

CLINSIMによる支台歯削除量と標準(手本)支台歯との比較

	度数	平均値	標準偏差	最小値	最大値	標準(手本)
近心軸面削除量	51	0.614	0.496	0.003	1.872	0.502
近心舌側軸面削除量	51	0.890	0.483	0.192	2.397	0.903
舌側軸面削除量	50	1.097	0.944	0.023	5.055	0.825
遠心軸面削除量	51	0.614	0.441	0.016	2.356	0.495
遠心頬側軸面削除量	51	0.937	0.367	0.137	1.783	0.777
頬側軸面削除量	50	0.726	0.240	0.194	1.229	0.712
近心頬側軸面削除量	51	0.656	0.360	0.015	1.443	0.679
近・遠心咬合面削除量	50	2.723	1.763	0.596	9.662	2.955
近・遠心咬合面削除量1	50	0.986	0.698	0.174	3.899	1.217
近・遠心咬合面削除量2	50	1.738	1.178	0.422	5.763	1.738
隅角1咬合面削除量	50	2.995	0.991	1.187	6.266	2.690
隅角1咬合面削除量1	50	1.379	0.471	0.633	2.872	1.231
隅角1咬合面削除量2	50	1.616	0.662	0.528	3.473	1.459
頬舌側咬合面削除量	50	2.578	0.963	1.043	5.038	2.290
頬舌側咬合面削除量1	50	0.762	0.376	0.044	1.616	0.771
頬舌側咬合面削除量2	50	1.816	0.683	0.625	3.569	1.519
隅角2咬合面削除量	50	2.575	1.178	0.961	7.587	2.891
隅角2咬合面削除量1	50	0.842	0.564	0.056	3.404	1.206
隅角2咬合面削除量2	50	1.733	0.714	0.628	4.183	1.685

補綴指導医による軸面および咬合面の評価とCLINSIM評価項目の相関分析

CLINSIM評価項目		補綴指導医 テーパー評価 (削除量)	CLINSIM評価 項目		咬合面 削除量
近心軸面形状	r	-0.271	近遠心咬合 面 削除量	r	-0.249
	p-value	0.055		p-value	0.078
	N	51		N	51
舌側軸面形状	r	0.113	隅角1咬合面 削除量	r	0.086
	p-value	0.436		p-value	0.554
	N	50		N	50
遠心軸面形状	r	-0.283	頬舌側咬合 面 削除量	r	0.268
	p-value	0.045		p-value	0.059
	N	51		N	50
頬側軸面形状	r	-0.297	隅角2咬合面 削除量	r	-0.236
	p-value	0.036		p-value	0.096
	N	50		N	51
近心軸削除量	r	-0.519			
	p-value	0.000			
	N	50			
近心舌側軸削除量	r	-0.462			
	p-value	0.001			
	N	51			
舌側軸削除量	r	-0.219			
	p-value	0.123			
	N	51			
遠心舌側軸削除量	r	-0.677			
	p-value	0.000			
	N	51			
遠心軸削除量	r	-0.599			
	p-value	0.000			
	N	51			
頬側軸削除量	r	-0.024			
	p-value	0.870			
	N	50			
近心頬側軸削除量	r	-0.537			
	p-value	0.000			
	N	51			

平成 19 年日本歯科理工学会春季学術講演会発表

歯列模型のデジタル化に関する研究

堀田康弘¹, 国井 淳¹, 宮崎 隆¹, 中納治久², 小澤 篤¹, 藤原稔久¹, 槇宏太郎²

¹昭和大学歯学部歯科理工学教室, ²昭和大学歯学部歯科矯正学教室

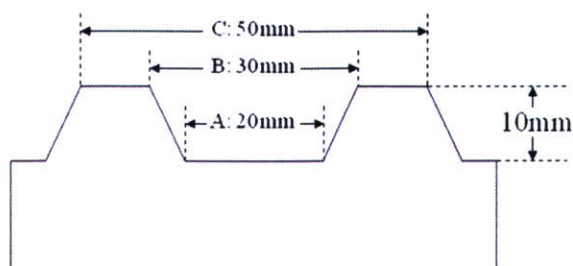
【緒言】

ラインレーザと CCD カメラを用い, 歯列模型を短時間で計測できる装置を製作し, 計測データの特徴点を画面上で寸法測定できるシステムをこれまでに発表してきた. この小型の計測装置はその後, 計測対象の範囲を狭めて精度を向上させ, CAD/CAM 用計測装置として商品化されたが, 歯槽堤のアンダーカットや歯間鼓形空隙など計測できない部分があった. そこで, 咬合面方向と側面方向を各々精密に計測するため, 二方向からレーザを照射する機構を組込み, ステージの駆動部も 1 軸増やした 3 軸制御としたことで, データ欠落のない状態で歯列模型を計測することができた. さらに, 歯列模型の中から特定の部位を選んで, インレーなどの微細形状を計測できるシステムを開発したことで詳細な形状が再現できた.

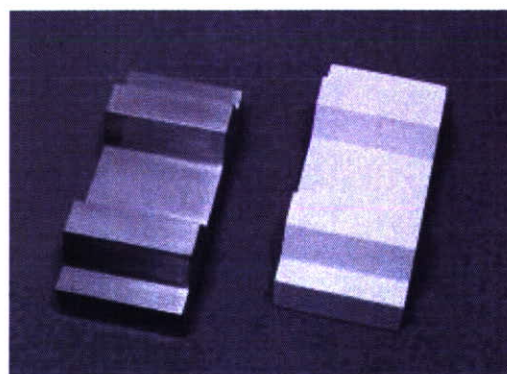
【材料及び方法】

1. 試作 3 軸制御歯列模型計測器の計測精度

本計測装置では, ラインレーザを使った光切断法と CCD カメラによる画像取込みを組み合わせた計測方法を取り, 模型を乗せるステージの側方, 及び高さ方向への移動と回転により, 多方向から模型の三次元座標データを収集し合成する. 本実験では図に示す基本的な形状の模型を測定し, A~C の部位における寸法をマイクロメータで計測したデータと, 三次元データから得られる数値とで比較を行った.



模型の測定部位



2. 歯列模型の再現

下顎右側第一大臼歯部に単純 1 級インレー窩洞の形成がされている歯列模型を試作計測システムにより、計測ピッチ $200\mu\text{m}$ 、計測方向 8 (45° 分割) の条件で三次元計測を行った。また、同時に窩洞形成された部位を指定して、計測ピッチ $100\mu\text{m}$ 、計測方向 12 (30° 分割) の条件で三次元計測を行った。

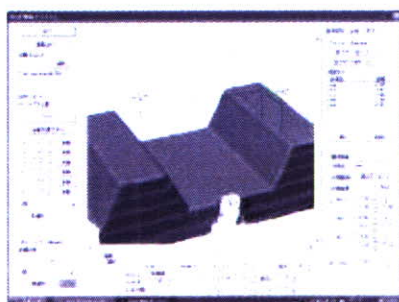
3. インレー窩洞の計測精度

1 級複雑インレー窩洞が形成された下顎右側第一大臼歯と近心にスライスカットのある 2 級インレーが形成された上顎第一大臼歯の模型を用い、計測ピッチ $100\mu\text{m}$ 、計測方向 12 の条件で三次元計測を行い、得られたデータから、コンピュータ上で窩洞内部の特徴点の寸法をポイント計測した数値と、マイクロメータを用いて模型上で計測した数値とを比較した。

【結果及び考察】

1. 試作 3 軸制御歯列模型計測器の計測精度

基準模型の寸法測定において、計測器のデータとマイクロメータで得られたデータとの差は、ステージの回転中心に近い A で $51.0\mu\text{m}$ 、B で $6.0\mu\text{m}$ 、C で $49.0\mu\text{m}$ となった。この数値は、以前発表した計測器のデータと比べ、有意な差はなかったが、以前はステージ上で模型をセットする高さの変化で、計測データに影響が現れていた。しかし、今回試作した計測器では、高さ方向の駆動軸と、側方から照射できるラインレーザを追加したことで、模型の高さ方向の個体差を吸収できるものとなった。



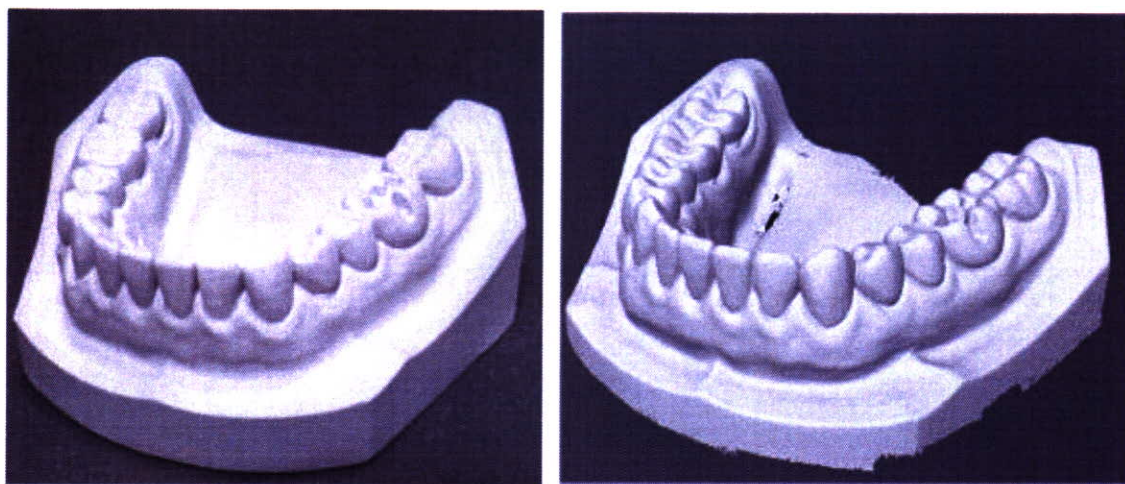
基準模型での
計測精度の比較

	A	B	C
Digitized data	19.894 (0.038)	29.946 (0.023)	49.956 (0.021)
Handwork	19.945 (0.130)	29.940 (0.157)	50.005 (0.114)
Difference	-0.051	0.006	-0.049

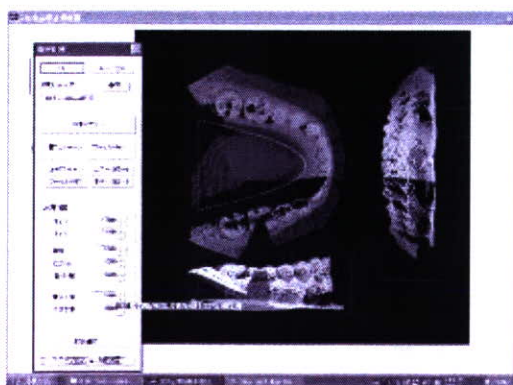
単位: mm
n=5
(SD)

2. 歯列模型の再現

以前の計測システムでは、極座標系でのデータ配列形式をとっており、放射状の断面として座標データが保存されてきた。そのため、今回のインレー窩洞のように大きな窪みが途中にあると、計測データ点群から三次元形状データの再構築時に細部が平均化されてしまい、正しい窩洞形態が再現できなかった。そこで、模型上の特定部位を指定して、三次元直交座標系で配列したデータに再構築する機能を追加した。これにより、インレー窩洞の形態を正しく表現することができた。

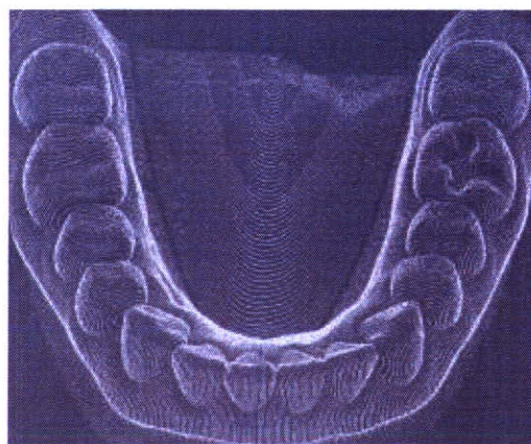


計測に用いた模型と計測後の三次元画像



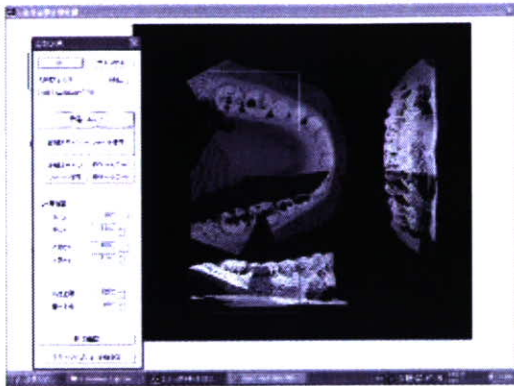
計測範囲設定プレビュー画面

予備スキャンにより表示された画面上で、精密に計測する範囲を指定する。



計測後のデータ点群

指定範囲内のデータは、放射状に配列した極座標系に変換される。変換後の断面間の距離は $200\mu\text{m}$ 、断面上でのデータ間隔 $150\mu\text{m}$ となる。指定範囲外にある、基底面はラフなデータ配列に変換される。



計測範囲設定レビュー画面

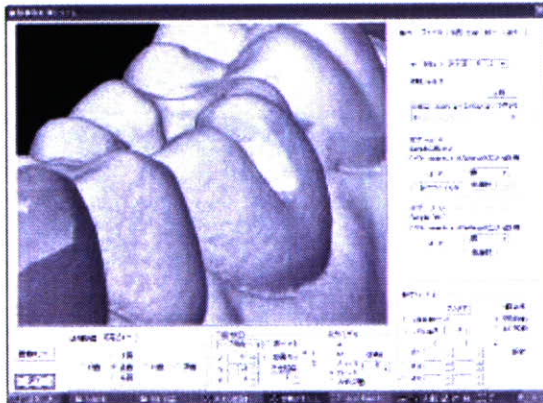
予備スキャンにより表示された画面上で、インレーなどのような特定部位だけを計測するための範囲を指定する。

計測後のデータ点群

特定部位の計測では、三次元直交座標系でデータを出力することができる。

左：極座標系

右：三次元直交座標系

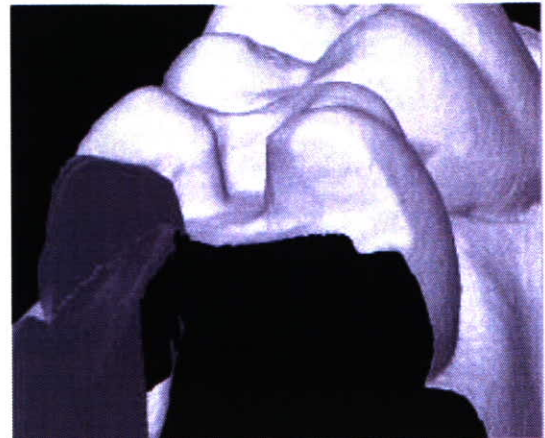
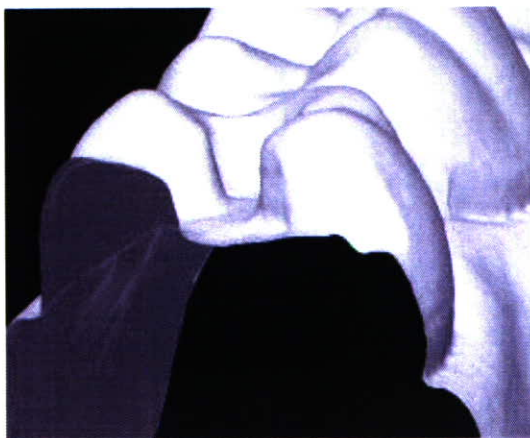


座標系の違いによる、変換後の形状再現の違い

左：2種類のデータの重ね合わせ像

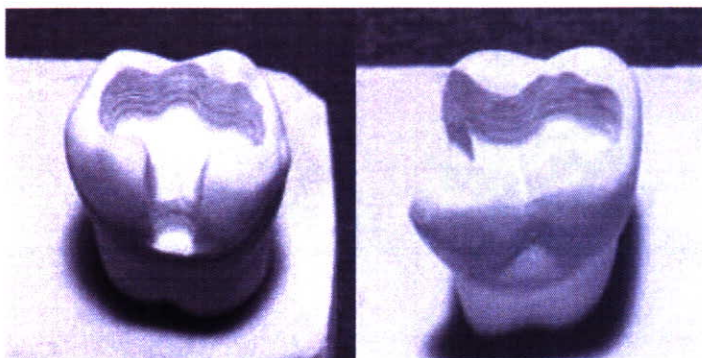
左下：極座標系データでの断面

右下：3次元直交座標系での断面



3. インレー窩洞の計測精度

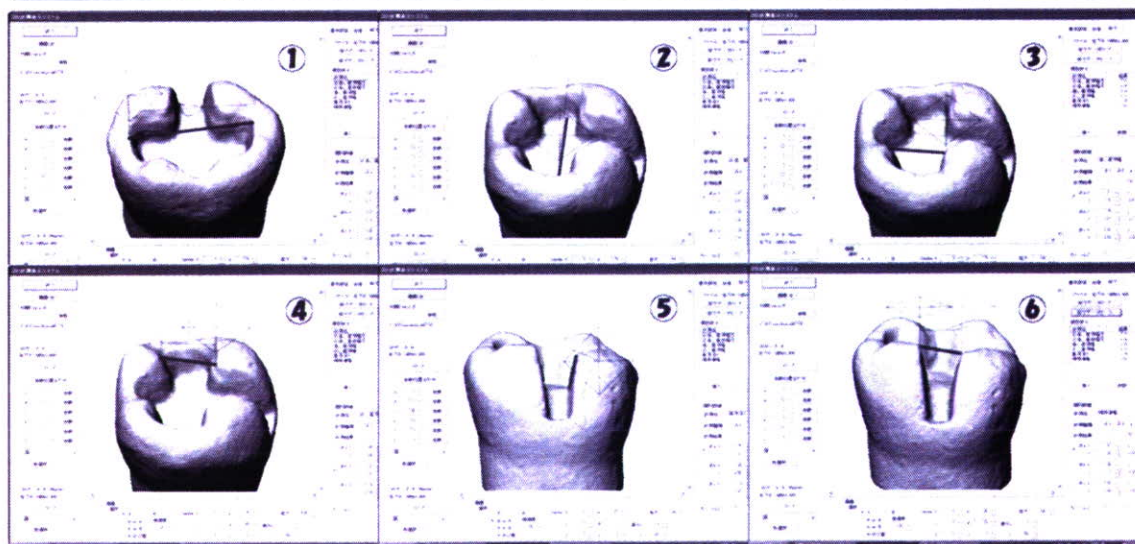
今回計測したインレー窩洞では、測定部位によっては500 μ m以上の誤差を生じていた。これは、模型上では鋭角になっている窩縁が、計測後の画面上では正確に再現されていなかったため、計測点の取り方にバラツキがでてしまったことに起因する。しかし、従来の計測器では再現ができなかったインレー窩洞に対しても、まだ精度の部分で問題はあがるが、十分にその形態を再現できるシステムとなることが分かった。



測定に用いたインレー窩洞の模型

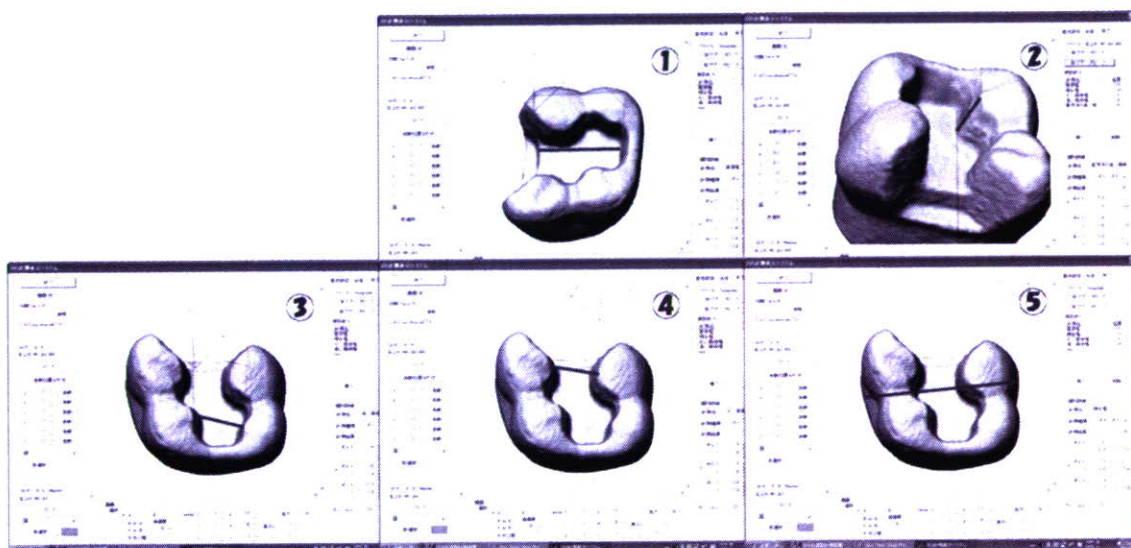
各測定部位における実測値と計測値 (n=3).単位:mm

	①	②	③	④	⑤	⑥
Digitized data	7.333	6.382	3.301	3.193	2.300	2.522
Handwork	7.405	6.113	3.575	3.485	2.288	2.485
Difference	-0.072	0.269	-0.274	-0.292	0.012	0.037



各測定部位における実測値と計測値 (n=3).単位:mm

	①	②	③	④	⑤
Digitized data	6.031	2.800	3.653	3.413	11.640
Handwork	5.980	2.798	3.507	3.698	11.055
Difference	0.051	0.002	0.146	-0.285	0.585



【結論】

1.3 軸制御の計測装置の開発により、模型毎の高さ方向の変化に自動的に対応した精密な計測ができることが分かった。

2.計測時に範囲を指定し、データの座標形式を三次元直交座標系に変換することで、インレー窩洞のような複雑な形状も詳細に再現することができた。

3.インレー窩洞において、窩縁などの鋭角な形状が、十分に再現されておらず、多方向から取り込んだ計測生データの重なりの中から、三次元直交座標系データに変換するときの抽出方式を検討する必要があると考えられる。

2007 International Dental Materials Congress (Bangkok, Thailand) 発表

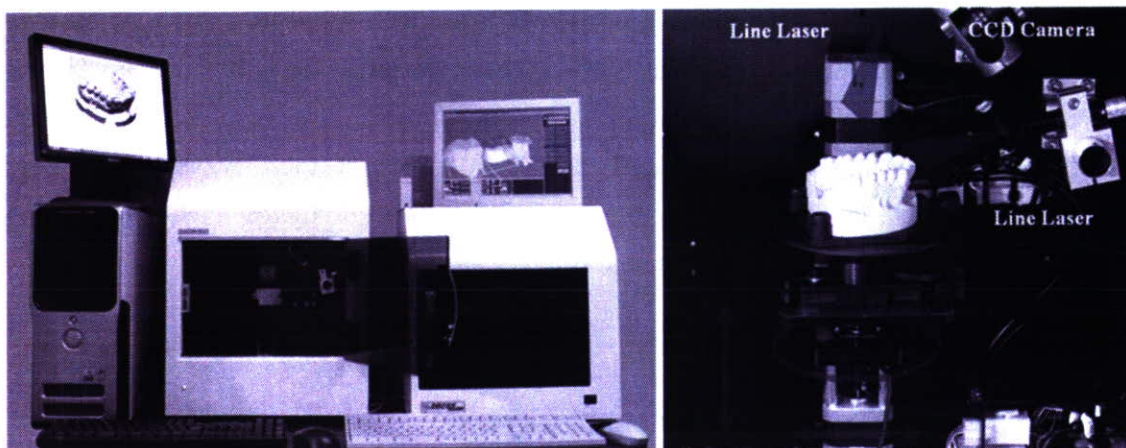
Form Reproducibility and Conformity of Different Preparation Model Using Newly Developed Digitizing Software.

*Hotta Y, Kunii J, Ozawa A, Fujiwara T, Nakano H, Miyazaki T, Maki K

(Showa Univ., Tokyo, Japan)

Introduction:

We already developed the digitizing system for the dentition study model using a line laser and CCD camera, which was available for measuring the distance of anatomical characteristic points on the computer graphics optionally and could focus the scanning area to progress the measuring accuracy and release data for a part of the dental CAD/CAM system. However, the released data was only available for the design of crowns, and not available for digitizing the under cut area of alveolar ridge, proximal area, and etc. Therefore, we have developed another prototype system, equipping two line lasers, one CCD camera, and additional axis drive of working stage. We already found this prototype could not lose any data for a dentition model. Moreover, since this system was available for digitizing the optionally small area like an inlay restoration model, in this study, we developed automatically superimposing software for dental education and evaluated the conformity of different preparation models between the master model and the student prepared model.

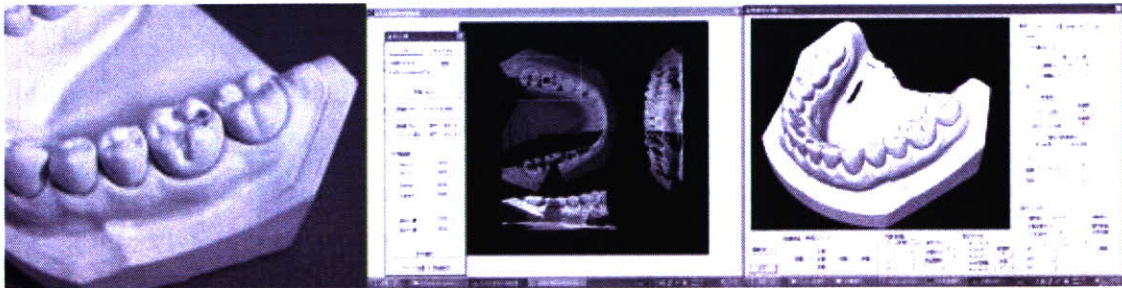


Materials and Methods:

Form reproducing of a dentition study model

The master and student prepared stone dentition models of simple inlay preparation carried out to the 36 tooth were digitized 3-dimensionally by the prototype measurement system with a measurement pitch of 100 μ m and a measurement direction of 19 (19 degree each). After digitizing, evaluation area was reconstructed according to the optionally assigned in the computer graphics.

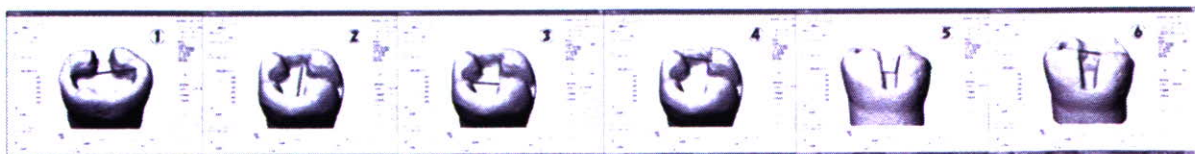
5 inlay cavity preparation models were prepared by the 6th grade students of dental school. These models were digitized and measured at the characteristic points of the inlay cavity.



Pre-scan was carried out to the whole area on the digitizing stage. Particular region of the measurement model was assigned in this screen.

Reproducing accuracy of the inlay cavity

To investigate the reproducing accuracy between the hand-measuring data and the computer-measuring data, the width of the characteristic points in the inlay cavity (shown in the figures) were measured. The hand-measuring data were obtained by the vernier caliper, and the computer-measuring data were obtained by the measuring software (originally developed). These measuring data were deducted each other in the same points between the hand-measuring and the computer-measuring.



Characteristic measuring points of inlay cavity

Conformity of different preparation models

The data of evaluation area of each preparation models were displayed as a superimposed graphics using newly developed software. These processes were carried out automatically and did not depend on the setting position on the measuring stage.

Results and Discussion:

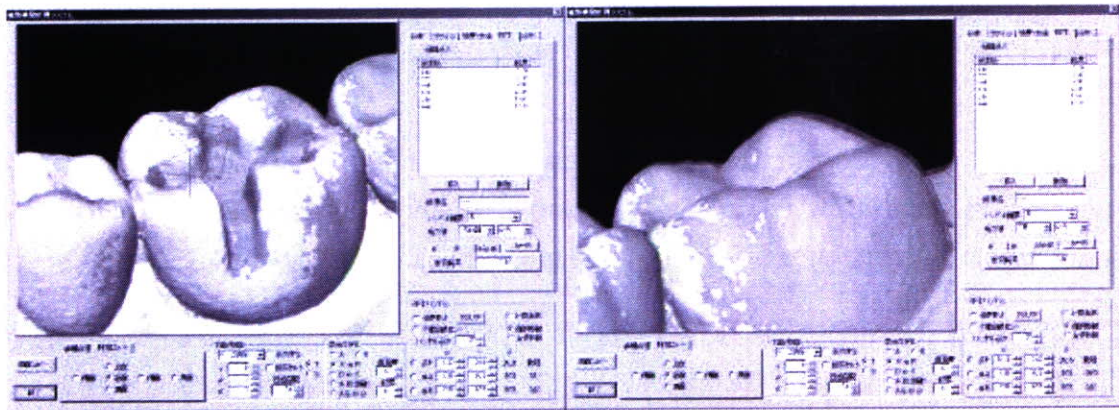
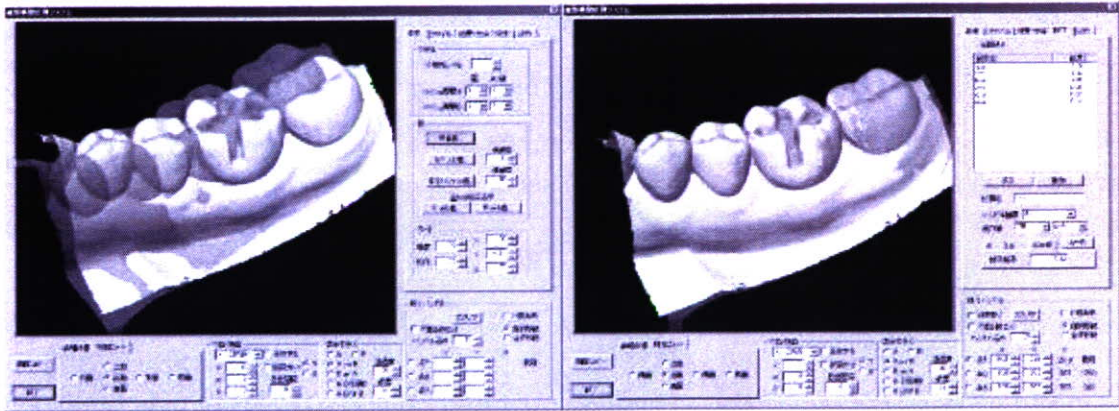
Accuracy of an every measuring points in the prepared cavities were not stable, and minimum average of the deduction data between hand and computer was less 10 μ m at point ② and maximum was 160 μ m at point ④.

From these results, measuring point ② was regarded as easy to indicate a same point during the hand-measuring, but other measuring points were difficult to indicate a same point by hand. However, using a computer-measuring, it was easy to indicate the same point on the computer screen, because of magnified cavity shape.

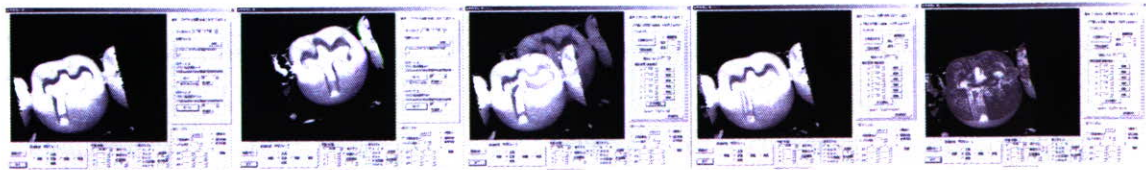
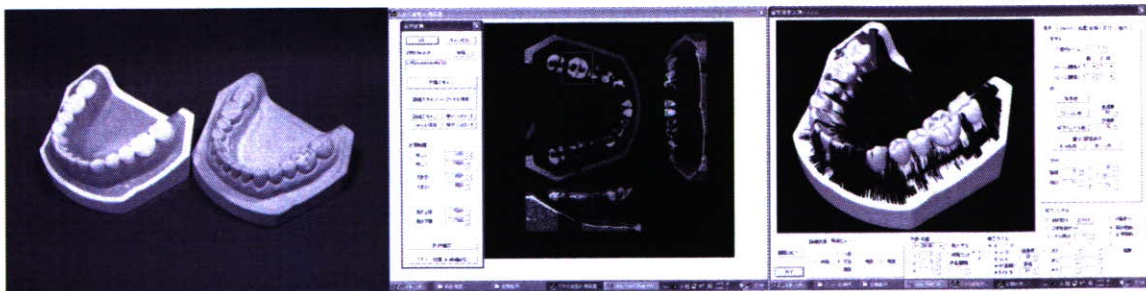
Measured data of each measuring point : mm

	①	②	③	④	⑤	⑥
Data 1	8.66	8.25	2.34	3.15	2.14	2.26
Handwork 1	8.55	8.34	2.23	2.93	2.28	2.10
Data 2	9.38	8.68	2.23	2.58	2.49	2.38
Handwork 2	9.21	8.81	2.12	2.34	2.66	2.22
Data 3	8.30	7.71	2.62	2.34	3.33	2.31
Handwork 3	8.25	7.76	2.56	2.25	3.26	2.19
Data 4	8.37	8.13	3.09	2.94	3.35	2.30
Handwork 4	8.34	7.93	2.94	2.83	3.12	2.26
Data 5	7.54	7.29	2.42	2.61	2.56	2.09
Handwork 5	7.46	7.24	2.57	2.47	2.43	2.19
Average of the deduction data	0.088	-0.004	0.056	0.160	0.024	0.076
SD	0.055	0.132	0.119	0.067	0.173	0.110

Superimposed two kinds of different inlay cavity models were displayed in the computer screen and classified by color respectively. Obtained automatically superimposed graphics were able to express the difference of each cavity form visually and discriminate easily.



Soft gingiva jaw model could not scan by laser scanning, but the anatomical shaped teeth were available to scan using a teeth model for laser measurement (A20A-500, NISSIN Dental Products Inc., Kyoto, Japan) Therefore, student's preparation tooth models were able to evaluate the differences from the master (teacher's) preparation model by the colored graphical chart on the computer display (every color described 100 μ m) without detach the individual tooth form the gingiva jaw model.



Conclusions:

Newly developed digitizing software was available to reproduce the dentition study models and automatically superimpose the two kinds of different data to evaluate the dental preparation practice. Other systems developed by other institutions were necessary to keep the axis of coordinates using a fixing jig before digitizing the model. However, using this software, three-dimensional form of each model was recognized and superimposed automatically without influenced by the axis of coordinates. Therefore, the present software was able to reduce the restrictions at the time of model digitizing.

実習用顎顔面模型の粘膜再現性に関する検討
 ー特に色彩についてー
 細木美佐、天笠光雄

口腔外科領域において視診，触診は診断に重要である。歯学部学生教育において模型実習は有用な教育法であるが，口腔模型の粘膜・皮膚がヒトの粘膜・皮膚とどのくらい類似しているか不明である。

今回われわれは実習用顎顔面模型(仮称)の皮膚，粘膜部分の色彩について測定し，30才以降のヒト正常粘膜，皮膚色と比較，検討したので報告する。

測色方法は色彩色差計を用い，人工太陽照明灯により被検部を45度の角度から光源距離1mで照明し，垂直方向から色彩を測定した。同一被検部につき5回ずつ測色し，各測色値に著しいばらつきのないことを確認したあと平均値を各部位の値とした。なお，使用した光源は光源D55であり，毎回測定時において，デンタルミラー型標準白色板を用い，被検部と同条件で任意基準校正を行った。また，測色値はCIE $L^*a^*b^*$ 表色系を用いて示し，二者間の色差を示した。

結果

結果を表に示す。

表. 顎顔面模型と健常人における粘膜・皮膚色の計測結果

	模型			30才以降ヒト平均			ΔE
	L^*	a^*	b^*	L^*	a^*	b^*	
下唇	63.1	21.4	36.4	49.6	22.5	14.3	25.9
歯肉	52.7	36.7	22.8	49.9	24.9	14.8	14.6
歯肉 黒色病変部	45.9	19.9	11.8				
舌縁	52.5	36.4	21.4	42.2	24.6	14.2	17.2
舌 白色病変部	73.2	12.6	9.85				
頬粘膜部	55.3	38.1	22.4	58.9	28.7	19.4	10.5

顎顔面模型の結果を健常人と比較すると，以下のようである。

- 1) 赤唇（下唇）では明度が高く，やや赤色が弱く，黄色が強い。
- 2) 歯肉では明度が高く，赤色が強く，黄色が強い。
- 3) 舌縁では明度が高く，赤色が強く，黄色が強い。
- 4) 頬粘膜部では明度が低く，赤色が強い。黄色が強いことが言える。
- 5) 歯肉黒色病変部については，色素性病変と比較が必要である。
- 6) 舌白色病変部については，人の白色病変との比較が必要である。

結論

以上の結果をふまえて，今後，口腔粘膜，皮膚色を改善することが必要である。

実習用顎顔面模型の粘膜再現性に関する検討 —特に硬さについて—

口腔外科領域において視診、触診は診断に重要である。特に触診から得られる情報は多岐に亘っており、歯学部学生教育において模型実習は有用な教育法であるが、口腔粘膜・皮膚がヒトのものとのどのくらい類似しているか不明である。

われわれは実習用顎顔面模型(仮称)の皮膚、粘膜部分の硬さについて測定し、検討したので報告する。

[材料および方法]

実習用顎顔面模型(仮称)(以下模型とする)はリンクファクトリー社にて試作を行った。材料はポリウレタン樹脂を用いて作成した。模型は下顔面部と顎模型が分離するタイプであり、下顔面部は模型1および2の硬さの違う2タイプを作成し測定した。顎模型は1タイプのみを使用し、舌には、左側舌縁に健常粘膜を、右側舌縁に白板症を再現した。健常人ボランティアは14名、平均年齢27.1歳(24歳~36歳)であり、内訳は男性6名 平均年齢27.0歳(25~29歳)、女性8名 平均年齢27.3歳(24~36歳)である。

測定機は総合計装株式会社製の粘膜硬さ測定装置・探触子を使用した。探触子の先端は直径が2mmで先端の角には軽微な丸みを付与し、先端から2mmの部位に円盤状の読み取り補助板を付与してある。探触子と把持部の間にひずみゲージが取り付けられており、ここで生じたひずみ応力をプリサイズ社製のローガーを用いて、ピーク値を測定した。なお、探触子は交換可能であり、計測ごとに滅菌した探触子を使用した。

測定部位は、下唇・頬粘膜・舌です。下唇は左右口角より1cm内側の2点と中央の計3点である。頬粘膜は右側口角より2cm、3cm、4cm後方の計3点、舌は左側舌縁をおのおの5回測定し最大、最小値をカットした平均値を計測した。

これらの比較検討にはMann-Whitney U検定を用い、p値は0.05未満を有意差ありとした。統計処理はSPSS社製、統計解析ソフトSmart viewer 11.0Jを使用した。

[結果]

単位はgf(グラムフォース)とし、大きさが大きいほど硬いことを表します。

下唇の硬さ測定値は、ヒトでは、左側が5.3、中央が7.2、右側が4.4であり、中央が左右より硬い傾向があった。模型1では左側が14.2、中央が17.1、右側が16.1 模型2では左側が33.3、中央が34.6、右側が37.4であった。左側では、ヒトと模型1においてp値は0.021であり、ヒトと模型2では0.003であり、中央、右側では、ヒトと模型1、ヒトと模型2においてはp値は0.003であり、全ての部位でヒトと模型1、ヒトと模型2において有意差を認めた。

頬粘膜の硬さ測定値は、口角より2cmの部位でヒトでは3.1、顎模型では14.4、p値は0.003であった。3cmの部位でヒトでは4.3、顎模型では13.3、p値は0.003であり、4cmの部位でヒトでは6.1、顎模型では15.0、p値は0.006であった。全ての部位において、ヒトと顎模型の間に有意差を認めました。

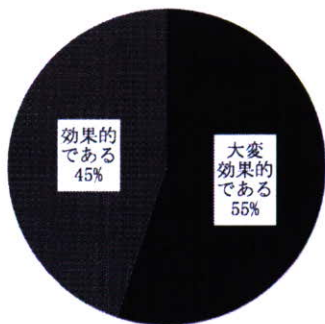
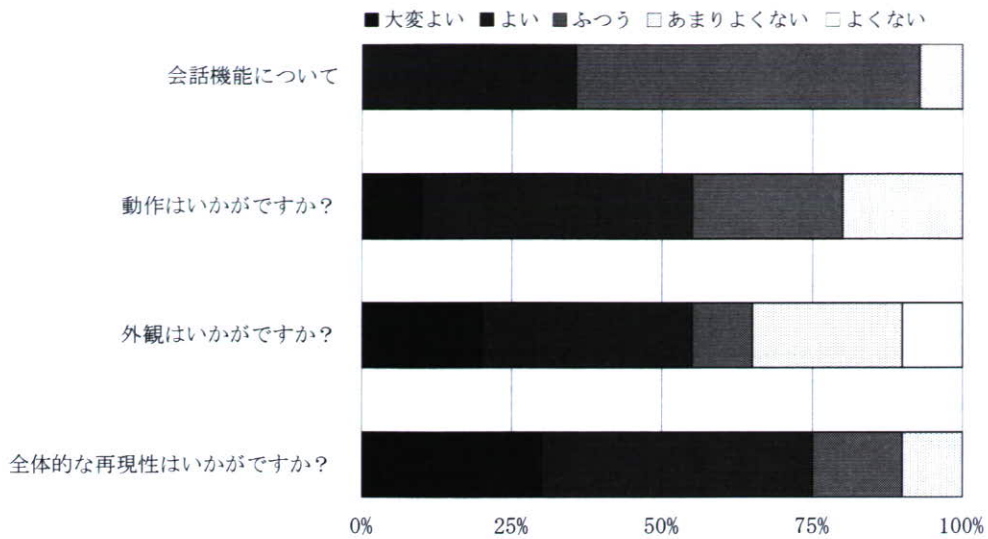
舌の硬さ測定値は、ヒトでは3.8であり、顎模型の健常部では19.9、顎模型の白板症部では17.7であった。ヒトと顎模型健常部、およびヒトと顎模型白板症部でp値は0.003であり有意差を認めた。また、以前の当科、小椋らの研究では、Leukoplakiaで8.3、Squamous cell carcinomaでは22.1であり、健常粘膜より有意に硬いことが報告されている。

[まとめ]

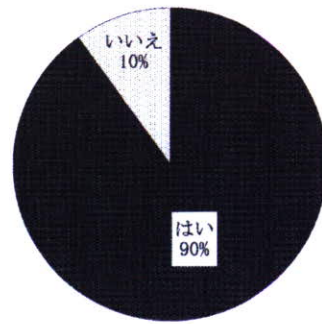
下唇・頬粘膜・舌において、模型の硬さ測定値はヒトに比べ有意差をもって硬かった。佐藤・小椋らの報告によると白板症の硬さ測定値は健常粘膜に比べ有意差をもって硬かったが、今回の顎模型ではそれを再現することができなかった。

模型は均一なポリウレタン樹脂を主とした材料で構成されているため、硬さもほぼ均一になる傾向がある。

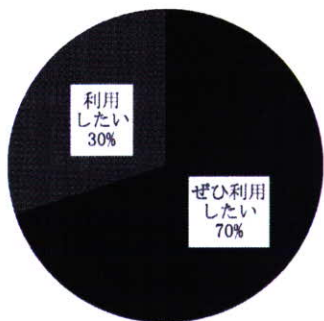
以上のことから今後、本結果に基づき、模型をヒトの硬さに近いものにしたいと考えております。



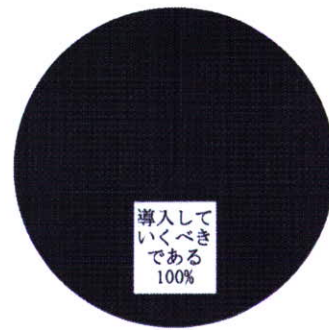
従来のマネキンによる実習と比較してこの患者ロボットによる実習は効果的だと思えますか？



この患者ロボットによる不意な動作などを経験して、患者に対する安全意識は高まりましたか？



このような患者ロボットを今後利用していきたいですか？



このような患者ロボットを今後導入していくべきとおもわれますか？

アンケート調査結果

アンケート調査結果 自由記述

よく再現されていると思われるところはどこですか？

目の動き、口唇、口の動き、首の動き
口が治療中に少しずつ閉じてくる
呼吸、嚥下
手を挙げたりするところ
動作がすごくスムーズなところ
不意の動作（首ふり、嚥下、顎が急に閉まる
ところ）
口唇の固さなど

どのようなところが効果的と思われますか？

実際の人の動きが再現されているので実際のやりにくさなどがわかる。また、声に反応できるので学生が人として対応できる。
生理機能があるので実際の患者さんの治療のシミュレーションになる。
話しかけなどの重要性が理解される。
反復練習ができる。
従来のマネキンとは違い、一方的ではなく相互的なことを学べると思う。
実習の中で緊張感が生まれると思う。
実際の患者さんは動いてしまったりして治療がしづらいとわかる
マネキンは動かないが、不意の動作、特に急に口が閉まるので治療の中断などが必要などころ、口の開口度が小さいのも、臨床に近いといえる。

他に何かご意見等ございましたらご記入をお願いします。

初めてこのようなロボットを見て大変興味がわきました。
気持ち悪い
頬粘膜の素材がやや固く、引っ張ったりするとちぎれそうでした。
口唇、口角などの柔らかさを再現できればもっと効果的であると思った。
とてもリアルな動きをしたので驚きました。
実際の治療に近い実習ができるようになると思う。
術者に対する反応があまりできていない時があったのでそれが気になりました。
今回は本当に有意義な時間でした。
すごく貴重な体験をさせていただきました。
マネキンによる基礎実習では患者さんを意識せずに、無理に頬を引っ張ったりしがちなので、安全面でも意識が高まると思います。
思ったほど口は開かず、とても削るのは難しいとわかりました。
とてもよい経験になりました。機会があればもう一度やりたいです。

あまり再現されていないと思われるところはどこですか？

口の開くタイミングや言葉に対する反応がゆっくりだと感じた。
口の開きが小さい
舌が固定されている
口唇や頬粘膜が少しタイト過ぎる。口角などが固い。
口唇がシリコンで引っ張りすぎると切れるのでは？
口腔内で咽頭が深すぎた
呼吸の動作が大きすぎる。
会話機能

どのようなところが効果的ではないと思われますか？

最初からロボットを使用してしまうと本来の窩洞形成がわからなくなってしまう。ロボットは使用しづらいので適切な窩洞形態を形成できない。
勝手な行動を行う。
口の閉じてくるタイミングなどが少し実際と異なる
タービンヘッドを入れている時に急に閉じるのではなく、閉じる前に手を上げるという動作を入れたほうがいいのかも（何回かに1回くらい）
マネキンだと自分の希望通りの位置に設定できるので患者さんという意識無く、形成に夢中になってしまうが、患者ロボットだと動きがあるので患者さんに近い実習ができた。

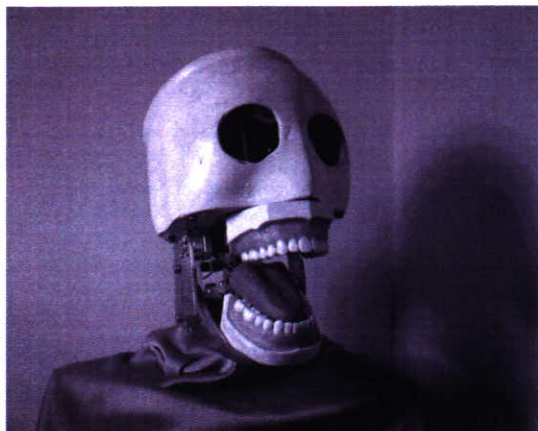


図 1 患者ロボット 1 号機



図 2 患者ロボット 2 号機外観