原 著 論 文

上顎総義歯におけるポリサルホン樹脂と ポリカーボネート樹脂の成形による変形

柿本 和俊 柏村 武司 松山 博史 柴田 正子
井波真紀子 佐野 吉信 井上 淳 小正 裕
古波蔵鍵一 権田 悦通

Deformation from Moldings with Polysulfon Resin and Polycarbonate Resin on Maxillary Complete Denture

Kazutoshi Kakimoto, Takeshi Kashiwamura, Hiroshi Matsuyama, Masako Shibata,
Makiko Inami, Yoshinobu Sano, Jun Inoue, Yutaka Komasa,
Kenichi Kohakura and Yoshimichi Gonda

Abstract : Maxillary complete dentures were constructed with reinforcing polysulfon resin by the compression molding, reinforcing polycarbonate resin by the injection molding and polymethylmetacrylate resin.

The deformation from the each molding methods were observed in three dimension.

The results were comparatively discussed, and the following conclusions were obtained.

1. Both in the artificial teeth resion and mucosal surface of alveolar resion, the lateral shrinkage were distinctively observed in the conditions of reinforcing polysulfon resin and reinforcing polycarbonate resin. On the contrary, the even shrinkage and little distortion was observed in the condition of polymethylmetacrylate resin.

2. The lateral expansion of denture border in maxillary tuberosity resion were observed in the conditions of reinforcing polysulfon resin and polymethylmetacrylate resin, although the lateral shrinkage of that was observed in the condition of the reinforcing polycarbonate resin.

3. The midline of mucosal surface transitted anteriorly in the condition of reinforcing polysulfon resin and reinforcing polycarbonate resin.

4. In sagittal direction of the palatal midline, the deformation was the least in the condition of reinforcing polysulfon resin.

Key words : polysulfon, polycarbonate, deformation, complete denture

I. 緒 言

義歯床用材料には、従来からポリメチルメタクリレート樹脂が主として用いられてきたが、近年になって、新たにポリサルホン樹脂、ポリエーテルサルホン樹脂およびポリカーボネート樹脂も用いられ始めている。これらの新しい床用材料は、ポリメチルメタクリレート樹脂に比べ、靱性や耐摩耗性などの理工学的性質が優れ、吸水性と溶解性が小さく、残留モノマーがほとんどないなどの長所がある¹⁻⁵⁾。さらに、現在ではポリサルホン樹脂やポリカーボネート樹脂に無機繊維を添加して強化し、理工学的性質がさらに向上している^{6,7)}。しかし、成形時の変形については、特に、射出成形を行うポリサルホン樹脂やポリカーボネート樹脂では残留応力が問題とされている^{8,9)}。このため、最近ではポリサルホン樹脂についても、ポリエーテルサルホン樹脂と同じく圧縮成形も行われている^{7,10)}。

これらの新しい義歯床用材料は、適合性や人工歯の移動については、ポリメチルメタクリレート樹脂に比べて必ずしも優れているとはいえない^{11,12)}。また、圧縮成形による強化ポリサルホン樹脂や射出成形による強化ポリカーボネート樹脂の成形による変形についての報告はほとんどなく、特に、臨床的な義歯については不明な点が多い。

そこで、本研究では上顎総義歯を圧縮成形の強化ポリサルホン樹脂と射出成形の強化ポリカーボネート樹脂、およびポリメチルメタクリレート樹脂によって作製し、人工歯部と粘膜面の変形を三次元的に計測し、その結果を比較検討した。

なお、以下本論文では圧縮成形の強化ポリサルホン樹脂を PSF、射出成形の強化ポリカーボネート樹脂を PC、ポリメチルメタクリレート樹脂を PMMA と略す。

II. 実験材料と方法

1. 実験用試料義歯の作製と計測方法

実験には上顎無歯顎顎堤形態の金属金型を用いた。図 1 左に示すように、金型には計測点として一辺約 1 mm の三角錐状のくぼみを歯槽頂部 5 か所（切歯乳頭部 I_M 、右側犬歯部歯槽頂 C_M 、左側犬歯部歯槽頂 C_M' 、右側上顎結節部 T_M 、左側上顎結節部 T_M' ）、口蓋部 2 か所（口蓋中央部 O_M 、口蓋後縁部 P_M ）および床縁部 4 か所（右側犬歯部床縁部 C_B 、左側犬歯部床縁部 C_B' 、右側上顎結節部床縁部 T_B 、左側上顎結節部床縁部 T_B' ）に刻入した。

金型をシリコンラバー（ダウ コーニング社製 シラスコン RTV 501 触媒：キャタリスト C）を用いて印象し、これに模型材を流し込んで作業用模型を作製した。印象は 6 個作製し、1 個の印象から 3 個の作業用模型を作製した。このとき、印象による相違や、同じ印象でも模型を作製する順番の相違が、実験結果に影響を与えないように、印象 3 個と各樹脂用の作業用模型 3 種でラテン方格を組み、残りの 3 個の印象についても同様にした。したがって、各樹脂用の作業用模型は 6 個ずつ作製し、これには、それぞれ 6 つの異なる印象からの模型が 1 個ずつ、1, 2, 3 番目に作製した模型がそれぞれ 2 個ずつ含まれる。模型材には、PSF 用には UB モデラー（宇部興産社製）、PC 用には耐圧硬石膏（東伸洋行社製）および PMMA 用には超硬質石膏（ジーシー社製 シュールストーン）を用いた。

作業用模型上の計測点の任意の x, y, z 軸における座標を万能工具顕微鏡（東京光学社製 トプコン TUN 200 型）で計測し、成形前の粘膜面の計測点位置を求めた。

その後、可及的に同一の蠟義歯を作製するために、まず、任意の 1 つの作業用模型上で通法に従ってパラフィンワックス（デトレ社製 モデリングワックス SPE-CIAL）にて咬合床を作製し、これに人工歯（松風社製 リアルクラウン S 56 C-4 およびバイオエース レジン S 56-M 28）を排列し、歯肉形成を行い蠟義歯を作製した。この蠟義歯を原型とし、金型と同様にシリコンラバーで型どりし、これに同じ人工歯を設置し、同じパラフィンワックスを注入し、複製蠟義歯を各作業用模型上で作製した。

人工歯には、図 1 右に示すように 7 か所（左右中切歯近心切縁の中間点 I_0 、右側犬歯尖頭 C_0 、左側犬歯尖頭 C_0' 、右側第 2 小臼歯舌側咬頭頂 P_0 、左側第 2 小臼歯舌側咬頭頂 P_0' 、右側第 2 大臼歯近心舌側咬頭頂 M_0 、左側

図 1 設定した計測点

第2大臼歯近心舌側咬頭頂 M_o' に大きさ約 2 mm のごく細い十字を刻入し人工歯部の計測点とした。

蠟義歯作製後、粘膜面の計測点と同様にして、人工歯部の計測点の位置を求めた。なお、PC には、一般的には専用の人工歯が用いられるが、実験に用いた人工歯と同一形状のものがいないため、実験条件を統一するために、上記の人工歯の基底面に維持孔を形成して使用した。

各樹脂の成形方法は次のとおり行った。

PSF は UB デンチャーシステム（プリフォーム圧縮成形システム）の製作ステップに従って成形した。すなわち、埋没、流蠟後、強化ポリサルホン樹脂のプリフォーム（宇部興産社製）を 285°C で 10 分間の予備加熱後、圧縮成形した。

PC はレイニングシステム（射出成形システム）の製作ステップに従って成形した。すなわち、蠟義歯には上顎結節部に直径約 6 mm のスプルー、口蓋中央部に直径約 1 mm のバントを付けた後、埋没、流蠟後、レイニング超硬歯科樹脂射出成形機（東伸洋行社製）を用いて、強化ポリカーボネート樹脂（東伸洋行社製）を 120°C で 6 時間の乾燥後、300°C 210 kg/cm² の条件で射出成形した。

PMMA は、低温長時間重合法によって重合した。すなわち、通法に従って埋没、流蠟後、ポリメチルメタクリレート樹脂（ジーシー社製 アクロン #8）を 75°C で 8 時間湿熱重合した。

いずれの義歯床用樹脂も成形完了後、義歯をフラスコから取り出し、約 48 時間後に粘膜面、および人工歯部の計測点の位置を成形前と同様の方法で求めた。なお PMMA は、計測までの間、室溫水中に保存した。

2. 座標系の設定

求めた成形前後の計測点の座標は任意の座標軸に対しての値であるため、それぞれ、図 2 に示す座標系に変換した。

人工歯部の基準平面は、 I_o 、 M_o および M_o' の 3 つの計測点をもとに以下のように設定した。

基準水平面 (xy 平面) は、 I_o 、 M_o および M_o' を含む面、基準矢状面 (yz 平面) は、基準水平面に直角かつ基準水平面上で I_o から直線 $\overline{M_oM_o'}$ に引いた垂線を含む面、基準前頭面 (xz 平面) は、基準水平面と基準矢状面の両方に直角かつ I_o と直線 $\overline{M_oM_o'}$ の中央を通る面とした。つまり、 I_o から直線 $\overline{M_oM_o'}$ に引いた垂線の中央を原点とし、 x 軸は直線 $\overline{M_oM_o'}$ に平行な直線、 y 軸は x 軸に直角かつ I_o を通る直線、 z 軸は x 軸と y 軸に直角

図 2 設定した座標系

な直線とする座標系である。

粘膜面の基準平面は、 I_m 、 T_m および T_m' の 3 つの計測点をもとに、人工歯部と同様に設定した。

すなわち、基準水平面 (xy 平面) は、 I_m 、 T_m および T_m' を含む面、基準矢状面 (yz 平面) は、基準水平面に直角かつ基準水平面上で I_m から直線 $\overline{T_mT_m'}$ に引いた垂線を含む面、基準前頭面 (xz 平面) は、基準水平面と基準矢状面の両方に直角かつ I_m と直線 $\overline{T_mT_m'}$ の中央を通る面とした。つまり、 I_m から直線 $\overline{T_mT_m'}$ に引いた垂線の中央を原点とし、 x 軸は直線 $\overline{T_mT_m'}$ に平行な直線、 y 軸は x 軸に直角かつ I_m を通る直線、 z 軸は x 軸と y 軸に直角な直線とする座標系である。

人工歯部、粘膜面ともに、 x 軸の正の方向が義歯の左側方向、 y 軸の正の方向が前歯部方向、 z 軸の正の方向が粘膜面方向とした。

上記の座標系での各計測点の位置を演算処理して求めた後、成形前後の値を比較し、成形後の義歯の計測点の各座標軸に対しての移動量を求めた。さらに、成形前後の 2 つの計測点間の距離の変化を求め収縮率を算定した。また、必要に応じて、3 つの計測点間で形成される角の角度も計算した。

III. 実験結果

1. 人工歯部の変形

表 1 に人工歯部の計測点間距離の変化率を示す。図 3 は水平面における人工歯部の変形図、図 4 は矢状面における変形図である。以下、本論文で示す変形図は変形がよくわかるように、各計測点の x 、 y 、 z 軸の変化量を 10

表 1 人工歯部の成形前後の計測点間距離の変化率 (%)

	PSF	PC	PMMA
$\overline{CoCo'}$	-0.32 ± 0.30	-0.16 ± 0.35	-0.18 ± 0.17
$\overline{PoPo'}$	-0.47 ± 0.24	-0.67 ± 0.22	-0.41 ± 0.13
$\overline{MoMo'}$	-0.97 ± 0.18	-0.88 ± 0.17	-0.46 ± 0.09
$\overline{IoCo}$	-0.46 ± 0.39	-0.28 ± 0.28	-0.21 ± 0.19
$\overline{IoCo'}$	-0.10 ± 0.59	0.02 ± 0.65	-0.19 ± 0.33
$\overline{IoPo}$	-0.48 ± 0.18	-0.42 ± 0.09	-0.37 ± 0.13
$\overline{IoPo'}$	-0.44 ± 0.35	-0.52 ± 0.12	-0.48 ± 0.12
$\overline{IoMo}$	-0.60 ± 0.14	-0.43 ± 0.13	-0.42 ± 0.07
$\overline{IoMo'}$	-0.52 ± 0.17	-0.46 ± 0.13	-0.46 ± 0.07
$\overline{CoPo}$	-0.64 ± 0.25	-0.34 ± 0.24	-0.49 ± 0.25
$\overline{Co'Po'}$	-0.54 ± 0.24	-0.74 ± 0.31	-0.59 ± 0.47
$\overline{PoMo}$	-0.65 ± 0.39	-0.42 ± 0.38	-0.46 ± 0.13
$\overline{Po'Mo'}$	-0.35 ± 0.33	-0.21 ± 0.41	-0.42 ± 0.25

数値は平均値±標準偏差
(平均値の負は収縮を示す)

倍にした位置に成形後の計測点を位置させて示した。

PSF では、左右方向の収縮が大きく、特に $\overline{MoMo'}$ は 0.97% (0.40 mm) の収縮となった。PC では、 $\overline{CoCo'}$ の収縮が 0.16% (0.05 mm) であるのに対し、 $\overline{MoMo'}$ は 0.88% (0.36 mm) の収縮であった。PMMA では、 $\overline{CoCo'}$ が 0.18% (0.06 mm) 収縮したのに対し、 $\overline{MoMo'}$ は、0.46% (0.19 mm) 収縮し、 $\overline{CoCo'}$ の 2 倍以上の収縮となった。また、 $\overline{MoMo'}$ の収縮率は危険率 1% で PSF と PC よりも有意に小さかった。

一方、 $\overline{IoMo}$ 、 $\overline{IoMo'}$ などの前後方向の計測点間はいずれの床用材料でもほぼ 0.5% 前後の収縮となった。

したがって、水平的には PSF や PC では左右方向の方が大きく収縮し、後方の左右人工歯間でその傾向が著明にみられた。一方、PMMA では前後・左右方向ともに約 0.5% のほぼ均等で変形の少ない収縮をした。

垂直的には、PSF および PC では犬歯は圧下、第 2 小臼歯は挺出した。また、PMMA では、犬歯 (Co , Co')、第 2 小臼歯 (Po , Po') ともに挺出した。しかし、垂直的な変形量は PC の Po' での 0.09 mm の挺出が最高であり、水平方向に比べて変形量は少なかった。

2. 粘膜面部的変形

表 2 に粘膜面部的計測点間距離の変化率を示す。図 5~10 は粘膜面部的変形図である。

1) 歯槽頂部

図 5 は水平面における歯槽頂部の変形図、図 6 は矢状面における変形図である。

$\overline{T_M T_M'}$ の変形はすべて収縮を示し、PSF では 1.14%

図 3 人工歯部の水平面における変形図

(図 3~10 において、点線は成形前、実線は成形後を表す。なお、成形後のデータは、各座標における変形量を 10 倍に拡大して表示した)

図 4 人工歯部の矢状面における変形図

(0.54 mm), PC では 1.02% (0.48 mm), PMMA では 0.48% (0.23 mm) であった。これらのうち、PC と PMMA との間には 1% の危険率で有意差があった。また、 $\overline{I_M P_M}$ の変形もいずれも収縮を示し、PSF では 0.01% (0.01 mm 以下), PC では 0.11% (0.04 mm), PMMA では 0.46% (0.17 mm) であった。したがって、水平的には、PSF と PC では左右方向の収縮が前後方向よりも大きくなったが、PMMA では変形の少ないほぼ均等な収縮であった。

一方、PSF と PC では正中部の前後的な大きさの変化は少ないものの、正中部の計測点 I_M , O_M , P_M は、PSF では 0.02~0.14 mm の範囲、PC では 0.05~0.19 mm の範囲で前方に押し出された。また、PMMA では、 C_M , C_M' および T_M , T_M' が I_M に対して右方向に平均値で 0.10~0.42 mm の範囲で変位した。

垂直的には、犬歯部歯槽頂が、PSF では右側 (Co) が

表 2 粘膜面部の成形前後の計測点間距離の変化率

(%)

	PSF	PC	PMMA
$\overline{C_M C_M'}$	-0.52 ± 0.77	-0.41 ± 0.59	0.44 ± 0.80
$\overline{C_B C_B'}$	0.11 ± 1.18	-0.51 ± 0.32	-0.39 ± 0.32
$\overline{T_M T_M'}$	-1.14 ± 0.67	-1.02 ± 0.23	-0.48 ± 0.23
$\overline{T_B T_B'}$	-0.56 ± 0.19	-1.02 ± 0.44	-0.41 ± 0.38
$\overline{I_M C_M}$	0.41 ± 2.21	0.05 ± 1.45	0.96 ± 2.40
$\overline{I_M C_M'}$	-0.08 ± 0.70	0.43 ± 0.53	-0.06 ± 2.45
$\overline{I_M T_M}$	0.34 ± 0.75	0.15 ± 0.71	0.25 ± 1.34
$\overline{I_M T_M'}$	0.06 ± 0.40	-0.24 ± 0.63	-0.57 ± 1.27
$\overline{I_M P_M}$	-0.01 ± 0.52	-0.11 ± 1.10	-0.46 ± 1.43
$\overline{I_M O_M}$	0.26 ± 0.74	-0.26 ± 2.01	-0.06 ± 1.69
$\overline{O_M P_M}$	-0.75 ± 1.12	-0.96 ± 0.56	-0.95 ± 0.90
$\overline{C_M T_M}$	0.09 ± 1.59	-0.25 ± 0.47	0.15 ± 1.30
$\overline{C_M' T_M'}$	-0.08 ± 0.96	-0.98 ± 1.09	-0.92 ± 0.70
$\overline{C_B T_B}$	-0.62 ± 1.92	-1.11 ± 1.69	-1.23 ± 1.77
$\overline{C_B' T_B'}$	-1.50 ± 1.81	-0.30 ± 1.96	-0.27 ± 2.53
$\overline{C_M C_B}$	0.01 ± 3.05	-1.21 ± 1.49	-1.96 ± 5.08
$\overline{C_M' C_B'}$	-0.17 ± 2.51	-1.09 ± 2.39	-2.42 ± 2.57
$\overline{T_M T_B}$	-0.84 ± 1.83	-1.60 ± 1.99	-0.80 ± 3.19
$\overline{T_M' T_B'}$	-0.67 ± 1.26	-0.09 ± 2.02	-3.18 ± 2.26

数値は平均値±標準偏差
(平均値の負は収縮を示す)

図 5 歯槽頂部の水平面における変形図

0.17 mm, 左側 (C_o') が 0.08 mm 浮き上がり, PC でも右側が 0.21 mm, 左側が 0.01 mm 浮き上がった. PMMA では右側が 0.20 mm 沈下し, 左側が逆に 0.13 mm 浮き上がった.

なお, 浮き上がりとは, z 座標が減少したことで粘膜から離れる方向に変形したこと, 沈下とは z 座標が増加したことで粘膜方向に変形したことを表現している.

2) 床縁部

図 7 は水平面における床縁部の変形図, 図 8 は矢状面における変形図, 図 9 は前頭面における義歯の後方部の

図 6 歯槽頂部の矢状面における変形図

図 7 床縁部の水平面における変形図

図 8 床縁部の矢状面における変形図

変形図である. また, 表 3 に床縁部と歯槽頂および口蓋部の計測点のなす角度の変化を示す.

水平面においては, いずれの床用材料も左側床縁部は

図 9 後方部の前頭面における変形図

表 3 粘膜面の成形前後の3つの計測点がなす角度の変化(度)

	PSF	PC	PMMA
$\angle T_B T_M P_M$	1.07 ± 0.83	-0.20 ± 1.05	0.51 ± 1.85
$\angle T_M P_M T_M'$	-0.57 ± 0.63	-1.36 ± 1.37	0.59 ± 0.43
$\angle T_B' T_M' P_M$	0.42 ± 0.43	-1.19 ± 1.45	1.95 ± 0.80
$\angle C_B C_M O_M$	0.67 ± 2.64	0.28 ± 1.07	0.63 ± 1.74
$\angle C_B' C_M' O_M$	-0.66 ± 1.63	0.74 ± 2.46	-1.18 ± 2.36
$\angle I_M O_M P_M$	0.50 ± 1.11	1.80 ± 1.39	-0.34 ± 1.45

数値は平均値±標準偏差
(正は直線に近づいたこと、負はより屈曲したことを示す)

前方に、右側床縁部は後方に変位し、ややねじれたような変形を示した。

矢状面においては、いずれの樹脂も床縁が浮き上がる傾向を示し、沈下したのはPCの T_B' での0.06 mm、およびPMMAの C_B での0.20 mmだけであった。浮き上がり量が最も大きかったのはPMMAの T_B' での0.48 mmであった。

前頭面において、上顎結節部と上顎結節部床縁間の変形は、PSFでは、右側($\overline{T_M T_B}$)で0.84% (0.11 mm)の収縮、左側($\overline{T_M' T_B'}$)で0.67% (0.07 mm)の収縮であった。PCでは、右側($\overline{T_M T_B}$)で1.60% (0.21 mm)の収縮、左側($\overline{T_M' T_B'}$)で0.09% (0.01 mm)の収縮であった。一方、PMMAでは、右側($\overline{T_M T_B}$)で0.80% (0.10 mm)の収縮であったのに対し、左側($\overline{T_M' T_B'}$)で3.18% (0.35 mm)の収縮であり、床縁部の変形には左右差が非常に大きくみられた。

上顎結節部床縁部と歯槽頂および口蓋部の計測点のなす角度を調べると、PSFでは床縁が左右方向に開く傾向があり、右側($\angle T_B T_M P_M$)が1.07度、左側($\angle T_B' T_M' P_M$)が0.42度大きくなった。PCでは、PSFとは逆に床縁が閉じる傾向があり、右側($\angle T_B T_M P_M$)が0.20度、左側

PMMA

図 10 口蓋正中部の矢状面における変形図

($\angle T_B' T_M' P_M$)が1.19度小さくなった。また、PMMAでは右側($\angle T_B T_M P_M$)が0.51度、左側($\angle T_B' T_M' P_M$)が1.95度大きくなった。

犬歯部床縁と歯槽頂および口蓋部の計測点のなす角度を調べると、PSFでは、右側($\angle C_B C_M O_M$)が0.67度大きくなり、左側($\angle C_B' C_M' O_M$)が逆に0.66度小さくなった。これに対して、PCでは両側とも大きくなり、その値は右側($\angle C_B C_M O_M$)が0.28度、左側($\angle C_B' C_M' O_M$)が0.74度であった。一方、PMMAでは右側($\angle C_B C_M O_M$)が0.63度大きくなり、左側($\angle C_B' C_M' O_M$)が逆に1.18度小さくなった。

3) 口蓋部

図10は矢状面における粘膜面部口蓋正中部の変形図である。

PSFは、上下的にはほとんど変化はなく、正中部の3つの計測点がなす角($\angle I_M O_M P_M$)は0.50度大きくなった。また、左右の上顎結節部と口蓋後縁部のなす角($\angle T_M P_M T_M'$)は0.57度小さくなった。PCは、 O_M が0.17 mm浮き上がり、 P_M が0.21 mm沈下した。このため、正中部の3つの計測点がなす角($\angle I_M O_M P_M$)は1.80度大きくなった。また、 $\angle T_M P_M T_M'$ は1.36度小さくなった。PMMAは、 P_M が0.22 mm浮き上がり、正中部の3つの計測点がなす角($\angle I_M O_M P_M$)は0.34度小さくなり、床後縁部の左右方向の角度の $\angle T_M P_M T_M'$ は0.59度大きくなった。

IV. 総括と考察

1. 計測方法について

義歯、特に上顎総義歯の変形の計測にはこれまでに多

くの報告がある。これらの報告をみると、人工歯部の変形の測定については、人工歯に設定した計測点間の距離を成形前後で比較する方法^{10,12)}、三次元座標を測定する方法^{11,13-15)}を用いているのがほとんどである。一方、粘膜面部の変形については、これを義歯の適合性としてとらえ、原型模型に復位する方法、あるいは成形後作業用模型から義歯を分離せずに粘膜面と模型面の間にできる間隙を測定する方法を応用した報告がほとんどで、これらの報告はさらに、山型模型もしくは規格模型を用いた報告^{7,10,16-19)}と上顎総義歯を用いた報告^{11,14,15,20,21)}に分けられる。また、人工歯部と同様に三次元座標を測定した報告^{13,22,23)}もある。

本実験では、臨床的な上顎総義歯形態をした試料を用い、人工歯部、粘膜面部ともに三次元座標を測定する方法を採用した。これまでに報告された三次元的座標の計測は、あらかじめ定められた基準点もしくは座標軸に対して行われている。本実験での計測は、計測時には任意の座標系における各計測点の座標を計測し、これを定められた3つの基準計測点をもとにする座標系に変換した。この計測方法の最も大きな利点は、計測時に模型もしくは試料義歯を計測器の正確な位置に設置する手間が省け、このときに生じる誤差を排除できることである。また、必要に応じて座標系を計測後も任意に設定することもでき、さらに、三次元的な計測であり、各計測点の座標が求められているので、必要に応じてどの計測点間距離も、またどの3点からできる角度も求めることができるという利点もある。

計測の精度については、人工歯部の3計測点と、各樹脂で成形された試料義歯の粘膜面部3計測点をおおの10回ずつ計測して求めた結果、各計測点の計測値の標準偏差は x および y 座標では $3.9 \sim 32.7 \mu\text{m}$ 、 z 座標では $24.2 \sim 60.6 \mu\text{m}$ の範囲にあった。このため、使用した万能工具顕微鏡は $1/1,000 \text{ mm}$ の分解能を有しているが、計測は 0.01 mm までの値を有効数値とした。このような誤差は、主に計測点の計測位置の判断の誤差によるところが多いと考えている。

人工歯部の計測には、われわれはこれまで人工歯に金属標点を埋め込み、計測していた⁹⁾。しかし、この方法は、シリコン型への復位性の問題や、成形時の埋没材による金属標点の拘束などに問題があるのではないかと考えた。そこで、今回は、人工歯に十字を刻入して計測点とし、計測時には刻入部にグラファイトを入れて計測点を明瞭にしたが、十字部の計測位置に若干の誤差がでたと考えている。

粘膜面の計測においては、計測点がどの程度再現されているかも誤差に含まれるものと考えている。

三次元座標の計測精度について、高橋ら²⁴⁾がプローブを接触させる三次元座標測定機を用いて優れた精度を出している。万能工具顕微鏡を用いることは、精度には接触方法よりも問題があるが、非接触で計測できる点では優れていると考えられる。

2. 実験結果について

いずれの義歯床用樹脂においても共通の結果は、人工歯部においても歯槽頂部においても左右方向の収縮は義歯の後方に向かうほど大きくなったことである。

井上ら¹²⁾は、PMMA、射出成形のポリサルホン樹脂および圧縮成形のポリエーテルサルホン樹脂を用いて同様の結果を報告し、射出成形のポリサルホン樹脂は、硬化が前歯部から開始されるので、臼歯部の樹脂が前歯部に引かれた結果として臼歯部で収縮が大きくなったと考察している。

さらに今回の実験では、いずれの義歯床用樹脂においても口蓋後縁部の正中中部が上顎結節部よりも前方に移動することがわかった。これらの結果は、樹脂の硬化がまず口蓋部の薄いところから起こり、その後に井上ら¹²⁾の報告のように前歯部の歯槽部の硬化が起こり、最後に臼歯部歯槽部の硬化が生じるためと考えられる。すなわち、口蓋部の硬化後、歯槽部の硬化によって義歯全体が左右方向に収縮し、臼歯部の左右方向の収縮と口蓋後縁部正中部の前方移動が発生したと考えられる。

したがって、PSF の場合、左右方向から曲げ力が加わったため左右の上顎結節部と口蓋後縁部のなす角 ($\angle T_M P_M T_M'$) が小さくなったと思われる。また、上顎結節部床縁部が開いたことについては、硬化後に上顎結節部が左右方向に収縮したためか、あるいは、乾燥状態の成形直後から計測までの間に、PMMA に比べると吸水率は小さいものの、大気中の水分をわずかに表面部分が吸湿して膨張が生じたためと考えられる。もし吸湿によるのであれば、内部まで吸湿が進行すると上顎結節部床縁部は閉じることも考えられる。

PC の場合、PSF と類似した変形を示したが、後方床縁部が閉じたこと、左右の上顎結節部と口蓋後縁部のなす角 ($\angle T_M P_M T_M'$) が PSF よりもさらに小さくなったこと、後方部の左右方向の収縮が前方部と非常に大きな差を持つこと、口蓋中央部が浮き上がったことなどの違いがある。

この原因として第1に、PSF は上部フラスクを 130°C 、

下部フラスクを 285°C の条件で成形するのに対し、PC は上部、下部フラスクともに 70°C で成形するため硬化の順序が異なることがあげられる。すなわち、PSF の硬化は上部フラスク接触面から下部フラスク模型面へと向かい、さらに、内部の厚い部分へと進むと考えられる。したがって、内部の樹脂が最後に硬化するとしても、硬化がかなり進むまで、模型面の樹脂に流動性が残っていると考えられる。これに対して、PC は表面が一気に硬化し、内部の収縮が大きく粘膜面の変形に影響すると考えられる。

第 2 に、PC では上顎結節部にスプルーが存在するために、スプルー部の応力や収縮が影響したものと考えられる。射出成形による応力については、木村ら⁸⁾はゲート付近での応力集中を報告している。また、斉藤¹⁰⁾も圧縮成形よりも射出成形の方が内部応力が大きいことを報告している。また、応力はペントを付与した口蓋中央部にも集中すると考えられ、口蓋中央部の浮き上がりの原因となったと思われる。また、臼歯部歯槽部よりも前歯部歯槽部が厚く、硬化が遅れた場合にも口蓋部の浮き上がりが考えられる。

第 3 は、PSF や PC に添加されている無機繊維の影響が考えられる。樹脂を填入する際に無機繊維が流れ方向に配向する結果、流れ方向に垂直な方向に多く収縮することが考えられる²⁵⁾。したがって、圧縮成形と射出成形では樹脂の流れる方向が異なるため、収縮方向も相違すると考えられる。つまり、PC の無機繊維は、臼歯部歯槽頂部では前後方向に配向し、その結果左右方向に収縮して上顎結節部床縁部が閉じたと考えられる。

また、PC においても上顎結節床縁部の開きが PSF と同様に表面部の吸湿によって生じたとなると、内部への吸湿の進行によって時間の経過とともに、さらに床縁部が閉じることも考えられる。

PMMA の場合、実験に用いた 3 種の義歯床用樹脂のなかで、最も変形が少なかった。これは、PMMA が他の 2 種類の樹脂に比べて、成形時の温度が低く、熱収縮が少ないことが最も大きな原因であると考えられる。

PMMA の変形の特徴は、左右の上顎結節部と口蓋後縁部のなす角 ($\angle T_M P_M T_M'$) が大きくなったこと、左右の計測点の変位が z 軸方向に大きく異なることである。これには、座標系の基本となる第 2 大臼歯や上顎結節部の左右間の z 座標の変化の相違が考えられる。これは、PMMA の場合の樹脂の填入は機械によるのではなくヒトの手指によって行われるため、おそらく填入時点での左右樹脂密度の不均一さがあったためではないかと考え

られる。

さらに、床縁部が左右方向に広がったが、これには PSF と同様に表面部分での吸水膨張の影響が考えられる。

また、口蓋後縁部正中部の浮き上がりも観察された。これについて羽生ら²²⁾は、咬合床の重合ではこのような変形がなかったことから、人工歯が固定されているため、重合時に口蓋後縁が左右に引っ張り上げられたためとしている。しかし、本実験においての PSF や PC ではこのような結果が現れなかったことから、この変形は冷却時ではなく重合反応時に生じたと考えられる。

さらに、3 種の義歯床用樹脂の共通の結果として、人工歯部は上下的にはわずかしき変形しなかったこと、人工歯部の結果の標準偏差は粘膜面部の結果のものよりも非常に小さかったことがあげられる。人工歯部の上下の変形の測定結果については、潤米ら¹³⁾や木村ら¹⁴⁾の報告に比べて変形が小さいが、その原因は基準平面を人工歯部に求めたためと思われる。また、人工歯部の結果の標準偏差が小さいのは人工歯が石膏に固定されているため、成形時の変形が主として粘膜面に現れたためと思われる。

本実験の結果からのみでは、PSF および PC の臨床応用に関して問題がある。もしくはないと判断するのは困難である。本実験の結果から判断できるのは、いずれも特徴ある変形を生じたということである。例えば、PSF は左右方向の収縮は大きい、口蓋部の適合は最も優れていた。したがって、どの樹脂の変形が少ないか、臨床的に好ましいかを判断するには、さらに検討を加える必要があると思われる。

V. 結 論

上顎総義歯を圧縮成形の強化ポリサルホン樹脂、射出成形の強化ポリカーボネート樹脂、およびポリメチルメタクリレート樹脂で成形し、成形による変形を比較検討し、以下の結論を得た。

1. 人工歯部、粘膜面歯槽頂部においては、強化ポリサルホン樹脂と強化ポリカーボネート樹脂では左右方向の収縮が大きかった。一方、ポリメチルメタクリレート樹脂では変形の少ない均等な収縮が観察された。
2. 上顎結節部床縁部においては、強化ポリサルホン樹脂とポリメチルメタクリレート樹脂では床縁が開いたが、強化ポリカーボネート樹脂では閉じた。
3. 粘膜面の正中部においては、強化ポリサルホン樹脂

脂と強化ポリカーボネート樹脂では前方に変位した。

4. 矢状面の口蓋正中部においては、強化ポリサルホン樹脂が最も変形が少なかった。ポリメチルメタクリレート樹脂では口蓋後縁部が浮き上がり、強化ポリカーボネート樹脂では口蓋中央部が浮き上がった。

本論文の要旨は、平成2年度日本補綴歯科学会関西支部学術大会(平成3年2月17日金沢)において報告した。

文 献

- 1) 住井泰之：射出成形法によるポリアセタール、ポリカーボネート樹脂の歯科理工学的研究，歯科学報，63：231～253，1963.
- 2) 徐 崇仁，護得久朝保，長澤 亨ほか：ポリスルフォン床用レジンに関する研究(第1報)耐摩耗性，广大歯誌，14：36～41，1982.
- 3) 徐 崇仁，護得久朝保，長澤 亨ほか：ポリスルフォン床用レジンに関する研究(第2報)曲げ特性，广大歯誌，14：142～148，1982.
- 4) 徐 崇仁，護得久朝保，長澤 亨ほか：ポリスルフォン床用レジンに関する研究(第3報)機械的強度ならびに引張強さについて，广大歯誌，14：149～155，1982.
- 5) 吉田耕一郎，羽田雅文，朝原早苗ほか：ポリエーテルサルホン樹脂の理工学的性質，广大歯誌，19：290～294，1987.
- 6) 小杉緑朗：レイニング工法とその臨床応用(その1)，日本歯科評論，462：141～152，1981.
- 7) 柳生嘉博，谷 刺行，関 雅寛ほか：強化スルフォンレジン床の物性的・臨床的検討—UB デンチャーシステムの場合—，歯科技工，18：1145～1155，1990.
- 8) 木村 博，寺岡文雄，杉田順弘ほか：射出成形レジン床義歯の残留応力に関する研究(第1報)射出条件と残留応力との関係，歯材器，5：491～496，1986.
- 9) 木村 博，寺岡文雄，杉田順弘ほか：射出成形レジン床義歯の残留応力に関する研究(第2報)試料形状と残留応力との関係，歯材器，5：754～760，1986.
- 10) 斉藤隆裕：ポリサルホン床義歯のプレフォーム圧縮成形法に関する基礎的研究，阪大歯学誌，30：10～27，1985.
- 11) 太田正人，朝比奈義明，金沢 毅ほか：床用レジンの重合時寸法変化，日本歯科評論，552：78～88，1988.
- 12) 井上 淳，柿本和俊，小正 裕ほか：ポリエーテルサルホン樹脂を用いた上顎総義歯の水平的変化，補綴誌，35：7～12，1991.
- 13) 潤米宏仁，久保田幸生，山田博明ほか：調整過程における総義歯の三次元的寸法変化 第1報 人工歯の変位量および義歯床の形状変化について，補綴誌，30：155～168，1986.
- 14) 木村 博，游 本淵，寺岡文雄：義歯床用レジンの開発に関する研究(第1報)人工歯の移動と適合性について，歯材器，6：888～893，1987.
- 15) 長澤 亨，津留宏道：ポリスルフォンレジン床製作システムとその物性的検討—レイニング射出成形システムの場合—，歯科技工，18：1156～1167，1990.
- 16) 青木資明：義歯床用材料としてのポリエーテル樹脂・ポリカーボネート樹脂の歯科理工学的研究，歯科医学，30：753～764，1967.
- 17) 木村 博，寺岡文雄，大西寛保ほか：マイクロ波の歯科への応用(その2)—レジンの適合性—，歯材器，2：451～457，1983.
- 18) 立野治雄：義歯床用加熱重合レジンの寸法精度に関する研究，鶴見歯学，11：89～107，1985.
- 19) 越中 優，菊地敬成，小園江芳之ほか：床用レジンの重合時ならびに経時的寸法変化，東北歯大誌，12：75～84，1985.
- 20) 李 根培：床用常温重合レジンの重合法に関する臨床的研究—総義歯の垂直的ならびに床粘膜面の挙動について，日大口腔科学，13：238～251，1987.
- 21) 木村 博，寺岡文雄，斎藤嘉宏ほか：プリフォーム圧縮成形法による義歯の製作 その2 模型材の開発と適合性，歯材器，8：97～102，1989.
- 22) 羽生哲也，稲永昭彦，武内哲二ほか：床用レジンの重合変形について 第1報 上顎総義歯粘膜面部の三次元的検討，補綴誌，29：310～318，1985.
- 23) 澤村直明，武内哲二，白木 洋ほか：光重合レジンの補綴学的考察 第2報 光重合を応用した表面処理法による義歯床粘膜面の寸法変化について (1)，補綴誌，29：319～324，1985.
- 24) 高橋 裕，武内哲二，澤村直明ほか：三次元座標測定器によるレジン床義歯の測定精度の検討—測定点の形状について—，補綴誌，32：1358～1362，1988.
- 25) 日本化学会：化学総説 No. 8 複合材料，142～144，学会出版センター，東京，1975.