずんでしまうことが見てとれる。また、上腕部に配置したマーカの時刻 0 における位置、光切断法でのマーカ位置、提案手法の適用結果のそれぞれに対し、パッチを生成したものを図 9 に示す。なお、図中に黒丸で示した三つのマーカを用いて剛体運動の推定を行い、白丸のマーカを用いて精度の評価を行った。

人体の各部位 s で計測したマーカ位置から、式 (9) により算出した形状変化 E_W^s 、式 (10) により算出した光切断法による計測精度 $E_L^s(t)$ 、式 (11) により算出した提案手法の計測精度 E_S^s を、表 1 に示す。ただし、光切断法による計測精度 $E_L^s(t)$ は、提案手法の計測精度の比較対象と同じにするため、時刻 0 におけるマーカ位置との比較結果 $E_L^s(0)$ を示す。

表 1 より、各部位での形状変化 E_W^s が 1 mm 程度

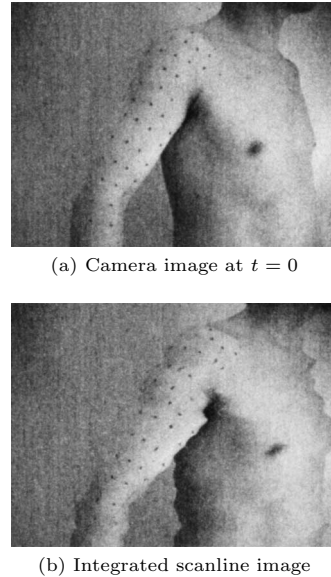


図 8 走査画像の生成結果

Fig. 8 Experimental result of integrated scanline image.

● for rigid transform estimation ○ for accuracy evaluation

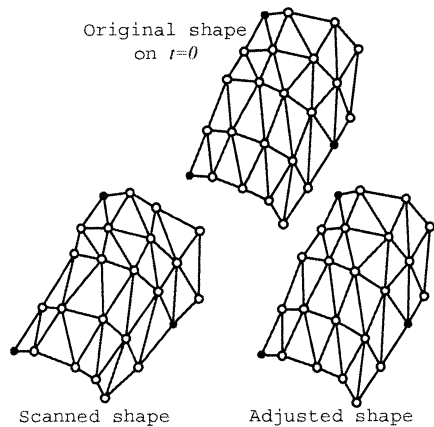


図 9 マーカ位置の計測結果

Fig. 9 Experiment for markers' position measurement and adjustment.

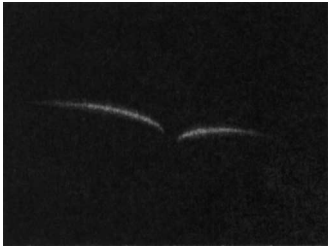
表 1 各部位における計測誤差 (単位: mm)

Table 1 Measurement accuracy evaluation for different body-parts. (mm)

部位 s	頭部	胸部	腹部	上腕	前腕	上腿	下腿
E_W^s	0.69	0.70	0.89	1.54	1.14	1.16	1.87
$E_L^s(0)$	10.32	7.48	6.56	31.50	7.16	3.94	3.35
E_S^s	1.09	1.47	1.56	1.86	1.99	1.25	2.64



(a) Camera image for motion estimation



(b) Camera image for shape scan

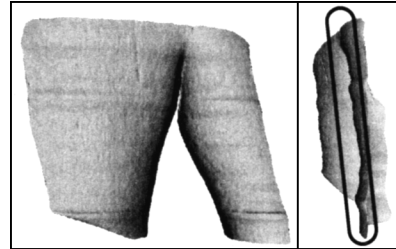
図 10 異なるカメラによるマーカとレーザの計測

Fig. 10 Synchronous observations of markers and laser scans.

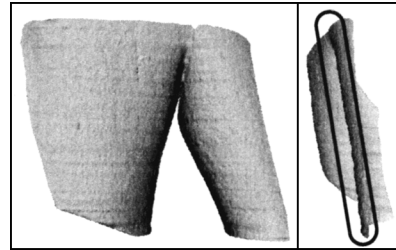
であった．これにより，人体の各部位を剛体とみなしても身体動揺によって計測が影響を受けない場合には，1 mm 程度の計測精度を実現できることが示される．しかし，光切断法による計測では，身体動揺の影響で計測精度 $E_L^s(0)$ が約 10 mm まで低下している．これに対し，計測した身体動揺に基づいて補正を行うことで，すべての部位において計測精度が大きく向上し，計測精度 E_S^s をおよそ 2 mm に維持することができた．

次に，上腕部・背部に対する光切断法を用いた形状計測実験を行った．光切断法により形状を計測し，同時に身体動揺を計測するため，体表に貼付したマーカの位置も計測した．レーザとマーカの両方を計測するため，露出とゲインを適当に調節した 2 種類のカメラを 2 台ずつ用いた．これらのカメラでマーカ・レーザそれぞれを観測した画像を図 10 に示す．

これらのカメラを用いて，通常の光切断法と同様にスリットレーザを用いて形状を計測した結果と，このとき計測した身体動揺に基づき提案手法による補正を計測形状に適用した結果を図 11 に示す．枠で囲んだ部分に示すように，通常の計測形状は身体動揺の影響でひずんでいたが，提案手法を適用することで，身体動揺の影響を補正できていることが分かる．



(a) Acquired shape form contemporary method



(b) Result of the proposed method

図 11 形状計測結果

Fig. 11 Comparison of contemporary and proposed method for shape reconstruction.

5. む す び

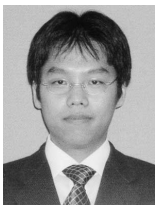
本論文では光切断法によって人体の三次元形状を計測した場合，計測形状が身体動揺の影響による精度低下を生じることが示すとともに，形状計測と同時に計測した身体動揺を用いて計測形状を補正することで計測精度を向上させる手法を提案した．また，提案手法の有効性を確認するために，光切断法による計測形状が受ける身体動揺の影響の程度や提案手法による補正の効果を実験により評価した．身体動揺を考慮しなかった場合には光切断法の計測精度が 10 mm 程度まで低下するのに対し，提案手法を適用することで，2 mm 程度の計測精度を達成できることを示した．

今後の課題としては，提案手法を全身の形状計測にも適用し，本手法の有効性を確認することが挙げられる．図 11 に示した実験結果において，胸部と上腕部のつなぎ目で 2~3 mm 程度のずれが起こっている．これは関節部分において発生する形状変化に起因すると思われる．全身の形状を計測する場合には問題になると予想される．そのため，補正形状の統合において工夫が必要になると考えられる．また，本手法では体表のマーカ位置の検出や計測形状の各部位への分類において手作業が入っているため，これらの自動化も課題として挙げられる．計測形状の各部位への分類について

は、本論文の実験では手動で行ったが、[8]による自動化が考えられる。

文 献

- [1] 吉見 隆, 植芝俊夫, 大島正毅, “複数光源によるレンジファインダシステム” 日本ロボット学会誌, vol.9, no.7, pp.803-812, Dec. 1991.
- [2] 山内航一郎, 柴田 進, 二川貴志, 佐藤幸男, “人体の3次元形状計測システムの開発” 画像の認識・理解シンポジウム (MIRU2004), pp.I-589-594, July 2004.
- [3] 佐藤宏介, 井口征士, “空間コード化による距離画像入力” 信学論 (D), vol.J68-D, no.3, pp.369-375, March 1985.
- [4] 人間生活工学研究センター, 高齢者身体機能データベース, <http://www.hql.or.jp/gpd/jpn/www/adb/>
- [5] Z. Zhang, “A flexible new technique for camera calibration,” Microsoft Research, MSR-TR-98-71, 1998.
- [6] 植芝俊夫, 富田文明, “奥行パラメータの逐次推定による多視点透視投影画像のための因子分解法” 信学論 (D-II), vol.J81-D-II, no.8, pp.1718-1726, Aug. 1998.
- [7] W.H. Press, S.A. Teukolsky, W.T. Vetterling, and B.P. Flannery (著), 丹慶勝市, 奥村晴彦, 佐藤俊郎, 小林 誠 (訳), Numerical recipes in C, 技術評論社, 1993.
- [8] 船富卓哉, 毛呂 功, 水田 忍, 美濃導彦, “クラスタリングを用いた人体点群データからの表面再構成” 信学論 (D-II), vol.J87-D-II, no.2, pp.649-660, Feb. 2004.
(平成 16 年 9 月 27 日受付, 17 年 2 月 4 日再受付)



船富 卓哉 (学生員)

平 14 京大・工・情報卒・平 16 同大学院情報学研究科修士課程了。現在, 同大学院・情報学研究科博士後期課程在学中。三次元モデル, 人体形状計測に関する研究に従事。



飯山 将晃 (正員)

平 10 京大・工・情報工卒・平 15 同大学院情報学研究科博士後期研究指導認定退学。同年同大学学術情報メディアセンター助手。コンピュータビジョン・三次元データ処理の研究に従事。IEEE, 情報処理学会各会員。



角所 考 (正員)

昭 63 名大・工・電気卒・平 5 阪大大学院工学研究科通信工学専攻博士課程了。平 4~6 日本学術振興会特別研究員。平 5~6 スタンフォード大学ロボティクス研究所客員。平 6 大阪大学産業科学研究所助手。平 9 京都大学総合情報メディアセンター助教授。平 14 同大学学術情報メディアセンター助教授。視覚メディア処理, コミュニケーション, インタラクションに関する研究に従事。博士 (工学)。IEEE, ACM, 情報処理学会, 人工知能学会各会員。



美濃 導彦 (正員)

昭 53 京大・工・情報工卒・昭 58 同大学院博士課程了。同年工学部助手, 昭 62~63 マサチューセッツ州立大学客員研究員, 平元京都大学工学部附属高度情報開発実験施設助教授, 平 7 同教授, 平 9 京都大学総合情報メディアセンター教授, 平 14 京都大学学術情報メディアセンター教授。画像処理, 人工知能, 知的コミュニケーション関係の研究に従事。工博, IEEE, ACM, 情報処理学会, 画像電子学会, 日本ロボット学会各会員。