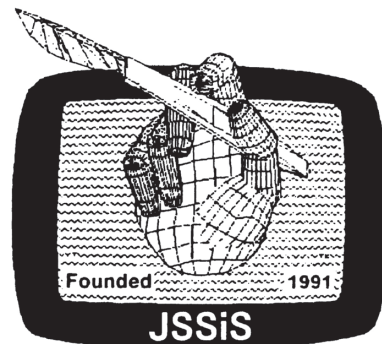


VOLUME 23 NUMBER 2
JANUARY 2016
68-88

日本シミュレーション外科学会会誌



第23巻 第2号
2016年1月号

Journal of The Japan Society for Simulation Surgery

日本シミュレーション外科学会会誌
Journal of The Japan Society for Simulation Surgery

第 23 卷 第 2 号 2016 年 1 月号

Vol. 23 No.2 January 2016

目 次
CONTENTS

原 著

レーザーライン光走査方式と LED (Light Emitting Diode) パターン光投影方式の ハンドヘルド型表面形状計測装置の比較検証	3
梶田 大樹、彦坂 信、金子 剛、高松 亜子	
有限要素法を用いた Bilobed Flap の静力学的検討～皮弁の大きさと応力との相関～	13
加藤 基、上田 和毅、梶川 明義、大河内真之、斎藤 昌美、望月 靖史	
会則	19
会誌投稿規定	21

レーザーライン光走査方式とLED (Light Emitting Diode) パターン光投影方式のハンドヘルド型表面形状計測装置の比較検証

梶田 大樹、彦坂 信、金子 剛、高松 亜子

国立研究開発法人 成育医療研究センター形成外科

Comparison of handheld laser scanner and LED scanner for body surface measurement

Hiroki Kajita, Makoto Hikosaka, Tsuyoshi Kaneko, Ako Takamatsu

Department of Plastic and Reconstructive Surgery, National Center for Child Health and Development

Abstract

The use of many kinds of three-dimensional (3D) surface imaging system has been reported in the field of plastic surgery for such purposes as preoperative planning or assessment of surgical outcomes.

In our Clinic for Baby's Head Shape, we have been using OMEGA Scanner, a self-positioning handheld laser scanner, to collect data for production of molding helmets for the treatment of deformational plagiocephaly since October 2013. In the previous study, we reported the validity and reliability of OMEGA Scanner in body surface measurement.

In April 2013, the new scanner OMEGA Scanner 3D was released. The primary difference between the two scanners is that the OMEGA Scanner 3D uses structured light via light-emitting diodes (LEDs) to create 3D surface images, while its predecessor uses linear lasers.

In this study, we evaluated the validity and reliability of the new scanner, and compared with the previous one. In general, the new LED scanner was capable of capturing wider area quickly without significant loss of precision. When scanning the moving objects, the new scanner achieved precision comparable to when scanning static objects. These properties make the LED scanner advantageous in clinical use especially when scanning objects that are difficult to stabilize such as baby's head.

Key words : 人体計測、三次元形状計測、精確さ、頭位性斜頭症、頭蓋形状誘導ヘルメット

【序 論】

1970～80年代から臨床応用が始まった非接触式三次元形状計測装置（以下、形状スキャナ）は、新しい計測方法の開発やコンピュータの進歩に伴って改良が進み、現在では多様な種類の形状スキャナが市場に出回っている¹⁾。形成外科領域でも1990年代から現在までに、術前の手術計画や術前後の形態評価などの目的に、種々の形状スキャナの利用が報告されている^{2,3)}。かつては一方向の計測しかできず、スキャンの死角となる領域がデータの欠損となる問題があったが、現在は複数のカメラを用いて得られたデータや、ハンドヘルド型のスキャナで複数方向から計測して得られたデータを自動で合成する技術が進歩することで、この問題が解決されつつある^{1,4)}。

国立成育医療研究センター形成外科（以下、当科）

では、ハンドヘルド型のレーザー光利用三次元形状計測装置であるOMEGA Scanner（Ohio Willow Wood社、Ohio, USA）を2012年12月に導入し、2013年10月からは頭位性斜頭症（出生前および生後の外圧による頭蓋変形）に対する治療において、頭蓋形状誘導ヘルメットの採型に用いている。OMEGA Scannerを臨床で使用するにあたっては、過去にその精確さと汎用性について基礎的・実用的な検証を行い、人体計測において十分な精確さを有すると報告した⁵⁾。

2013年4月からはWindows XPのサポート終了などに伴い、OMEGA Scanner（以下、旧機種）の後継機としてOMEGA Scanner 3D（以下、新機種）が販売され、当科では2014年10月から同機種を使用している。

2機種の間違点として、旧機種ではレーザーによるライン光走査方式を採用しているのに対し、新機種ではLED光によるパターン投影方式に基づく計測を行うことが第一に挙げられる。Ohio Willow Wood社は、これに伴う改善点として以下を挙げている。1) 計測カメラが2個から1個に減り、器械が軽く小さくなっ

〒157-8535 東京都世田谷区大蔵 2-10-1
TEL 03-3416-0181 FAX 03-3416-2222
E-mail: jmrbox767@gmail.com



図1 機器の外観
新機種 OMEGA Scanner 3D (LED スキャナ)

た(図1)。2)一度で広い範囲の照射・計測が可能となり、また計測の際に必要なマーカースールの枚数が減ったことで、計測に要する時間が短縮された⁶⁾。

今回、我々は新機種の精確さと汎用性について検証し、旧機種との比較を行うことで、ライン光走査方式とパターン投影方式の形状スキャナの特徴について知見を得たのでここに報告する。

【方 法】

精確さの検証

新機種を用いて、前回の検証と同様に、卓球ボールとビリヤードボールをスキャンして Standard Template Library (以下、STL) データを取得し、解析ソフトウェア Body-Rugle (Medic Engineering 社、京都) で球の直径の計測を行い、精確さを評価した。

卓球ボールはスリースター規格の公表直径 40 mm の硬式球 AGF-10708 (アディダス社、中国製)、ビリヤードボールはプロカップ規格の公表直径 57.1 mm の手球ドットボール ARAMITH (Saluc 社、ベルギー製) を用いた。これらはいずれも、国際規格で直径が規定されているものである。

Body-Rugle はスキャンした物体を球であると仮定し、乱数で球の中心座標 (X、Y、Z) と半径の 4 つの変数を発生させて別に球の式を作成し、作成した球とスキャンした物体の頂点座標の誤差の二乗和が最小になるような球の直径を採用することで、直径を計測している⁷⁾。

精確さは、真度、繰り返し精度、再現精度に分けて評価した⁸⁾。

<真度 trueness> 真の値 (真値) とどれだけずれているかの指標である⁸⁾。ノギスとスキャナでビリヤードボールおよび卓球ボールの直径を 10 回ずつ計測し、ノギスで得られた平均値を真値と定義して、スキャナで得られた各計測値と真値との差の絶対値の平均値を真度とした。数値が小さいほど、優れていると言える。ノギスは、公表繰り返し精度 0.01 mm の

AD-5761-150 (エー・アンド・デイ社、東京) を使用した。また旧機種との比較を行うため、有意差検定として新旧両機種で得られた真度について Mann-Whitney の U 検定を行った (計測回数が 10 回ずつと比較的少数のため、ノンパラメトリック検定を採用した)。さらに同等性の検定のため、旧機種の真度の 95% 信頼区間を新機種に許容される真度のマージンと設定し、新機種の 95% 信頼区間について検討を行った。

<繰り返し精度 repeatability> 環境や計測者を変えずに繰り返し計測した場合の精度である⁸⁾。同じ計測者が 10 回のスキャンを続けて行って得られた直径の計測値の標準偏差とした。数値が小さいほど、優れていると言える。

<再現精度 reproducibility> 環境や計測者が異なる条件下で同一の計測を行った場合の精度である⁸⁾。環境は変えずに 2 人の計測者が 10 回ずつスキャンを行って直径を計測し、それぞれ得られた平均値の差とした。数値が小さいほど、優れていると言える。

汎用性の検証

前回と同様に、新機種を用いて対象物の形や色の違い、動きの有無によるスキャン特性を評価した。加えて、スキャナを動かさずにスキャン可能な領域の広さについて、2 機種の比較を行った。また、計測対象に反射シールを貼付したときに、三次元画像に生じる変化について検証した。

<形による影響> 円錐、三角柱、円柱、同心円くり抜き円柱の計 4 種類の木製の積み木をスキャンした。

<色による影響> 卓球ボールを黒、銀に着色して、それぞれ 10 回ずつスキャンし、真度を検証した。同様にビリヤードボールを茶に着色して 10 回スキャンし、真度を検証した。なお新機種・旧機種はいずれも、スキャンの前に対象の色に合わせて設定を light/medium/dark の中から選択する必要がある。前回の旧機種の検証では、黒色のビリヤードボールを dark の設定でスキャンしたが、今回の新機種の検証では全て medium の設定でスキャンを行った。

<動きによる影響> 卓球ボールを赤ちゃん用電動ゆりかご (Melody Swing、Combi 社、東京) に乗せた状態でスキャンした。動きは振幅大 (振幅 2 cm/毎分 72 往復) と振幅小 (振幅 5 cm/毎分 72 往復) の 2 パターンで、それぞれ 5 回ずつスキャンし、上記の方法で繰り返し精度を求めた。

<計測範囲> 新機種と旧機種の計測範囲を比較するため、鉛直壁面に 1 cm 方眼紙を貼付し、それぞれの機種で方眼紙のスキャンを行った。壁面とスキャナの距離は、方眼紙が立体として認識される最大の距離とし、パターン光ないしはレーザー光が壁面に対し垂直に照射される角度で、器械を静止させた状態でスキャンを行った。この条件で、方眼紙に正方形として投影されるライン光 (旧機種の場合) またはパターン光

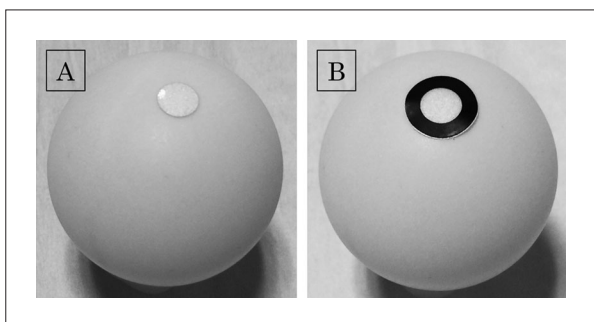


図2 卓球ボール（直径 40 mm）に反射シールを貼付した状態

- A：旧機種に付属する反射シール（直径 6.2 mm）
B：新機種に付属する反射シール（直径 11.0 mm）

（新機種の場合）の大きさを巻き尺で計測した。さらに、この計測で得られた三次元画像の大きさを、Body-Rugle で計測した。また、新機種ではスキャン範囲が大きすぎることで、対象の周囲の物体までがスキャンされ、対象の計測が困難となることがある。後述のとおり、臨床の実場面ではパターン投影の範囲を制限するために、パターン光投影部をマスクして狭めている。そこで、本来のパターン光投影部が直径 3.1 cm の円形であるのに対し、投影部を直径 1.6 cm の円形のマスクで狭めた状態で計測範囲の検証を行った。

＜反射シールの影響＞2 機種とも、複数方向から取得した三次元画像を貼り合わせたり、ランドマーク情報を取得したりするためのマーカーとして、それぞれに専用の反射シールが用意されている。計測対象に反射シールを貼付することで、三次元画像にどのような影響が及ぶのかについて検証するために、卓球ボール（直径 40 mm）に旧機種、新機種に付属する反射シール（それぞれ直径 6.2 mm、11.0 mm）を貼付し、それぞれの状態を新機種でスキャンした（図 2）。取得された STL データを Body-Rugle で表示し、三次元画像の形状を比較した。

顔面の計測

熟練計測者がキャリパーを用いて顔面の寸法を行う際の誤差は 0.5～1.8 mm と報告されており⁹⁾、0.5 mm の精確さを目標とした。

＜スキャン＞前回と同様に、顔面におけるスキャンの可否の検証と、craniofacial anthropometry として報告されているランドマーク間の距離の計測を行った。今回は、tr-n、zy-zy、en-en、ex-ex、n-sn の 5 箇所を計測した¹⁰⁾。被験者には予め tr、zy、en、ex に新機種に付属する反射シールを貼付し、ノギスでの計測におけるランドマーク同定の誤差を小さくするため、シールの中央にペンで黒い点を印した。n、sn には反射シールを用いずに、ペンで印をつけた。計測の際、被験者は背もたれのある椅子に座り、自然にゆっくりと呼吸をしながら、閉瞼して力を抜いた表

情のまま静止するよう努めた。被験者 1 名に対し計測者 1 名が、新機種でのスキャンと、ノギスでの計測を各 5 回ずつ行った。各計測の間に、被験者は身体を動かすことを許され、次の計測の際に改めて静止した姿勢を再現した。

＜データ処理＞データ処理担当者 1 名が、OMEGA Scanner の付属ソフトウェアである OMEGA Tracer (Ohio Willow Wood 社、USA) を用いて、三次元画像上で各ランドマーク間の距離を計測した。このとき、tr、zy、en、ex の位置は、計測者が予め被験者の顔面に貼付した反射シールの位置が反映される点とし、n、sn については三次元形状データを参考にソフトウェア上で再定義した。真値はノギスによる 5 回の計測の平均値とし、スキャンの精確さとして真度（スキャナとノギスの計測平均値の差）と繰り返し精度（スキャナ 5 回分の計測値の標準偏差）について検証した。

【結 果】

表 1～4 には、参考値として旧機種のデータを併記した。

精確さの検証（表 1）

＜真度＞ノギスの繰り返し精度は、公表繰り返し精度 0.01 mm に対し、ビリヤードボールで 0.01 mm、卓球ボールで 0.05 mm であった。真値としたノギスでの直径の計測結果は、ビリヤードボールが 57.07 mm、卓球ボールが 39.67 mm であった。スキャナでの計測結果は、ビリヤードボールが 56.93 mm、卓球ボールが 39.91 mm であった。真度である 2 つの計測値の差はビリヤードボールが 0.14 mm、卓球ボールが 0.24 mm であった。新旧機種間の有意差の検討では、ビリヤードボール、卓球ボールともに、計測値に有意差を認めなかった（それぞれ $p=0.675$ 、 0.852 ）。同等性の検討では、新機種において卓球ボールでは優越性あり・同等性なし・非劣性あり、ビリヤードボールでは劣性ありと判断された（図 3）。

＜繰り返し精度＞10 回のスキャンで得られた計測値の標準偏差であり、ビリヤードボールで 0.52 mm、卓球ボールで 0.07 mm であった。

＜再現精度＞2 人の計測者による 10 回ずつのスキャンの平均値の差であり、ビリヤードボールで 0.24 mm、卓球ボールで 0.01 mm であった。

汎用性の検証

＜形による影響＞4 種類の積み木のスキャンで得られたデータの形状はいずれも実物と近似しており、旧機種で見られたような同心円くり抜き円柱の内側や、三角柱の鋭角部のデータの欠損は認めなかった（図 4）。

＜色による影響＞着色した卓球ボールでは、黒色と銀色では対象物表面上のパターン投影が不良であり、

表 1 精確さの検証 (直径の計測)

	スキャナ	真値	計測値	真度	繰り返し精度	再現精度
卓球ボール	新	39.67	39.91	0.24 (p = 0.675)	0.07	0.01
	旧	39.63	39.99	0.53	0.19	0.16
ビリヤードボール	新	57.07	56.93	0.40 (p = 0.852)	0.52	0.24
	旧	57.02	56.90	0.12	0.07	0.10

真値はノギス、計測値はスキャナで、それぞれ 10 回ずつ計測した直径の平均値である。単位は mm
真度について、Mann-Whitney の U 検定で新機種と旧機種の間有意差を認めなかった。

表 2 汎用性の検証 (表面の色による影響) (直径の計測)

	スキャナ	真値	計測値	真度	繰り返し精度	再現精度
ビリヤードボール 着色前	新	57.07	56.93	0.40	0.52	0.24
	旧	57.02	56.90	0.12	0.07	0.10
ビリヤードボール 着色後 (茶色)	新	57.16	57.36	0.19	0.02	0.02
	旧	—	57.51	—	0.04	—

真値はノギス、計測値はスキャナで、それぞれ 10 回ずつ計測した直径の平均値である。単位は mm
旧機種での着色後のビリヤードボールの検証を行った際、ノギスでの計測を行わなかったため、真値と真度は空欄とした。また、1 名の計測者でしか計測を行わなかったため、再現精度は空欄とした。

表 3 汎用性の検証 (動きによる影響)

スキャナ		静止時	振幅小	振幅大
新機種	計測値	39.91	39.93	39.86
	繰り返し精度	0.07	0.05	0.06
旧機種	計測値	39.99	39.73	39.68
	繰り返し精度	0.19	0.12	0.53

計測値は卓球ボールをそれぞれの状態で 5 回スキャンして計測した直径の平均値である。単位は mm

黒色では全く、銀色では球の頂部を除いては、スキャン不可能であった (図 5)。

茶に着色したビリヤードボールでは、着色前の光沢ある表面のビリヤードボールよりもパターン投影は良好であった。ノギスで計測した真値の 57.16 mm に対し、真度は 0.20 mm、繰り返し精度は 0.02 mm、再現精度は 0.02 mm であった。着色前のビリヤードボールと比べ、真度は劣ったものの、繰り返し精度、再現精度は改善を認めた (表 2)。

<動きによる影響>卓球ボールのスキャナでの直径計測値は、静止時に 39.91 mm だったのに対し、動きの振幅小で 39.93 mm、振幅大で 39.86 mm であった。繰り返し精度は、振幅小で 0.05 mm、振幅大で 0.06 mm であった (表 3)。三次元画像では、旧機種では動いた状態の卓球ボールはいびつな球体にスキャンされたが (図 6B)、新機種では明らかな歪みを認めず、より実物に近似していた (図 6A)。

<計測範囲>立体情報が認識される壁面とスキャナの距離は、新機種が約 50 cm であり、旧機種の約 36 cm よりも長かった。この距離で、新機種では一辺が 42.5~44.0 cm のほぼ正方形のパターン光が投影された (図 7A)。旧機種では約 32 cm の長さのライン光が X 字型に交わって投影された (図 7B)。これは一辺が約 22~23 cm の正方形の対角線に相当する。取得

表 4 顔面の各ランドマーク間の距離

計測箇所	スキャナ	真値	計測値	真度	繰り返し精度
tr-n	新	71.24	71.00	0.24*	0.00*
	旧	72.24	72.60	0.36*	0.49*
zy-zy	新	119.11	118.40	0.71	0.49*
	旧	121.20	122.20	1.00	0.40*
en-en	新	32.85	34.60	1.75	0.49*
	旧	31.95	32.00	0.05*	0.00*
ex-ex	新	102.52	104.60	2.08	0.80
	旧	101.94	102.60	0.66	0.49*
n-sn	新	59.64	59.67	0.03*	0.47*
	旧	55.97	56.00	0.03*	0.00*

真値はノギスによる、計測値はスキャナによる、それぞれ 5 回の計測値の平均である。

真度、繰り返し精度は 5 回のスキャンによる計測値の平均を元に、本文による方法で決定した。

単位は mm *目標の 0.5mm を達した部位

された三次元画像を比較すると、新機種では、投影されるパターンと同じ形状の、正方形の三次元画像が得られたのに対し、旧機種では、照射されるライン光に沿った、X 字型の三次元画像が得られた (図 7D、E)。Body-Rugle でこれらの三次元画像の大きさを計測したところ、新機種で得られた正方形の一辺は 36.7~38.2 cm、その対角線の距離は 50.4~51.0 cm であり、旧機種で得られた X 字の直線の長さは 17.9~24.4 cm であった。新機種のパターン光投影部をマスクして狭めると、壁面から約 50 cm の距離で直径 34.8~36.8 cm のほぼ円形のパターン光が投影され、直径 33.4~33.5 cm の円形に近い三次元画像が得られた (図 7C、F)。

<反射シールの影響>反射シールを貼付せずにスキャンした卓球ボールでは、歪みのない球形の三次元画像が得られたのに対し、反射シールを貼付した場合では、貼付部位で曲面が平坦化した画像となった (図 8)。平坦化の程度は、反射シールの大きさと、ス

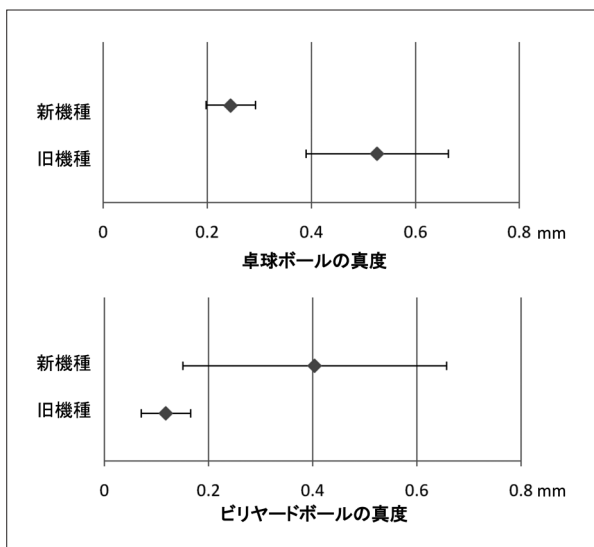


図3 新旧機種間の同等性の検討

菱形は真度、エラーバーは95%信頼区間を示す。旧機種の真度の95%信頼区間を新機種に許容される真度のマージンと設定し、新旧機種の同等性の検討を行った。

上：新機種における卓球ボールの真度の95%信頼区間は0.20～0.29 mm、旧機種では0.39～0.66 mmであった。

下：新機種におけるビリヤードボールの真度の95%信頼区間は0.15～0.66 mm、旧機種では0.07～0.17 mmであった。

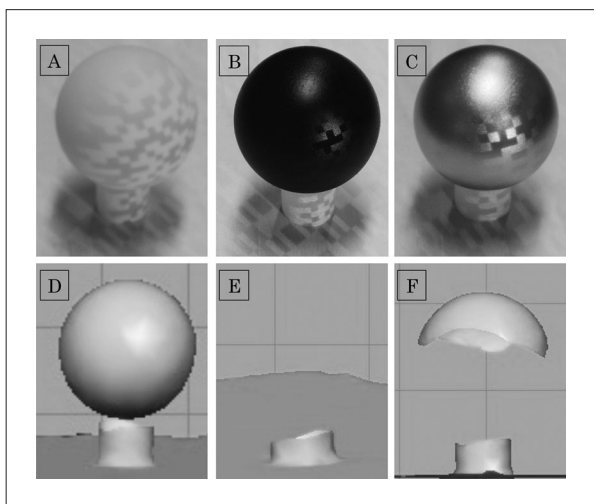


図5 汎用性の検証（色による影響）

- A：着色前の卓球ボールにパターンが投影されている様子
 B：黒に着色した卓球ボールにパターンが投影されている様子
 C：銀に着色した卓球ボールにパターンが投影されている様子
 D：着色前の卓球ボールの三次元画像
 E：黒に着色した卓球ボールの三次元画像
 F：銀に着色した卓球ボールの三次元画像
 パターンが明瞭に投影されることで、スキャン可能となる。
 * D-F：OMEGA Tracer で表示

キャナが反射シールをマーカーとして認識したかどうかに応じて変化した。すなわち、反射シールが大きいほうが平坦化した領域が大きく、同じ反射シールでも、スキャナがマーカーとして認識しない場合のほうが平坦化した領域が大きかった。

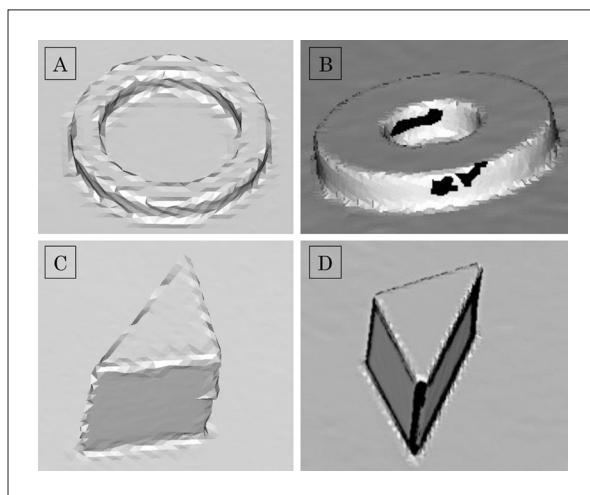


図4 汎用性の検証（形による影響）

新機種ではデータ欠損が少ない。

A：新機種でスキャンされた同心円くり抜き円柱

B：旧機種でスキャンされた同心円くり抜き円柱

C：新機種でスキャンされた三角柱

D：旧機種でスキャンされた三角柱

* A-D：Body Rugle で表示

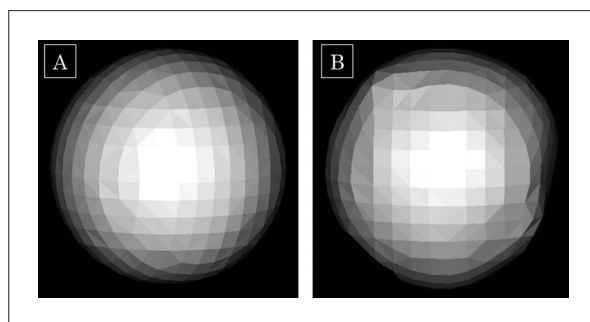


図6 汎用性の検証（動きによる影響）

A：新機種

B：旧機種でスキャンした動いている卓球ボール

旧機種ではいびつだった球体が、新機種では明らかな変形を認めない。

* A・B：Body-Rugle で表示

顔面の計測

<スキャンの可否>顔面のスキャンは概ね良好であり、旧機種でスキャンが困難だったもみあげなどの有髪部や耳介後面もデータが欠損する範囲は小さかった(図9)。

<精度さ>5つの計測箇所のうち、真度で目標とする0.5 mmを達成したのは、n-sn (0.03 mm)、tr-n (0.24 mm)の2つであった(表4)。zy-zyの真度は0.71 mmであり、en-enとex-exではそれぞれ1.75 mm、2.08 mmとさらに劣る結果となった。繰り返し精度は、ex-exを除く4箇所0.5 mmの目標を達成した。

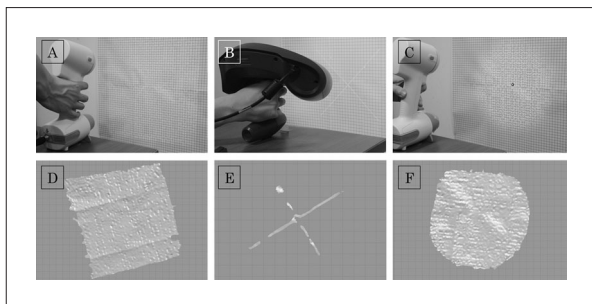


図 7 汎用性の検証 (計測範囲)

壁面に 1 cm 方眼紙を貼付してスキャンを行った。

A : 新機種のパターン光の投影

B : 旧機種のライン光の投影

C : 投影部を狭めた新機種のパターン光の投影

D : A の照射で得られた三次元画像

E : B の照射で得られた三次元画像

F : C の照射で得られた三次元画像

* D-F : OMEGA Tracer で表示

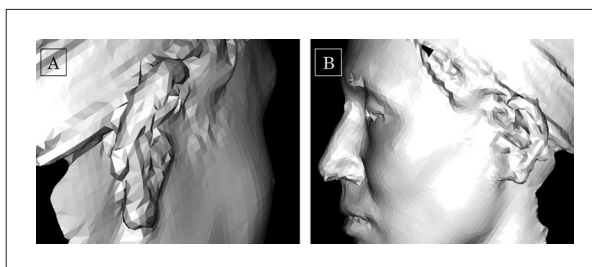


図 9 顔面の計測

A : 新機種で得られた耳介後面の三次元画像

B : 新機種で得られた有髪部の三次元画像

旧機種で欠損していた部位が、新機種では欠損なくスキャンできた。

【考 察】

ライン光走査方式とパターン投影方式の違いについて (表 5)

旧機種の OMEGA Scanner は、十字のライン光を利用するライン光走査方式に基づくスキャナである。ライン光走査方式の一般的な原理は、三角測量法に基づいて対象までの距離を計算して、ライン光が照射された点群の三次元座標を求めるものである。得られた個々の計測範囲の画像データから、対象物全体に関する統合的なデータを得るには、物体上のマーク点を利用して取得データのつなぎ合わせを行ったり、フォトグラメトリ技術を併用して計測データを貼り合わせていくなどの手段がとられている¹¹⁾。旧機種である OMEGA Scanner は、ハンドヘルド型のスキャナであり、十字のライン光を回転させるようにスキャンを行うことで、対象を面として計測することができる。このとき、画像データの統合 (貼り合わせ) のために、物体上のマーク点として、専用の反射シールを対象に貼付する必要がある。

従来の形状スキャナは、上記のように物体を走査し

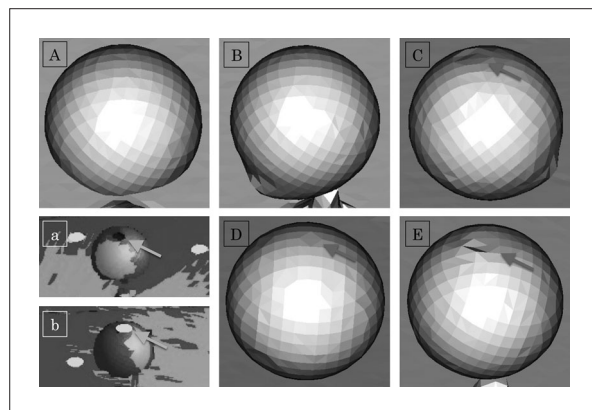


図 8 反射シールを貼付した卓球ボールの三次元画像

A : 反射シールを貼らないでスキャンして得られた画像

B : 旧機種の反射シールを貼付、マーカーとして認識してスキャンして得られた画像。

明らかな球面の変形を認めない。

C : 旧機種の反射シールを貼付、マーカーとして認識せずスキャンして得られた画像。

球面の平坦化を認める (矢印)。

D : 新機種の反射シールを貼付、マーカーとして認識してスキャンして得られた画像。

球面の平坦化を認める (矢印)。

E : 新機種の反射シールを貼付、マーカーとして認識せずスキャンして得られた画像。

球面の平坦化を認める (矢印)。

a : マーカーとして認識しない場合：反射シールの位置でデータが欠損する (矢印)

b : マーカーとして認識した場合：反射シールの位置に白い円が表示される (矢印)

* A-E : Body-Rugle で表示

* a・b : OMEGA Tracer で表示 (欠損の補充前の状態)

て 1 点ごとに三次元座標値を計測する方式が中心だったが、最近は物体を一度に面として捉える方式が盛んに採用されており、パターン投影方式は、その中でも一般的となっているものの一つである。その基本原理は、既知のパターン光を投影し、対象物体の表面形状によって変形した状態を撮影して得られる変形パターン像を解析することで、対象物体の三次元形状を計測するというものである¹¹⁾。点や線ではなくて「面」としての計測を行うことによって、高速での画像取り込みが可能である。新機種の OMEGA Scanner 3D は、LED 光によるパターン投影法を採用することで、公表値で一度に 380×380 mm の範囲のスキャンが可能となっている。さらに、画像データの統合の際に、計測対象の「特徴点」を認識して利用することで、統合に必要な反射シールの数が減ったとされている¹²⁾。

精確さの検証

検証方法の妥当性については、前回の報告⁵⁾で述べた。

新機種である OMEGA Scanner 3D の精確さの検証では、ビリヤードボールの繰り返し精度が 0.52 mm と 0.5 mm をわずかに超えたが、その他の値については、真度、再現精度、卓球ボールの繰り返し精度のい

表 5 新機種と旧機種の比較

	OMEGA Scanner 3D (新機種)	OMEGA Scanner (旧機種)
光源	白色光 (LED)	レーザー (class I レーザー)
計測原理	パターン投影方式	ライン光走査方式
スキャン範囲	38cm×38cmの正方形型 (手動スキャンによる 自動連続貼りあわせが可能)	20cm長の直線が交わるX字型 (手動スキャンによる 自動連続貼りあわせが可能)
計測速度	550,000座標/秒	18,000座標/秒
重量	850 g	980 g
大きさ	96 × 140 × 258 mm	176 × 284 × 209 mm
OS	Windows 7以降	Windows XP
シリアルバス規格	USB 2.0	FireWire
特徴	広い範囲を迅速に計測できる。 対象物の形態的特徴点を利用して 三次元画像を貼り合わせる。 (反射シールは補助的な役割)	三次元画像の貼り合わせには、 多くの反射シールが必要。

今回の検証と、メーカーのホームページ、製品資料による。

ずれも 0.5 mm を下回っており、良好な結果と考えられた。旧機種との比較では、卓球ボールでは真度、繰り返し精度、再現精度のいずれも、新機種で値が小さく、精確さが向上していると考えられた。ただし、ビリヤードボールでは真度、繰り返し精度、再現精度のいずれも旧機種に劣る結果であった。このことについては、＜色による影響＞の項で後述する。新旧機種間の同等性の検討では、新機種において卓球ボールではより優れていると判断された一方、ビリヤードボールでは劣性ありと判断されたが、真度の 95% 信頼区間は 0.15～0.66 mm であり、人体計測においては概ね許容できる範囲内と考えられた (図 3)。

汎用性の検証

＜形による影響＞旧機種では、同心円くりぬき円柱の内側や、三角柱の鋭角にスキャンデータの欠損を生じた (図 5B、D)。これらの理由として、円柱の内側がレーザー光の死角となったり、鋭角部分で分散されたりすることが考えられた⁵⁾。新機種では、いずれの積み木も欠損なく良好にスキャンでき、旧機種よりも陰になりやすい部位や光が分散されやすい自由縁などでのスキャン性能が優れていることが示唆された。

＜色による影響＞前回の検証で、旧機種では黒色や銀色に着色した卓球ボールはスキャンされなかった。その理由は、黒色ではレーザー光が吸収されて反射せず、また銀色ではレーザー光が乱反射してスキャナの受光部に感知されないためと考察した⁵⁾。LED 光を用いる新機種でも、着色前の卓球ボールで良好に投影されていたパターンが、それぞれ黒と銀色に着色した卓球ボールでは非常に狭い範囲でしか投影されず、黒色では全く、銀色では頂部を除いてほとんどスキャンできなかった (図 5E、F)。

また前述したように、着色前のビリヤードボールの

計測では、表面の光沢によりパターン光の投影はやや不良であり、真度、繰り返し精度、再現精度のいずれも旧機種を下回る結果となった。しかし、茶色に着色したビリヤードボールの検証では、パターン光の投影はより明瞭となり、真度、繰り返し精度、再現精度は卓球ボールの計測で得られた値に匹敵するまでの改善を認めた。これらの結果は、ビリヤードボールの表面の光沢を伴う性状が、計測の精確さを低下させていることを示唆しているものと考えられた。

これらの結果から、LED 光によるパターン投影を行う新機種では、パターンが肉眼的に鮮明に投影される計測対象のほうが、パターンの歪みをより詳細に認識でき、精確さが向上することが示唆された。

＜動きによる影響＞旧機種では、動きの振幅が大きくなるにつれて計測値が小さくなり、繰り返し精度が低下する傾向を認め、三次元画像の形状も、振れ幅が大きくなるにつれていびつなものとなった⁵⁾。新機種では、計測値、繰り返し精度はともに、振幅を大きくしても明らかな変化を認めず、三次元画像はほぼ真球に近い球体が得られた (図 6)。これらから、新機種のほうが動いている対象のスキャン性能が高いことが示唆された。

公表値によると、新機種は 1 秒あたりに 550,000 の座標点の計測を行っている¹²⁾。旧機種の値は公表されていないが、旧機種と同機種と考えられる ERGO scan (Creaform 社、カナダ) は 1 秒あたりに 18,000 の座標点の計測を行っている¹³⁾。新機種では大きく計測速度が向上しており、このことが動いている対象のスキャン性能が高いことにつながっていると考えられた。

＜計測範囲＞それぞれの機種を固定した状態で取得された三次元画像の形状は、投影されたパターン光ないしはレーザー光の形状と一致しており、この差は計測原理の違いで説明できる。すなわち、パターン投影

方式では対象の三次元情報を面として一度に取得できるのに対し、ライン光走査方式では、ライン光でスキャンされた線状の部位の三次元情報しか取得できないことが示された。この違いが、新機種における計測の高速化、動く対象物における精確さの向上につながっているものと考えられた。

パターン光投影部にマスクを装着すると、本来の正方形のパターン光の外側が隠され、円形のパターンが投影された (図 7c)。マスクの有無でパターンが投影された範囲の大きさと得られた三次元画像を計測した大きさの差を比較すると、マスクがない場合のほうが差が大きかった。これは、パターンが投影されていても、その外側に近い部分では三次元データが取得されない可能性を示唆している。マスクを装着してパターン光の形と大きさをコントロールした場合、パターンが投影された領域が、ほぼそのままの大きさで三次元画像として得られるため、より直感的にスキャナを使用することが可能となると考えられた。

＜反射シールの影響＞スキャンの際に反射シールが貼られている領域は、シールに隠れて三次元座標情報が欠損するため、三次元画像の構築の際には、付属ソフトウェアによるデータの補充が行われる。今回の検証で、新機種に付属する大きい反射シールによる欠損では、球面が平坦に補充されるという問題があることが分かった。一方で、旧機種に付属する小さい反射シールでも、新機種はマーカーとして認識することができ、この場合は球面の形態への影響は小さいことが分かった。新機種で反射シールが大きくなったのは、スキャナの性質による要請というよりは、シールを貼ったり剥がしたりする操作性を改善するためであると考えられた。反射シールを用いて精確な計測を行いたい場合は、旧機種の小さいシールを用いるほうが望ましいものと考えられた。

顔面の計測

＜スキャンの可否＞旧機種では、耳介後面や有髪部で三次元データの欠損を認めた⁵⁾。これに対し、新機種では耳介後面、有髪部のいずれも、パターン光が投影されれば、時間はかかるもののスキャン可能であった。

耳介後面では、基礎的な検討で見られたように、新機種では死角となりやすい部位でも良好なスキャンが得られる特性が活きていると考えられた。ただし、先の反射シールの検討で、球面のデータの欠損が平面として補充された結果を踏まえると、スキャンの際に死角となり三次元座標データが欠損した部位が、スキャナによって補充された可能性がある。この場合、三次元画像では耳介側頭溝が実際よりも浅くなるなどの変化が起こりうると考えられた。

有髪部については、その色調や反射などの条件によってはスキャン可能となる場合があることが示唆された。ただし、着色した卓球ボールを用いた検討では

黒色のスキャンが不可能であったことから、有髪部の画像の精確さは高くないものと考えられた。

＜精確さ＞ランドマーク間の距離の計測の結果を旧機種と比較すると、総じて新機種が旧機種より劣る結果であった。この理由として第一に、ランドマークを定義するために使用した反射シールの違いが挙げられる。スキャンされた反射シールの位置は、付属ソフトウェア OMEGA Tracer でランドマークとして認識され、計測に利用することが可能である。ただし、反射シールに相当する部位はスキャンデータの欠損となり、ソフトウェアによって欠損の補充が行われることで、欠損のない三次元画像が作成される。旧機種で使用された反射シールは、白い直径 6.2 mm の円状のものであったのに対し、新機種では、黒い直径 11.0 mm の円の中に、白い直径 6.2 mm の同心円を含むものに変更されており、シール自体が大きくなっている (図 2)。そのぶん反射シールによって隠される部分が大きくなり、ソフトウェアによる補充が行われる領域が広がったことを意味している。先の基礎的な検証で、球体については良好な補充が行われることが示されたが、顔面などの複雑な形状の対象では、本来の形態よりも単純化された画像が作成される可能性がある。また、一般にスキャン時の自動ランドマーク決定のプロセスには、ハードウェア・ソフトウェアによる誤差を伴うので、取得されたランドマークはシールの厳密な中心点からずれることになる¹⁴⁾。今回の基礎的な検討でも、シールが大きい新機種のものでは補充の精確さが劣ることが示された (図 8)。これらの理由から、シールの直径が大きい新機種では、OMEGA Tracer によるランドマークの位置決めの際の誤差は大きくなるものと考えられた。現に、反射シールを使用しないで OMEGA Tracer 内でランドマークの同定を行った tr-n、n-sn の 2 箇所については、旧機種に劣らない計測が可能であった。

ただし、一般に n (前頭鼻骨縫合) などの触診で決定する必要があるランドマークを、三次元データのみから同定することは困難である¹⁵⁾。このような場合には、スキャン前に視診・触診を行ったうえで、シールでランドマーク位置を決定できることは利点ともなる。一方で、旧機種・新機種で得られた三次元データはいずれも色情報を有さず、en、ex などのランドマークを三次元データだけから正確に同定することは困難である。これらの箇所の同定は、色情報を有するスキャナのほうが誤差が小さいとされている¹⁶⁾。眼瞼や外鼻の手術のシミュレーションなどの目的で顔面の計測を行う際に、2 mm の誤差が生じることは許容しがたいと思われるが、反射シールを用いたランドマークの位置決めの際に生じる誤差が主体であることを認識した上で、反射シールを貼付せずに得られた三次元データを活用することは可能と考えられた。

表6 代表的な人体用スキャナ (2015 年 3 月現在に市販されているもの)

製品名	メーカー	計測原理	範囲 (最大, mm)	計測時間 (最短)	精度 (mm)	備考
Voxelan HEV-300M®	浜野エンジニアリング (神奈川県)	レーザー	2000×850×600	6秒	0.5	据置型、医療機器承認
3dMDface®	3dMD (Atlanta, USA)	ステレオフォトグラメトリ	190°(ear-to-ear)	～1.5 ms	<0.2	据置型、色情報の取り込み可能 2台のカメラユニットを設置
3dMDcranial®	3dMD	ステレオフォトグラメトリ	Full 360° capture of the head	～1.5 ms	<0.2	据置型、色情報の取り込み可能 5台のカメラユニットを設置
VECTRA XT® (Face and Body Imaging System)	Canfield Scientific (Fairfield, USA)	ステレオフォトグラメトリ	600×550×350	3.5 ms	>0.1	据置型、色情報の取り込み可能
VECTRA M3® (Facial Imaging System)	Canfield Scientific	ステレオフォトグラメトリ	400×300×250	3.5 ms	>0.1	据置型、色情報の取り込み可能
VECTRA H1® (Handheld Imaging System)	Canfield Scientific	ステレオフォトグラメトリ	220×130×70	8 ms	>0.1	デジタルカメラ型、半自動貼り合わせ 色情報の取り込み可能
FastSCAN(COBRA C1)®	Polhemus (Colchester, USA)	レーザー (Class I レーザー)	半径75cm 手動スキャンでの 連続貼り合わせによる	-	0.75	ハンドヘルド型、自動・連続貼り合わせ 対象の固定が不要 (磁気センサを利用) スキャン時に手動でランドマーク情報を取得可
Artec Eva 3D Scanner®	Artec (Luxembourg)	パターン投影方式	536×371 手動スキャンでの 連続貼り合わせによる	-	0.1	ハンドヘルド型、自動・連続貼り合わせ 反射シール不要 色情報の取り込み可能 計測速度: 2,000,000 座標/秒
OMEGA Scanner 3D®	Ohio Willow Wood (Ohio, USA)	パターン投影方式	38cm×38cm 手動スキャンでの 連続貼り合わせによる	-	0.5	ハンドヘルド型、自動・連続貼り合わせ 対象の固定が不要 (反射シールが必要) 反射シールによるランドマーク情報の取得 計測速度: 550,000 座標/秒

メーカーのホームページ、製品資料による。

精確さの検証が報告されている製品もあるが、統一された評価方法が用いられていないため、表の数値はメーカー公表のとおりとした。

OMEGA Scanner の特徴

旧機種・新機種に共通する特徴について、以下にまとめる。まず、ハンドヘルド型で、三次元データの自動・連続貼り合わせを行うため、死角が生じにくく、全周性データが一度に得られる点が挙げられる。次に、対象が動いていても、対象の形状に変化がなければ、スキャン可能である点が挙げられる。これらの特徴は、固定の難しい乳児の頭蓋形状の計測に特に適しており、当科でも良好な結果を得ている。また、汎用性の高い STL データが取得できるため、立体モデルの発注や各種ソフトウェアでの画像処理や分析が即座に可能である。一方、欠点として自動・連続貼り合わせの位置情報の取得のために、反射シールを対象物に貼付する必要があることが挙げられる⁵⁾。また色情報が取得されないため、取得された三次元画像からランドマーク位置を定義することは困難な場合がある。

次に、今回の検討で見い出された LED パターン光投影方式のスキャナである新機種の特徴を、レーザーライン光走査方式のスキャナである旧機種と比較してまとめる。新機種は、ビリヤードボールと卓球ボールを用いた検討で、光沢のない対象の計測においては、旧機種と同等またはそれ以上の精度を有することが示された。旧機種よりも、スキャンの死角となりやすい部位に強く、鋭角部の三次元データの取得も可能であった。また、対象の素早い動きにもよく対応し、計測の精確さが維持された。一度に計測可能な範囲は大きくなり、臨床の現場でのスキャンの所要時間も短縮されている。顔面のスキャンでは、耳介後部や有髪部でも概ね欠損なく三次元画像の取得が可能であった。一方で、反射シールのサイズが大きいために、ランドマークの位置決めやランドマーク間距離の計測においては旧機種より誤差が大きくなるという問題があるこ

とが示唆され、この点はより小さな旧機種のシールを用いることで克服可能であると考えられた。

本スキャナの臨床での使用における注意点

一度の計測範囲が大きいことは新機種の利点であるが、同時にそのことがスキャンの妨げとなることがある。例えば、乳児の頭蓋形状の計測を行う際に、児の肩より下までパターンが投影されて三次元画像が取得されたとき、児が体を動かして頭と肩の間の位置関係が変化すると、以後のスキャンが進まなくなることが、臨床の実場面で経験された。これは、スキャンの対象の形状に変化が生じ、対象の特徴的形状に基づく三次元画像の自動貼り合わせが不可能になるためと考えられる。本スキャナは、対象の動きには対応可能だが、対象の形態の変化には対応できない。そのため、乳児の頭蓋形状をスキャンする際には、頭蓋以外のものがスキャンされないように注意する必要がある。当科では、児を母親の膝に座らせて計測を行っているが、この時に、スキャンされない光沢のある素材で作られたケープを児や母親に着させる工夫を行っている。また、計測範囲が大きすぎるため、パターン光投影部にマスクを装着し、パターン光が投影される領域が小さくなるような工夫をしている。これらを行うことで、体動がある対象者のスムーズなスキャンが可能となった。

もう一つの注意点として、OMEGA Scanner はランドマークの同定には向かないという点が挙げられる。先に述べたように、OMEGA Scanner は色情報を有さないこと、反射シールを用いたランドマークの位置決めの際の誤差が大きいことが理由である。また、3dMD System (3dMD 社、USA) や VECTRA System (Canfield Scientific 社、USA) など、1.5～8 ミリ秒で計測を行うステレオフォトグラメトリ方式の

スキャナと比較すると、計測時間が長いことも問題となる(表 6)。厳密な静止が困難な生体の計測においては、スキャンに要する時間が長ければ長いほど、体動によるアーティファクトによって、得られる三次元画像の誤差は大きくなるとされる^{15,16)}。口唇裂術後の口唇外鼻の形態の評価など、ランドマークを精確に同定する必要のある計測においては、計測時間の短い他のスキャナのほうがより精確な結果が得られるものと考えられる。

本スキャナの臨床応用における可能性

Ohio Willow Wood 社は、本スキャナの用途として、義肢装具や、装具としてのヘルメットの作成を挙げている。ハンドヘルド型で三次元データの自動・連続貼り合わせが可能であるという特徴が最も活かされるのは、対象の全周の計測を要する状況であり、断端形成後の四肢や頭蓋形態のスキャンは、本スキャナが最も得意とする領域である。特に乳幼児のスキャンなど、静止が難しい場合に、対象が動いていてもスキャン可能であるという特徴が活かされる。なお 3dMD cranial System (3dMD 社、USA) など、頭蓋形態の計測を目的としたステレオフォトグラメトリ方式の三次元カメラを使用した形状スキャナも販売されており、これらの計測時間はミリ秒単位であり体動の影響をほとんど無視できるとされるが、4 台以上の据置型の器械を設置するための専用のスペースを用意する必要があるなど、容易に導入することができないという欠点がある¹⁷⁾。一方、本スキャナはハンドヘルド型であり、広いスペースを要さず、システム導入のハードルが比較的低いことも利点であると思われる。

他の領域での臨床応用例としては、据置型のスキャナでは死角を生じやすい乳房、耳介、手足などの軟部組織の術前術後の形態評価などが、ハンドヘルド型であり任意の角度から計測が可能で、対象の動きにも対応可能な本スキャナの特長が生かされる分野であると考えられる。

【結 語】

セルフポジショニング・ハンドヘルド型の LED パターン光投影方式の三次元形状計測装置である OMEGA Scanner 3D の精確さ、汎用性、人体計測における妥当性の検証を行い、旧機種であるレーザーライン光走査方式の OMEGA Scanner と比較した。LED 光利用スキャナはレーザー光利用スキャナと概ね同等の精確さで、より広い範囲を素早く計測することが可能であり、人体計測において有用なものと思われる。特に動く対象の計測でも精確さを落とさず高速に計測が行える点で LED 光利用スキャナは優れており、乳児の頭部のような、静止が難しい対象の計測に適していると考えられた。一方で、OMEGA Scanner 3D は LED 光利用スキャナであるにも関わらず色情

報を取得できないために、三次元画像のランドマーク同定が困難な場合がある。これについては、OMEGA Scanner 3D がソフトウェアと一体となって、義肢装具や装具としてのヘルメットを作成する目的で開発された形状スキャナであり、用途が限定されているという点を考慮して評価すべきであると考えられた。

本研究は、成育医療研究開発費「課題番号 24-1 成育疾患に対する再生医療に関する研究」を受けて行ったものである。

文 献

- 1) Giovanna S, Marco T, Franco D (2009) State-of-The-Art and Applications of 3D Imaging Sensors in Industry, Cultural Heritage, Medicine, and Criminal Investigation. *Sensors* 9 : 568-601
- 2) 金子剛, 藤野豊美 (1995) レーザー計測装置による軟部組織の手術シミュレーション - 小耳症耳介形成術への応用 -. ADVANCE SERIES I-8 画像診断と手術シミュレーション : 最近の進歩, pp213-221, 克誠堂出版, 東京
- 3) Nakamura N, Okawachi T, Nishihara K et al (2010) Surgical technique for secondary correction of unilateral cleft lip-nose deformity : clinical and 3-dimensional observations of preoperative and postoperative nasal forms. *J Oral Maxillofac Surg* 68 : 2248-2257
- 4) Harrison JA, Nixon MA, Frigth WR et al (2004) Use of hand-held laser scanning in the assessment of facial swelling : a preliminary study. *Br J Oral Maxillofac Surg* 42 : 8-17
- 5) 加藤達也, 彦坂信, 金子剛ほか (2013) 人体計測に用いる OMEGA scanner の精確さ・有用性の検証. *日シミュレーション外会誌* 21 : 1-10
- 6) Ohio Willow Wood Company (2013) OMEGA Scanner 3D-Hardware. <http://www.willowwoodco.com/products-and-services/omega/hardware/omega-scanner-3d> Accessed 18.02.2015
- 7) personal communication with 谷尻豊寿 (Body-Rugle 開発者)
- 8) 日本工業規格 JIS Z 8401-2 : 1999 統計 - 用語と記号 - 第 2 部 : 統計的品質管理用語
- 9) Kouchi M, Mochimaru M, Tsuzuki K et al (1996) Random errors in anthropometry. *J Hum Ergol* 25 : 155-166
- 10) Farkas LG, Katic MJ, Forrest C et al (2005) International anthropometric study of facial morphology in various ethnic groups/races. *J Craniofac Surg* 16 : 615-646
- 11) 吉澤徹 (2006) 最新 光三次元計測. pp21-52, 朝倉書店, 東京
- 12) Omega® Scanner 3D user's Guide (2014) The Ohio Willow Wood Company, Ohio.
- 13) 日本バイナリー株式会社 (2008) ERGOscan. <http://www.nihonbinary.co.jp/Products/3DModeling/Creaform/HandyScan/ergoscan.html> Accessed 18.02.2015
- 14) 持丸正明, 河内まき子 (2006) バイオメカニズム・ライブラリー 人体を測る - 寸法・形状・運動 -. pp48-49, 東京電機大学出版局, 東京
- 15) Weinberg SM, Kolar JC (2005) Three-Dimensional Surface Imaging- Limitations and Considerations From the Anthropometric Perspective. *J Craniofac Surg* 16 : 847-851
- 16) Gwilliam JR, Cunningham SJ, Hutton T (2006) Reproducibility of soft tissue landmarks on three-dimensional facial scans. *Eur J Orthod* 28 : 408-415
- 17) Carrie LH, Kristen U, Erik S et al (2010) 3D digital stereophotogrammetry : a practical guide to facial image acquisition. *Head Face Med* 6 : 18

有限要素法を用いた Bilobed Flap の静力学的検討 ～皮弁の大きさと応力との関連～

加藤 基、上田 和毅、梶川 明義、大河内真之、斎藤 昌美、望月 靖史

福島県立医科大学形成外科

Evaluation of bilobed flap using static finite element analysis
How should we design to minimize the tension ?

Motoi Kato, Kazuki Ueda, Akiyoshi Kajikawa, Masayuki Okochi,
Masami Saito, Yasushi Mochizuki

Department of Plastic and Reconstructive Surgery, Fukushima Medical University

Abstract

Bilobed Flap is often used for skin defects coverage. Although there are many reports how to design Bilobed Flaps, only few was focused on tensions. Hence, we simulate stress of two-dimensional flap models with Finite Element Methods (FEM). As shown in the result, both the first and second flaps are good to be large enough as the defect to reduce the stress. From the original simple Limberg flap, the stress can reduce almost half (about 57%), with adding second flap same size as the defect and the first flap. FEM is a very useful method to simulate local flap, further requirement should be three-dimensional analysis.

Key words : 双葉皮弁、局所皮弁、有限要素法、応力

【はじめに】

Bilobed Flap は比較的大きな皮膚欠損に対する再建法として広く用いられている。現在までに Bilobed Flap のデザイン法に関する報告は散見される^{1,2)}が、皮弁にかかる張力をシミュレーション手法により定量評価した報告はほとんどみられない。以前、われわれはスポンジモデルを用いて Bilobed Flap の皮弁にかかる緊張の程度を検討した³⁾が、今回はスポンジモデルに加えて、有限要素法に基づく非線形解析ソフト ADINA を用いて、コンピューター上に皮弁の大きさを変化させたモデルを作成し、皮弁にかかる緊張をシミュレーションした。多少の知見を得たため文献的考察を含めて報告する。

【方 法】

有限要素法解析を用いて、1 辺 24 cm の二次元仮想皮膚の中央に、1 辺が 4 cm、鋭角 60 度の菱形皮膚欠損部をコンピューター上に想定した。その欠損に対して、Tramier ら¹⁾が 2000 年に報告した Bilobed Flap のデザインに準じて皮弁モデルを作成した。すなわち、第 1 皮弁を Limberg Flap に準じて作成し、第 2 皮

弁も同様ではあるが第 1 皮弁から 90 度離れたデザインとした (図 1)。また、第 1 皮弁の一边を順次小さくなるように変化させたモデルを作成し、さらにそれぞれのモデルにおいて第 2 皮弁の一边の長さを順次減少させたモデルを追加作成した。具体的には、第 1 皮弁の辺長が 4 cm で第 2 皮弁の辺長が 4、3、2、1、0 cm の 5 種類 (0 cm のモデルは第 2 皮弁がないということの意味するので、Limberg Flap にあたる)、第 1 皮弁の辺長が 3 cm で第 2 皮弁の辺長が 3、2、1 cm の 3 種類、第 1 皮弁の辺長が 2 cm で第 2 皮弁の辺長が 2、1 cm の 2 種類、第 1 皮弁の辺長が 1 cm で第 2 皮弁の辺長が 1 cm の 1 種類である。計 11 モデルを作成した。シミュレーションモデルは各頂点から 1 cm ごとの間隔で縫合を行う設定とした。皮膚は均一な密度の弾性体と仮定し、素材は非圧縮等方性超弾性体 (Mooney-Rivlin 体) とした。有限要素法の分析には非線形解析ソフト ADINA 8.8、コンピューターは EPSON Pro 7500 Intel Core 3.20 GHz、Windows 7 を用いて計算した。各縫合点の頂点にあたる部位を便宜上①～⑤と名付け (図 2)、これらの距離を徐々に縮めて最終的にゼロになった時点でどれだけ応力がかかるかを測定した。

【結果 (表 1、図 3・4・5)】

張力は⑤で最も高く、②あるいは④で最も低い値を示した。

〒960-1295 福島県福島市光が丘 1
TEL 024-547-1111 FAX 024-548-9700
E-mail : motoikato25@gmail.com

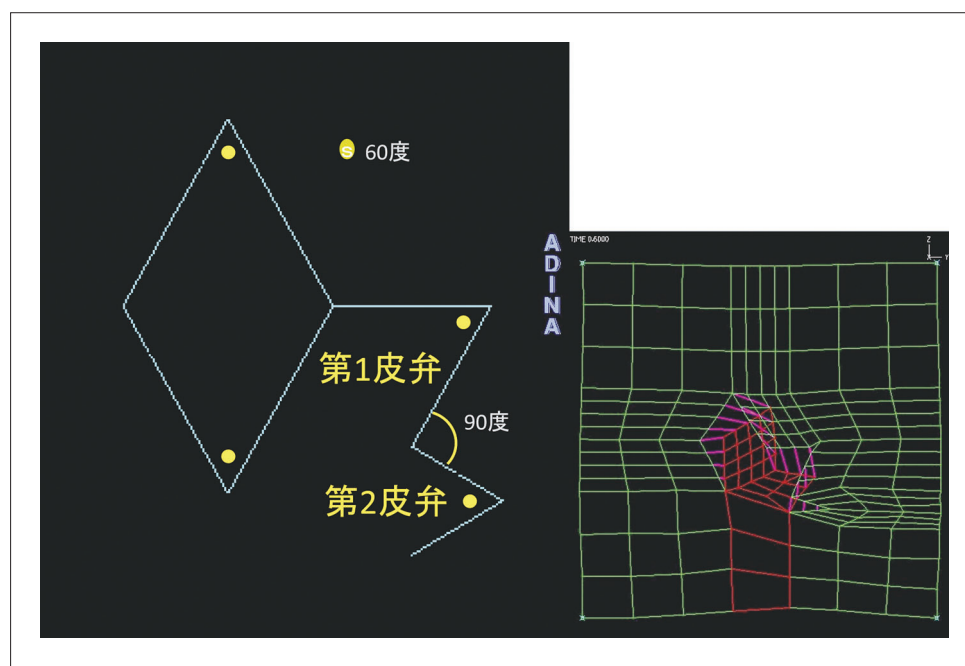


図1 Bilobed Flap のデザイン
等間隔に配置した縫合線が徐々に距離 0 になる設定である。

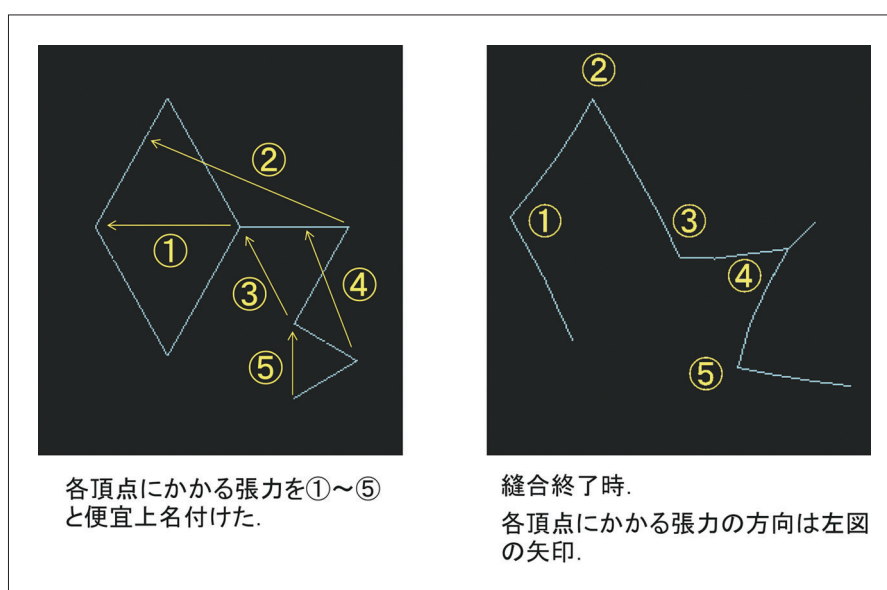


図2 Bilobed Flap の縫着時の縫合線
①～⑤は、張力測定を行った場所を意味する。

第1・2皮弁が共に欠損部と同大で一辺が4 cm の場合にかかる応力を基準として、各モデルにおける各点での応力を示す。

A) ①にかかる応力について

(ア) 第1皮弁を欠損部と同大で1辺4 cm、かつ第2皮弁の1辺が3、2、1、0 cm (Limberg flap) の場合、それぞれ約1.4倍、1.6倍、1.9倍、2.4倍であった。

(イ) 第1・2皮弁が同大、かつ両皮弁の各辺が

3、2、1 cm の場合、それぞれ約1.9倍、3.4倍、5.5倍であった。

B) ②にかかる応力について

(ア) 第1皮弁を欠損部と同大で1辺4 cm、かつ第2皮弁の1辺が3、2、1、0 cm (Limberg flap) の場合、それぞれ約1.3倍、1.6倍、2.0倍、2.2倍であった。

(イ) 第1・2皮弁が同大、かつ両皮弁の各辺が3、2、1 cm の場合、それぞれ約2.1倍、

表1 ①～⑤にかかる張力

横軸 x-y : 第1皮弁-第2皮弁の1辺の長さ
(4-0は④・⑤がないためN/Aとして表現した)

	①	②	③	④	⑤
4-4	0.68	0.39	2.17	0.78	3.71
4-3	0.92	0.52	2.67	1.15	2.33
4-2	1.06	0.64	3.33	0.87	6.78
4-1	1.28	0.77	4.31	1.19	15.36
4-0 (Limberg Flap)	1.61	0.86	6.51	N/A	N/A
3-3	1.33	0.83	2.20	0.71	4.04
3-2	1.62	1.10	2.54	1.72	6.51
3-1	1.97	1.38	3.68	3.64	15.60
2-2	2.33	0.89	2.44	0.77	6.07
2-1	2.72	1.17	3.36	1.00	14.72
1-1	3.77	1.05	4.07	0.97	15.16

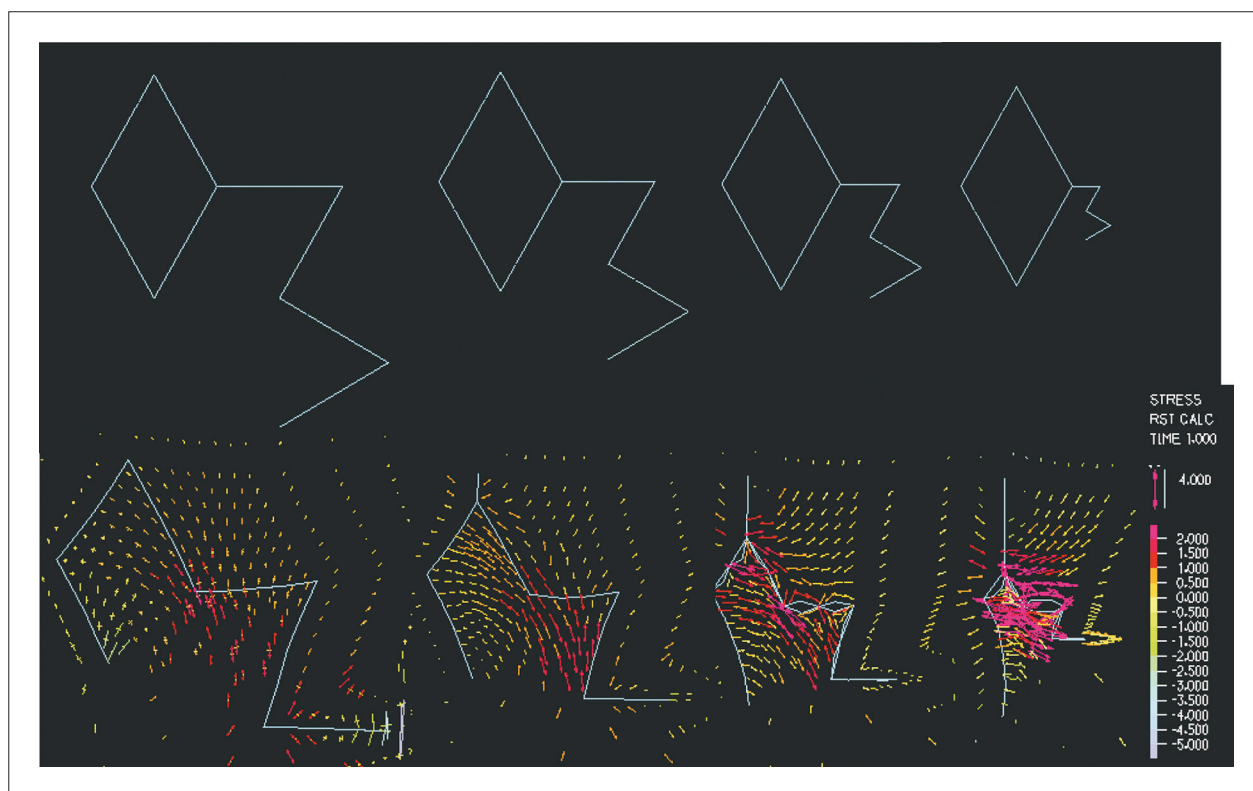


図3 第1皮弁と第2皮弁が同大の場合の有限要素法分析結果

第1・第2皮弁が同大で各辺が4、3、2、1cm

上段：デザイン時、下段：皮膚縫合時

矢印が長く赤いほど強い応力である。

2.3倍、2.7倍であった。

C) ③にかかる応力について

(ア) 第1皮弁を欠損部と同大で4cm、かつ第2皮弁の1辺が3、2、1、0cm (Limberg Flap) の場合、それぞれ約1.2倍、1.5倍、

2.0倍、3.0倍であった。

(イ) 第1・2皮弁が同大、かつ両皮弁の各辺が3、2、1cmの場合、それぞれ約1.0倍、1.1倍、1.9倍であった。

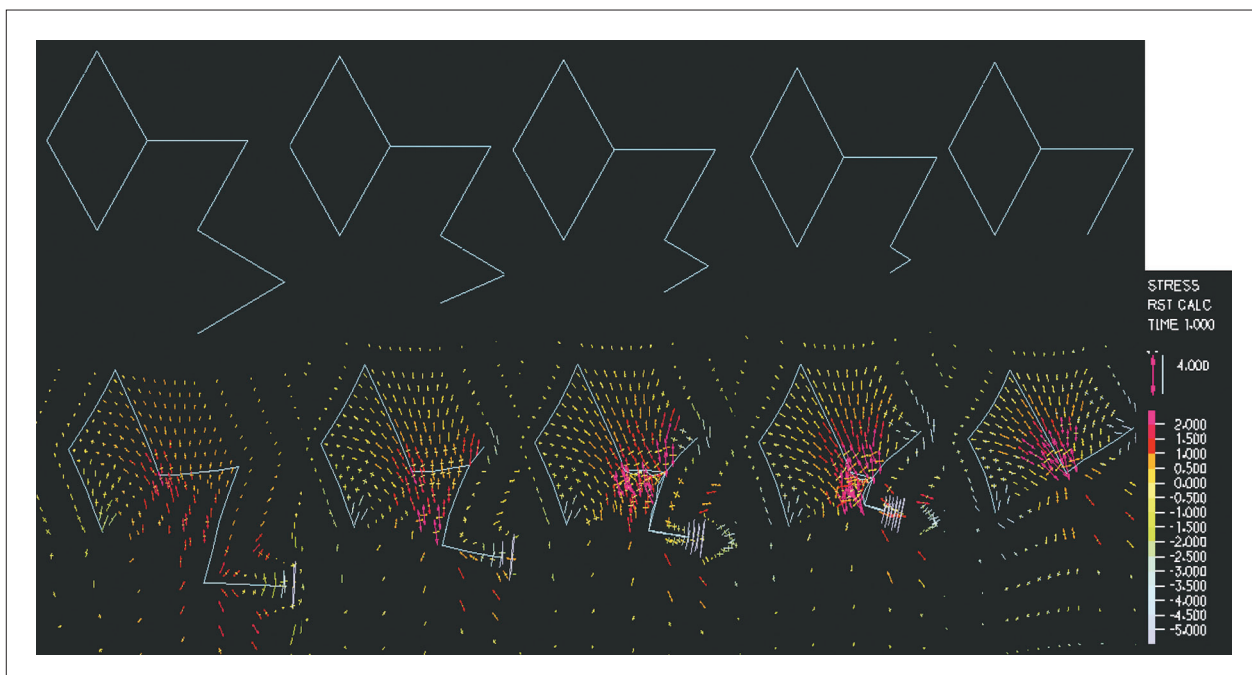


図4 第1皮弁が欠損部と同第の場合の有限要素法解析結果
第1が欠損部と同大で第2皮弁の各辺が4、3、2、1、0 cm
上段：デザイン時、下段：皮膚縫合時
矢印が長く赤いほど強い応力である

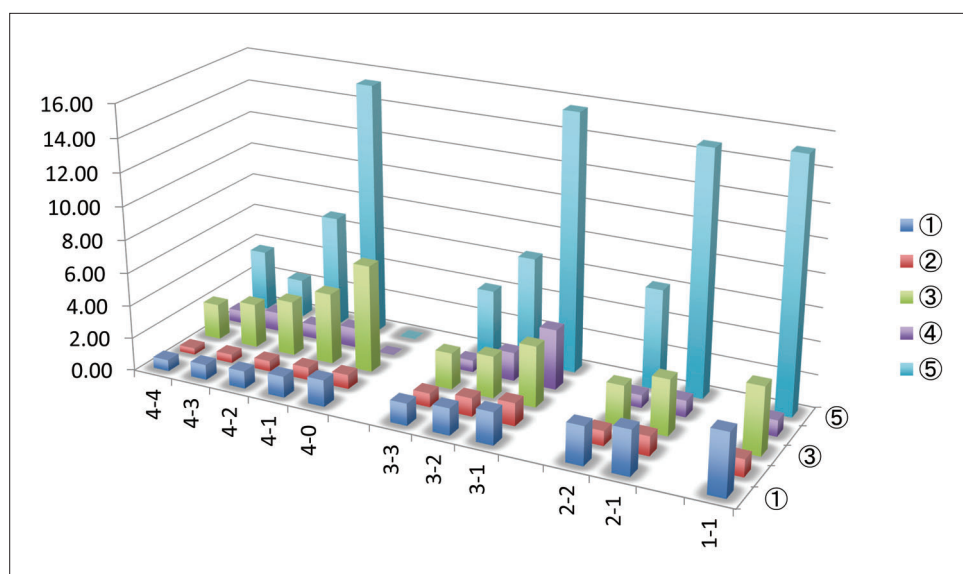


図5 ①～⑤の各点にかかる張力
横軸 x-y：第1皮弁-第2皮弁の1辺の長さ
(4-0は④・⑤がないため0として表現した)

D) ④にかかる応力について

- (ア) 第1皮弁を欠損部と同大で1辺4 cm、かつ第2皮弁の1辺が3、2、1 cmの場合、それぞれ約1.5倍、1.1倍、1.5倍であった。
- (イ) 第1・2皮弁が同大、かつ両皮弁の各辺が3、2、1 cmの場合、それぞれ約0.9倍、1.0倍、1.2倍であった。

E) ⑤にかかる応力について

- (ア) 第1皮弁を欠損部と同大で1辺4 cm、かつ第2皮弁の1辺が3、2、1 cmの場合、それぞれ約0.6倍、1.8倍、4.1倍であった。
- (イ) 第1・2皮弁が同大、かつ両皮弁の各辺が3、2、1 cmの場合、それぞれ約1.1倍、1.6倍、4.1倍であった。

【考 察】

1. 有限要素法を用いた非線形解析について

形成外科、特に皮弁作成に関する検討は、動物実験、ペーパーモデル、平面幾何学計算などが従来主体であった。しかし動物実験・ペーパーモデルでは創周囲の応力解析に乏しく、平面幾何学計算では単純な形状にしか応用できないという欠点があった⁴⁾。一方、スポンジモデルは張力が実測できる上、形態変化も同時に観察できるため簡便で有用な方法であるが、縫合後の緊張の定量など細かな解析には限界がある⁵⁾。さらにモデルに縫合糸を刺通する回数が増えれば素材の硬さに変化がおり、張力に関しては再現性に乏しくなる可能性が考えられる。

有限要素法 (Finite Element Method : FEM) は 1940 年代、O. Zienkiewicz らにより提唱された⁶⁾。有限要素法の基本的な考え方は、対象を簡単な形状の要素に分割し、力学的応答の性質を調べて結合し、対象物の全構造の応答を調べることである⁷⁾。

形成外科の分野では 1980 年代後半より有限要素法を用いたシミュレーションが盛んに行われ、様々な報告がなされてきた⁸⁻¹⁰⁾。皮弁にかかる張力に関しては Limberg Flap を用いた報告⁹⁾はあるが、今回われわれが行ったような Bilobed Flap の検討はこれまでに報告されていない。

有限要素法による解析の利点は、モデルを少しずつ変形させてシミュレーションすると、実際の皮弁の動向に近く直感的に理解しやすいこと⁹⁾、設定を変えて再計算することで異なる条件下の変化を容易に知ることが可能なことである¹⁰⁾。最近特にコンピューターの性能が向上し解析ソフトが改良してきたため、比較的容易に図 2・3 のように直感的にわかりやすく vector plot で応力を表示したり、任意の部位にかかる応力をより細かく評価したりできるようになった。一方で現状の二次元解析では Dog ear が生じる部位では誤差が大きくなりやすいこと、皮膚を均一な素材として扱う必要があること、などの制限もある¹¹⁾。しかしそのような制限のために厳密性にかける場合があるものの、皮弁にかかる張力の概算的な推定は可能であると考えられる。

2. Bilobed Flap について

Bilobed Flap は Esser によって 1918 年報告されてから¹²⁾、Limberg Flap などの単一皮弁では覆いきれない比較的大きな欠損を被覆する目的で広く使用されてきた。皮弁のデザインに関しては、第 1 皮弁、第 2 皮弁が徐々に欠損部より小さくなるようなデザインの工夫が報告されている²⁾一方、McGregor ら¹³⁾は第 1・第 2 皮弁の大きさを臨床例において後方視的に検討し、血流の豊富な部位でなければ皮弁壊死を起こす可能性が高いことを指摘した。血流に影響を与える原因

の一つは皮弁にかかる緊張であるため、Bilobed Flap に関して創縁にかかる張力を定量的に把握することは極めて重要である。

今回の解析結果に共通しているのは、第 1 皮弁であっても第 2 皮弁であってもその 1 辺が長いほど各点にかかる張力が減弱することである。これは経験的には知られた事実であるが、どれだけ減弱するかという定量的分析は不十分にしかなされてこなかったと思う。Bilobed Flap にしても Limberg Flap にしてもその目的は①にかかる緊張を減少させることである。したがって最も興味を引かれるのは①にかかる緊張の減弱度である。今回の分析から①にかかる緊張が最も小さいのは第 1・第 2 皮弁の一辺を欠損部の一辺と同じく 4 cm とした場合であり、第 1 皮弁のみ移植した場合 (単なる Limberg Flap) と比べて張力は約 42% (0.68/1.61) にまで減少するという結果が得られた。さらに第 1 皮弁の一辺を欠損部の一辺と同じく 4 cm、第 2 皮弁を 3 cm とした場合、Limberg Flap と比べて応力は約 57% (0.92/1.61) にまで減少する。また、第 2 皮弁の大きさに関しては 2 cm から 3 cm に増やすと、①にかかる応力は約 87% (0.92/1.06) (第 1 皮弁が 4 cm の場合) に減少することが予想される。このように第 1 皮弁も第 2 皮弁も一辺が長いほど①にかかる応力は減少する。

同様に、⑤にかかる緊張も各皮弁が大きいほど減少する。例えば第 1 皮弁の一辺を欠損部の一辺と同じく 4 cm で、第 2 皮弁を 2 cm から 3 cm に増やした場合、⑤にかかる応力は約 34% (2.33/6.78) となる。これは、皮弁を大きくすると皮弁採取部を閉じる時の緊張が少なくなるということの意味し、直感的には逆のようにも思えるが、第 2 皮弁を大きくデザインすることによって皮弁全体の回転半径が延長されるためと考えられる。

【結 語】

有限要素法を用いて Bilobed Flap の各皮弁にかかる張力を検討した。有限要素法は、皮弁のデザインの違いが欠損部の閉鎖に要する張力に与える影響に関して、精細な情報を提供しうる評価手段である。ただし、臨床例との厳密な相関を得るためには、三次元解析などのより詳細な検討を加えていく必要がある。

利益相反：本論文について他者との利益相反はない。

本論文の要旨は、第 22 回日本シミュレーション外科学会学術集会 (2012 年 11 月 17 日、於東京) において報告した内容に加筆修正したものである。

文 献

- 1) Tramier H (2000) Simple method of designing a Bilobed flap. *Plast Reconstr Surg* 105 : 2633-2634
- 2) Zimany A (1953) The bilobed flap. *Plast Reconstr Surg* 11 : 424-434
- 3) 今西理也, 上田和毅, 梶川明義ほか (2011) Bilobed flap における静力学的検討. *日シミュレーション外会誌* 19 : 1-7
- 4) 川端秀彦, 政田和洋 (1987) 有限要素法と皮膚のバイオメカニクス. *形成外科*, 30 : 558-563
- 5) 水沼雅齊, 梁井皎, 小室裕造 (2001) Half Curved Rhombic Flap. *日形会誌* 21 : 172-180
- 6) 岸正彦 (2001) 有限要素法の基本と仕組み. 秀和システム, 東京
- 7) 亀岡裕行 (2001) 構造解析システム. プレストレストコンクリート, 43
- 8) Kawabata H, Kawai H, Masada K et al (1989) Computer-Aided Analysis of Z-plasties. *Plast Reconstr Surg* 83 : 319-325
- 9) 李節, 鳥居修平, 林裕司ほか (1989) 有限要素法による皮弁の力学的研究 - その 1 : 菱形皮弁の解析 -. *日形会誌* 9 : 1018-1025
- 10) 秋元正宇 (1993) 有限要素法による局所皮弁の解析 - 第 2 報. *日形会誌* 13 : 371-384
- 11) 川端秀彦 (1987) 有限要素法の皮膚 Z-plasty への応用. *バイオメカニズム学会誌* 11 : 61
- 12) Esser JFS (1918) Gestielte lokale Nasenplastik mit Zweizipfligem lappen, Deckung des Sekundären Defektes vom ersten Zipfel durch den Z weiten. *Deutsche Zeitschrift für Chirurgie* 143 : 385-390
- 13) McGregor J, Soutar DS (1981) A critical assessment of the bilobed flap. *Br J Plast Surg* 34 : 197-205

日本シミュレーション外科学会会則

1991年11月12日設立

第1章 総 則

第1条（名称）

本会は、日本シミュレーション外科学会（The Japan Society for Simulation Surgery）と称する。

第2条（事務局）

事務局を、東京都新宿区大久保2-4-12 新宿ラムダックスビル(株)春恒社内におく。

第2章 目的と事業

第3条（目的）

本会はシミュレーション外科の進歩、発展につとめると同時に会員相互の親睦と知識の交換に貢献することを目的とする。

第4条（事業）

本会は、前条の目的を達成するために以下の事業を行なう。

1. 学術集会、講演会など
2. 内外の関連団体との連絡、連絡など
3. 印刷物の刊行など
4. その他必要な事項

第3章 会 員

第5条（会員および入会）

会員は、本学会の目的に賛同するもので、正会員、名誉顧問、顧問、名誉会員、準会員、賛助会員をもって構成する。

1. 正会員は、医師、それ以外の研究者で所定の入会申込み書式に従い、別に定める入会金および当該年度の会費を添えて本学会事務局に申込み、理事会の承認を受けたものとする。
2. 名誉顧問、顧問は、本学会に貢献のあったものから理事長が推薦し、理事会の承認を受けたものとする。ただし本人の承諾を得なければならない。
3. 名誉会員は、本学会に特に貢献のあったものの中から理事長が推薦し、理事会、評議員会の議を経て、総会で承認を受けたものとする。ただし、本人の承諾を得なければならない。
4. 準会員は、学生で入会手続きは前項に準ずる。
5. 賛助会員は、個人、法人または任意団体で推薦により理事会で承認を得たものとし、入会手続きは前項に準ずる。

第6条（退会と除名）

6. 会員が退会しようとするときは、退会届けを理事長に提出し、理事会の承認を得る。
7. 会員が次の項目に該当する時は、理事会、評議員会の議を経て除名することが出来る。
 - 1) 本会の目的に反し、会員として適当でないもの。
 - 2) 会費を2年以上滞納したもの。

第4章 役員及び評議員

第7条（役員）

1. 本会に次の役員をおく。
2. 会長1名。理事長1名。理事若干名。および監事2名。

第8条（理事および監事）

理事および監事は、評議員会において評議員の中から選出し、総会で承認を受ける。

第 9 条 (会長)

1. 会長は、評議員会において選出し、総会において承認を受ける。
2. 会長は、年 1 回の学術集会を主催する。

第 10 条 (理事長)

1. 理事長は、理事の互選により選出する。
2. 理事長は、本会を代表し、理事会、評議員会ならびに総会を招集し、その議長となり会務を統括する。

第 11 条 (役員の任期)

1. 理事および監事の任期は 2 年とするが重任を妨げない。ただし連続 2 期を越えないものとする。
2. 会長の任期は 1 年とし、前年度学術集会終了時から、当年度学術集会終了時までとする。

第 12 条 (評議員および評議員会)

1. 本会は、評議員をおく。評議員は理事会で選考し理事長が委嘱する。
2. 評議員の任期は 2 年とし重任を妨げない。但し理由なく任期中の評議員会を欠席した場合は再任をおこなわない。

第 13 条 (幹事)

事務局に幹事をおく。幹事は事務局事務を担当し、理事会、評議員会に出席する。

第 5 章 会 議**第 14 条 (理事会)**

1. 定例理事会は、通常総会前に開催するが、理事長は必要に応じて招集することが出来る。
2. 理事会は、理事の 3 分の 2 以上の出席を要する。
3. あらかじめ委任状を提出したものは出席とみなす。

第 15 条 (評議員会)

1. 定例評議員会は、通常総会前に理事長が招集する。
2. 評議員会は、評議員の 3 分の 2 以上の出席を要する。
3. あらかじめ委任状を提出したものは出席とみなす。
4. 名誉顧問、顧問は、評議員会に出席し意見を述べるができるが決議には参加しない。

第 16 条 (総会)

年 1 回定例総会を開催する。総会は正会員をもって構成する。

第 6 章 会費および会計**第 17 条 (入会金および年会費)**

1. 会員は、所定の入会金と年会費を納入する。ただし名誉顧問、顧問、名誉会員は、会費を免除する。
2. 既納の会費は、いかなる理由があっても返却しない。
3. 入会金は 5,000 円。年会費は正会員 5,000 円、準会員 2,000 円、賛助会員 30,000 円以上とする。

第 18 条 (会計)

1. 本会の経費は、会費および寄付金、その他の収入を持って充てる。
2. 本会の会計年度は、毎年 9 月 1 日から 8 月 31 日までとし、会計業務は株式会社春恒社に委託する。

付 則**第 19 条 (会則の変更)**

本則の変更は、理事会ならびに評議員会において審議し総会において承認を求める。

第 20 条 (会則の発効)

本会則は、1991 年 11 月 12 日から実施する。
改正会則は、1993 年 11 月 20 日から実施する。
改正会則は、2003 年 4 月 2 日から実施する。
改正会則は、2013 年 4 月 1 日から実施する。
改正会則は、2014 年 11 月 15 日から実施する。

日本シミュレーション外科学会会誌投稿規定

1. 投稿資格

- 1) 本誌への投稿者は、本学会会員に限る。
- 2) 論文は、シミュレーション外科の進歩発展に寄与する独自性のあるもので、他誌に未発表のものに限る。ただし、編集委員会が認めた場合はこの限りではない。

2. 論文の採否、修正

論文の採否は、編集委員会で決定する。必要に応じて書き換え修正を求めたり、編集委員会の責任において修正を行うことがある。

3. 邦文論文投稿規定

- 1) 原稿は、ワードプロセッサを使用し、A4 版用紙に、横書き、26 字×26 行で印字する。英数字は、可能な限り半角文字を使用する。英数字に限り 1 行の文字数は制限しないが、見やすく印字する。上下左右の余白は、3～5 cm とし、行間が狭くならないように注意する。文体は漢字混じり平仮名邦文とし、原則として常用漢字および現代かなづかいを使用する。
- 2) 原稿は、オリジナル 1 部、コピー 2 部、計 3 部を提出する。これと共に、3.5 インチフロッピーディスクまたは CD-R に、MS-DOS テキストファイル、または、マッキントッシュ Teach Text 書類として保存したものを 1 枚提出する。ファイル名は、半角英数字大文字で、“著者のイニシャル”+“投稿年月日”+“.”(ピリオド)+“TXT”(例：TF 940228. TXT)とする。提出した原稿、フロッピーディスクは、原則として返却しない。また、紛失などの事故に備えて、著者はフロッピーディスクのコピーを保管する。
- 3) 原稿は、第 1 ページに、表題名(邦文、英文)、キーワード(5 つ以内)、第 2 ページに、著者名(邦文、英文)、所属(邦文、英文)、連絡先(郵便番号、住所、電話番号、FAX 番号、E-mail アドレス)、論文別冊請求先(郵便番号、住所)、希望別冊部数、第 3 ページ以降に、英文抄録、本文、文献、図表の説明文、図表の順序とする。フロッピーディスクもこの順序とする。改ページは不要である。
- 4) 英文抄録は、本文の全体を含む内容で、300 words 以内とする。
- 5) 図表は、そのまま印刷できる鮮明なものを用意する。図表は、台紙には貼らず、裏面にラベルを貼付し、天地を明確にして、図表の番号、著者名を記入する。図表の説明文は、別紙に、図表の番号とともにまとめて印字する。また、図表の大きさが、ページの全幅(17 cm)か半幅(8 cm)かの指定を併記する。オリジナルは 1 組。2 組は鮮明であればコピーでよい。コピーする場合は、A4 版用紙にコピーし、図表の番号を下方に記す。
- 6) 外国人名、地名など、邦訳しにくい用語は外国語を用いても構わない。年号は西暦とする。

7) 文献の書き方

配列は引用順とし、本文中の引用箇所(肩番号(例：1))を付ける。著者が 3 名までは全員、4 名以上のときは 3 名までを書き、以降は「ほか」または「et al」を付ける。雑誌名は、Index Medicus、または、医学中央雑誌の表記に従い略記する。外国語の雑誌は前者を、日本語の雑誌は後者を優先する。

a. 雑誌

著者名(発行年)表題名. 雑誌名 巻：ページ

(例) 養父孝乃介, 田嶋定夫, 今井啓介ほか(1993) 頭蓋底・眼窩部の 3 次元実体モデルの切削法における分割作製法. 日頭蓋顎顔面外会誌 9：7-11

Kato A, Yoshimine T, Hayakawa T et al (1991) A frameless, armless navigational system for computer-assisted neurosurgery. J Neurosurg 74：845 - 849

b. 単行本

著者名(発行年)書名. ページ, 発行所, 発行地

(例) 千代倉弘明(1985) ソリッドモデリング. pp 123, 工業調査会, 東京

Fujino T (1994) Simulation and computer aided surgery. pp 123, John Wiley and Sons, Chichester

c. 分担執筆

著者名 (発行年) 題名, 書名 (版), 編集者名, ページ, 発行所, 発行地

(例) 横井茂樹 (1992) シミュレーション外科と VR. 人工現実感生成技術とその応用 (初版), 岩田洋夫編, pp 137-156, サイエンス社, 東京

Kuboki Y, Yamaguchi H, Ono I et al (1991) Osteogenesis induced by BMP-coated biomaterials: Biochemical principles of bone reconstruction in dentistry. The bone-biomaterial interface (1st Ed), edited by Davies JE, pp127-138, Tronto University Press, Tronto

8) E-mail での投稿も以下の要領で受け付ける。

表題名 (邦文, 英文), キーワード (5つ以内), 著者名 (邦文, 英文), 所属 (邦文, 英文), 連絡先 (郵便番号, 住所, 電話番号, FAX 番号, E-mail アドレス), 論文別冊請求先 (郵便番号, 住所), 希望別冊部数, 英文抄録, 本文, 文献をテキストファイルにして, 作製した OS およびソフトウェアとそのバージョンを明記し添付文書 (ファイル名は前記 3-2) に準ずる。) として送付 (Microsoft Word で作製したものであれば Word ファイルのままで添付可)。図表および写真 (説明文を含む) は別のメールに添付ファイルとし, 作製した OS およびソフトウェアとそのバージョンを明記し, 写真に関しては JPEG 形式にして添付すること。オリジナルを損なわないようにするため, 図表は A4 用紙に印刷したものを, 写真はキャビネ版とし裏に著者名を記載したものを各 1 部, 説明文を含み別に簡易書留便で郵送すること (他の原稿およびフロッピーディスクは郵送不要)。

4. 欧文論文投稿規定

欧文にても投稿をうけつける。全般的原稿様式は邦文投稿規定に準じる。

投稿前に当該外国語学専門家による十分な推敲が望ましい。

5. 掲載費

1) 掲載論文は、でき上がり 4 ページまでは無料とするが、それ以上は実費 (1 ページ超過につき 2 万円) を著者負担とする。なお、でき上がりのページ数は、表題が 1/3 ページ、英文抄録、本文、文献が原稿 4 枚で 1 ページ、図表 (半幅) が 6 枚で 1 ページを目安とする。

2) 別冊は、100 部を単位とし、実費を著者負担とする。

(参考: 8 ページまで 100 部 11,000 円、9~12 ページまで 100 部 23,000 円)

3) カラー写真など、特に費用を要する印刷は、実費を著者負担とする。

6. 著作権

本誌に掲載された論文の著作権 (= 著作財産権, Copyright) は、日本シミュレーション外科学会に帰属する。

7. 投稿規定の変更

以上の投稿規定は、編集委員会の責任において必要に応じて変更することがある。

8. 投稿原稿の送り先

1) 図表が折れないように注意して、簡易書留便で郵送する。

〒169-0072 東京都新宿区大久保 2-4-12

新宿ラムダックスビル 9 F (株) 春恒社内

日本シミュレーション外科学会

電 話 03-5291-6231 FAX 03-5291-2177

2) E-mail 投稿先: jssis-office@umin.ac.jp

編集委員長: 朝戸 裕貴

編集委員: 今井 啓介、大西 清、小坂 正明、小林 正弘、千代倉弘明、貴志 和生、高井 信朗、

根本 匡章、榎 宏太郎

日本シミュレーション外科学会誌
Journal of The Japan Society for
Simulation Surgery
第 23 卷 2 号
2016 年 1 月 15 日発行
定価 2,500 円
年間購読料 5,000 円

発行人：大慈弥裕之（福岡大学医学部形成外科）
編集委員長：朝戸 裕貴（獨協医科大学形成外科）
編集委員：今井 啓介（大阪市立総合医療センター形成外科）
大西 清（東邦大学医学部形成外科学）
小坂 正明（福岡山王病院形成外科／国際医療福祉大学大学院）
小林 正弘（慶應義塾大学看護医療学部）
千代倉弘明（東京工科大学メディア学部）
貴志 和生（慶應義塾大学形成外科）
高井 信朗（日本医科大学整形外科）
根本 匡章（東邦大学医学部脳神経外科学）
横 宏太郎（昭和大学歯学部矯正科）

発行所：日本シミュレーション外科学会
〒169-0072 東京都新宿区大久保 2-4-12
新宿ラムダックスビル
電話 03-5291-6231
FAX 03-5291-2176

印刷所：株式会社 春恒社
〒169-0072 東京都新宿区大久保 2-4-12
新宿ラムダックスビル
電話 03-5291-6231
FAX 03-5291-2176

複写をご希望の方へ

日本シミュレーション外科学会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター((社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体)と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はありません(社外頒布目的の複写については、許諾が必要です)。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会
〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3 F
FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾(著作物の引用、転載、翻訳等)に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、日本シミュレーション外科学会(学会事務局 E-mail：jssis-office@umin.ac.jp)へお問い合わせください。