原 著 論 文

義歯床下組織の負担圧に関する基礎的研究

第1報 顎堤の高さと荷重の相違による影響について

藤森 克俊

Fundamental Studies on Bearing Stress of Basal Seat under Denture

Part I. Difference Height of Ridge and Load

Katsutoshi Fujimori

Abstract : The purpose of this report is to investigate influence of difference in shape of ridge (height) and load (point, direction and strength) on bearing stress of basal seat. The stress against various loads (200~2,000 gf) onto artificial tooth (maxillary first molar) were measured by using dentures, buried stress sensor, upon simulations of maxillary edentulous posterior ridges with three types in height (9~15 mm). The summary of results are shown below :

1. When vertical loads onto mesial pit were applied, stress in working was most at ridge. The stronger load was, the more increased stress, and the shorter height of ridge was, the more decreased stress. Stress in balancing was most at palate. The stronger load was and the shorter height was, the more increased stress.

2. When oblique loads onto buccal cusp were applied 30° to vertical, stress in working was most at palate. The stronger loads was, the more increased stress. In balancing, the stronger load was and the shorter height was, the more happened negative atmospheric pressure and breakaway of denture.

3. When oblique loads onto lingual cusp were applied 30° to vertical, stress were most at buccal in working and at palate in balancing. At both areas, the stronger load was and the shorter height was, the more increased stress.

Key words : bearing stress, basal seat, ridge, load, pressure sensor

第1章 緒 言

総義歯を調製する目的の1つに、咀嚼機能の回復があげられる。この咀嚼機能の支持として働く義歯床下組織

の状態は、その咀嚼機能回復に大きく影響を与える。そのために、回復された咀嚼機能が義歯床下組織の負担能より過大であると、義歯床下組織の支持負担が過重となり、義歯床下組織に種々な障害を与える恐れがある。

咀嚼機能時に義歯床下組織へ障害を及ぼす因子として、義歯床下顎粘膜および顎骨への負担圧があり、その大きさと分布などを把握することは義歯床下組織の保全にとって重要なことである。

そのため初めて、臨床的見地より Stromberg¹⁾ が1955年に cantilever beam を用いて、総義歯床下組織の

日本大学歯学部歯科補綴学教室総義歯補綴学講座（指導：森谷良彦教授）

Department of Complete Denture Prosthodontics Nihon University School of Dentistry at Tokyo (Director : Prof. Yoshihiko Moriya)

昭和63年7月11日受付

図 1 金型とシミュレーションモデル

負担圧を測定して以来、総義歯床下組織の負担圧に関して研究²⁻⁸⁾が行われてきたが、顎堤形態(高さ)、荷重(位置、方向、量)の相違が義歯床下組織の負担圧に及ぼす影響について、基礎的検討を行った報告はこれまであまりみあたらない。

そこで著者は、顎堤の高さと荷重との相違が義歯床下組織の負担圧に及ぼす影響を解明する目的で、上顎無歯顎臼歯部顎堤を想定したシミュレーションモデルを3種調製し、diaphragm型圧力センサを設置した被検義歯人工臼歯への荷重の相違による義歯床下組織の負担圧を検討した。

第2章 材料および方法

1. 材 料

1) 金型および被検義歯

シミュレーションモデルの金型(銅・亜鉛合金)は、図1に示すごとく、無歯顎堤形態⁹⁾を想定して、顎堤顎骨相当部の高さを口蓋底部より13.0、10.0および7.0 mmにした3種を製作した。

被検義歯は、厚さ2.0 mmの歯科用パラフィンワック

図 2 圧力センサの設置

スを圧接適合した金型から印象採得した作業模型を用いて、本学総義歯補綴学実習要旨¹⁰⁾に従って Pilkington-Turner 30° 臼歯 (230 M, レジン歯, Dentply 社, Batch No. 17404) の近心小窩を金型顎堤部の近遠心的中央部に位置するように留意し、排列した。人工臼歯の排列は、3種被検義歯で同一条件となるように石膏コアを用いて規定した。その後、プラスチック埋没し、重合は JIS¹¹⁾に従って、70°Cの湯の中に1時間半加熱後、直ちに沸騰水の中に入れ30分加熱した。被検義歯の取り出しは、室温中で30分間冷却した後に水中で15分間冷却してから行った。取り出した義歯は、通法に従って研磨仕上し、被検義歯を調製した。被検義歯床用レジンとして、加熱重合義歯床用レジンの Acron (而至歯科工業社, 粉: Batch No. FL 27, 液: Batch No. EZ 26) を用いた。

2) 圧力センサ

圧力センサ(共和電業社, PS-2 KA)の中心を図2に示すごとく、被検義歯の両側上顎第1大臼歯近心小窩を通る直線上で、そして顎堤頰側部で上下的中央部(以下、buccal と略す)、顎堤の咬合側部で頰舌的中央部(以下、ridge と略す)、顎堤口蓋側部で上下的中央部(以下、palatal と略す)および口蓋正中部(以下、palate と略す)と一致するように被検義歯床粘膜面に設置し、シミュレーションモデルの負担圧測定部位(以下、測定部位と略す)とした。その際に、圧力センサの受圧面が、被検義歯床粘膜面と同一平面になるように設置した(図2)。

図3 MODEL A および被検義歯

図5 MODEL C および被検義歯

図4 MODEL B および被検義歯

また、測定時の電流のリークを防止するために、圧力センサとそのリード線との接合部はシリコン系充填剤(信越化学社)にて補強し、さらにこのリード線を塩化ビニール製チューブ(直径 1.0 mm)にて保護を図った。

3) シミュレーションモデル(図3~5)

標準的な顎堤の高さ⁹⁾のシミュレーションモデル B タイプ(以下、MODEL B と略す)は、顎粘膜の被圧変位量に配慮し、図1と2に示すごとく、顎堤の顎骨相当部の高さ 10.0 mm の金型から調製した被検義歯床粘膜面・圧力センサとシミュレーションモデル粘膜面との適切な適合性を得るために、金型上の歯科用パラフィンワックスをポリサルファイドラバー印象材(Surflex injection type, 而至歯科工業社, Base: Batch No. 161051, Accelerator: Batch No. 161051)に置換接着(Adhesive for Surflex)したタイプである¹²⁻¹⁴⁾。

シミュレーションモデル A タイプ(以下、MODEL A と略す)と C タイプ(以下、MODEL C と略す)は、図1と2に示すごとく、金型の顎堤の顎骨相当部の高さがそれぞれ 13.0 mm と 7.0 mm であること以外、MODEL B と同じタイプである。

2. 方法

1) 荷重点と荷重量

荷重点は、被検義歯の両側第1大臼歯の近心小窩¹⁵⁾、近心頬側三角隆線¹⁵⁾中央部(以下、頬側咬頭と略す)および近心舌側三角隆線¹⁵⁾中央部(以下、舌側咬頭と略す)に EM パラレロメーター S (千代田歯科器材社)を用い、直径 1.0 mm、深さ 0.5 mm の点として付与し、荷重位置を規制した。

荷重はアルジネート印象材圧縮試験機(協和精器社)を改良した荷重装置を使用し、100 gf から順次に荷重量を増し、200, 300, 500, 1,000, 1,500, 2,000 gf までの荷重量を各荷重点に加えた。

2) 負担圧測定

シミュレーションモデルの測定部位における負担圧は、圧力センサからの出力電圧を動ひずみ測定器(共和電業社, DPM-611 B)で増幅し、電磁オシログラフ(共和電業社, RMV-550 A)を用い、ペーパースピード 20 cm/min で記録した。記録された振幅を Digimatic caliper (三豊製作所, CD-15 S)を用いて読み取り、あらかじめ求めた較正曲線より負担圧を算出した。

測定に際し、被検義歯の維持、安定および支持を考慮して、被検義歯床粘膜面とシミュレーションモデル粘膜面との間に粘度 15 cp の人工唾液シリコンオイル^{16,17)}、2~3 cc (信越化学社)を介し、あらかじめ両側臼歯部に 200 gf で 10 秒間荷重し、この荷重除去 20 秒後に負担圧測定を開始した。

荷重条件は、圧力センサの設置した側を作業側および圧力センサのない側を平衡側と規定して、

- ① 作業側近心小窩垂直荷重
- ② 平衡側近心小窩垂直荷重
- ③ 作業側頬側咬頭 30° 傾斜荷重
- ④ 平衡側頬側咬頭 30° 傾斜荷重

- ⑤ 作業側舌側咬頭 30° 傾斜荷重
- ⑥ 平衡側舌側咬頭 30° 傾斜荷重

について行った (図 6). 荷重順序は, ランダムに行った. また, ①~⑥ までの荷重条件を一巡した後に, シミュレーションモデルのポリサルファイドラパー印象材による粘膜面を交換した. 測定回数は各荷重条件について 5 回ずつ行い, その平均値を負担圧 (g/cm²) とした.

第 3 章 成 績

被検義歯に対する各荷重条件下におけるシミュレーションモデル測定部位の負担圧成績を, 表 1~6 および図 7~12 に示す.

1. 作業側近心小窩垂直荷重 (表 1 および図 7)

MODEL B では, ridge の負担圧が 1,500 gf 荷重以上で他の測定部位より大きく, いずれの測定部位においても, 荷重量の増加に伴って負担圧が増大した.

MODEL A において, 各荷重量ともに ridge の負担圧が大であり, MODEL A から MODEL C へと顎堤の高さが低くなるにつれて小さくなった. 逆に, buccal および palatal の負担圧は, 大きくなった.

2. 平衡側近心小窩垂直荷重 (表 2 および図 8)

MODEL B では, palatal の負担圧が他の測定部位より大きく, palatal と palate の負担圧は, 荷重量の増加に伴って増大した. 荷重 1,000 gf 以上において, MODEL B は buccal で, MODEL C は buccal と ridge で, 被検義歯床がシミュレーションモデルより離脱した. そして,

被検義歯床の離脱直前に, これら測定部位では, 4 g/cm² 以内の陰圧を示した.

MODEL A において, 各荷重量とも palatal の負担圧が大であり, つぎに palate であった. これらの測定部位は, MODEL A から MODEL C になるにつれ, その負担圧が大となった.

3. 作業側頬側咬頭 30° 傾斜荷重 (表 3 および図 9)

MODEL B では, palatal の負担圧が他の測定部位よ

表 1 作業側近心小窩垂直荷重における測定部位の負担圧

		100 gf	200 gf	300 gf	500 gf	1,000 gf	1,500 gf	2,000 gf
MODEL A	buccal	11.5 (6.4)	32.4 (15.4)	46.2 (28.1)	71.8 (38.4)	119.3 (38.2)	161.0 (36.0)	211.1 (58.5)
	ridge	7.7 (8.5)	58.5 (43.1)	131.9 (41.4)	265.5 (47.3)	554.1 (133.6)	900.2 (71.0)	1,141.4 (107.9)
	palatal	16.2 (8.2)	37.5 (22.8)	72.0 (31.5)	88.0 (34.9)	125.1 (32.6)	172.5 (43.0)	217.5 (42.8)
	palate	0.7 (0.4)	1.3 (0.5)	2.3 (1.5)	3.6 (1.2)	6.1 (3.2)	7.0 (2.8)	8.7 (1.3)
MODEL B	buccal	14.6 (6.2)	34.1 (14.5)	71.5 (14.5)	92.6 (29.1)	166.9 (41.3)	230.4 (34.1)	289.0 (32.6)
	ridge	13.9 (5.6)	19.0 (7.5)	26.8 (8.4)	133.4 (15.9)	246.0 (56.7)	548.6 (57.4)	791.4 (23.0)
	palatal	32.4 (6.3)	54.6 (17.8)	116.9 (32.4)	185.3 (32.8)	292.0 (42.7)	398.0 (37.1)	453.1 (47.0)
	palate	0.4 (0.6)	0.9 (0.8)	2.1 (1.0)	3.0 (1.0)	7.7 (2.3)	9.0 (2.7)	10.8 (3.1)
MODEL C	buccal	13.5 (3.5)	35.9 (11.7)	59.7 (28.1)	102.9 (16.5)	191.1 (30.0)	298.6 (36.4)	447.4 (30.0)
	ridge	23.7 (6.3)	34.7 (27.4)	63.3 (20.0)	88.3 (19.7)	176.5 (34.3)	454.3 (15.8)	613.9 (25.7)
	palatal	41.2 (6.3)	69.2 (9.0)	90.2 (36.8)	199.2 (28.5)	385.0 (45.0)	459.6 (56.2)	557.7 (55.8)
	palate	2.1 (1.9)	3.9 (3.1)	7.9 (2.9)	8.4 (5.9)	21.0 (6.5)	26.1 (2.5)	31.2 (3.2)

注 : 図 1, 2 参照

unit : g/cm²
() : S.D.

図7 作業側近心小窩垂直荷重における測定部位の負担圧

り大きく、荷重量の増加に伴って負担圧の増大が認められた。500 gf 荷重下において、buccal と palate は 6 g/cm^2 以内の陰圧を示した。また、1,000 gf 荷重以上に buccal, ridge および palate で義歯床の離脱を認めた。MODEL A において、1,000 gf 荷重以上にて buccal および palate で義歯床の離脱を認め、さらに 2,000 gf 荷重においては ridge でも認められた。MODEL C において、100 gf 荷重時すでに buccal で義歯床の離脱を認め、1,500 gf 荷重以上ではすべての測定部位に離脱を認めた。

図8 平衡側近心小窩垂直荷重における測定部位の負担圧

MODEL A において、各荷重量とも palatal の負担圧が大であり、つぎに ridge であった。MODEL B においては、MODEL A に比較して、palatal で大きかった。

4. 平衡側頰側咬頭 30° 傾斜荷重 (表4および図10)

MODEL B では、いずれの測定部位でも、300 gf 荷重以下に 4 g/cm^2 以内の陰圧傾向を、500 gf 荷重以上に義歯床の離脱を認めた。MODEL A において、1,000 gf 荷重以上にてすべての測定部位で義歯床の離脱を認めた。MODEL C では、100 gf 荷重ですでに離脱した。

MODEL A において、500 gf 荷重以下で buccal の負担圧が大きく、その他の測定部位は陰圧であった。MODEL B においては、300 gf 荷重以下ですべて陰圧を示した。

表 2 平衡側近心小窩垂直荷重における測定部位の負担圧

		100 gf	200 gf	300 gf	500 gf	1,000 gf	1,500 gf	2,000 gf
MODEL A	buccal	1.3(1.5)	2.1(1.6)	5.3(2.0)	6.5(2.2)	1.9(3.3)	-1.5(1.5)	-7.0(3.0)
	ridge	1.1(1.2)	0.7(2.1)	-0.2(3.2)	-0.3(4.0)	-0.5(5.3)	-2.6(3.4)	-3.4(3.2)
	palatal	0.8(0.6)	1.8(0.6)	2.9(1.1)	5.6(2.1)	9.8(2.3)	15.5(1.2)	20.7(3.7)
	palate	0.7(0.7)	1.9(1.1)	2.6(1.5)	3.8(1.9)	5.5(3.1)	6.6(3.0)	8.0(2.3)
MODEL B	buccal	2.3(1.0)	5.9(3.6)	5.2(6.0)	-0.8(8.9)	*	*	*
	ridge	0.8(0.1)	1.4(1.0)	2.1(1.1)	0.7(0.7)	0.2(1.6)	0.8(1.5)	0.3(1.4)
	palatal	1.3(1.5)	3.8(3.2)	15.1(2.9)	24.2(5.7)	33.6(6.2)	42.8(7.4)	57.5(10.9)
	palate	0.7(0.8)	1.2(0.9)	2.1(0.9)	3.1(0.7)	5.1(2.8)	7.0(3.1)	9.2(3.7)
MODEL C	buccal	0.0(0.0)	0.4(0.5)	0.5(1.2)	-1.7(1.2)	*	*	*
	ridge	-1.7(0.7)	-2.6(1.2)	-3.7(1.7)	-4.4(1.7)	*	*	*
	palatal	2.7(1.3)	11.2(1.7)	26.1(3.1)	36.0(4.5)	50.7(6.8)	58.4(8.2)	67.1(6.9)
	palate	3.4(2.0)	5.8(2.3)	7.8(4.0)	12.2(4.0)	15.3(3.1)	19.7(4.5)	23.0(4.0)

注：* は離脱し測定不能

図 1、2 参照

unit : g/cm²

() : S.D.

表 3 作業側頬側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

		100 gf	200 gf	300 gf	500 gf	1,000 gf	1,500 gf	2,000 gf
MODEL A	buccal	-2.3(1.6)	-2.8(2.1)	-4.2(3.2)	-5.0(3.1)	*	*	*
	ridge	9.0(6.8)	48.2(11.5)	87.0(20.4)	192.5(17.9)	378.7(40.0)	245.4(48.9)	*
	palatal	30.5(15.9)	95.6(28.3)	150.8(56.8)	228.3(62.1)	468.7(121.7)	695.9(40.2)	883.4(40.1)
	palate	-1.1(1.2)	-2.2(1.8)	-4.1(2.1)	-5.4(2.5)	*	*	*
MODEL B	buccal	-0.8(1.7)	-1.9(1.7)	3.3(1.6)	0.7(5.7)	*	*	*
	ridge	2.3(1.4)	3.3(1.6)	4.2(3.0)	46.6(16.0)	*	*	*
	palatal	47.5(22.3)	117.8(27.2)	182.1(36.5)	313.2(66.1)	623.1(103.5)	983.7(75.1)	1,203.6(74.3)
	palate	-1.1(0.4)	-1.6(0.7)	-2.7(0.6)	-6.3(2.2)	*	*	*
MODEL C	buccal	*	*	*	*	*	*	*
	ridge	95.8(4.7)	189.1(28.5)	277.7(20.1)	268.7(37.0)	*	*	*
	palatal	112.0(23.7)	176.1(44.8)	233.9(50.1)	280.4(59.9)	497.0(34.3)	*	*
	palate	-2.6(1.3)	-6.1(2.4)	*	*	*	*	*

注：表 2 と図 1、2 参照

unit : g/cm²

() : S.D.

表 4 平衡側頬側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

		100 gf	200 gf	300 gf	500 gf	1,000 gf	1,500 gf	2,000 gf
MODEL A	buccal	2.4(1.7)	7.6(4.2)	13.2(6.1)	14.2(6.9)	*	*	*
	ridge	-1.1(1.2)	-1.9(1.8)	-3.2(2.2)	-4.3(2.3)	*	*	*
	palatal	-1.8(2.9)	-4.2(4.7)	-7.0(3.3)	-8.1(3.2)	*	*	*
	palate	-2.1(0.8)	-3.5(1.0)	-6.0(1.3)	-7.5(2.1)	*	*	*
MODEL B	buccal	0.0(2.7)	0.3(2.4)	-1.2(2.1)	*	*	*	*
	ridge	1.3(0.6)	-1.7(0.8)	-4.2(2.9)	*	*	*	*
	palatal	-1.4(0.3)	-2.7(1.4)	-4.1(1.1)	*	*	*	*
	palate	0.2(0.4)	-1.4(0.9)	-3.7(1.7)	*	*	*	*
MODEL C	buccal	*	*	*	*	*	*	*
	ridge	*	*	*	*	*	*	*
	palatal	*	*	*	*	*	*	*
	palate	*	*	*	*	*	*	*

注：表 2 と図 1、2 参照

unit : g/cm²

() : S.D.

図9 作業側舌側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

5. 作業側舌側咬頭 30° 傾斜荷重（表5および図11）

MODEL B では、buccal の負担圧が他の測定部位より大きく、いずれの測定部位においても、荷重量の増加に伴って負担圧の増大が認められた。

MODEL A において、各荷重量とも buccal の負担圧が大きく、ridge, palatal, palate の順に小さくなった。

図10 平衡側側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

MODEL B においては、MODEL A と同じ傾向にあった。MODEL C においては、500 gf 荷重まで palatal の負担圧が大きく、1,500 gf 荷重以上で palate の負担圧が大きくなり、MODEL A と MODEL B より大であった。

6. 平衡側舌側咬頭 30° 傾斜荷重（表6および図12）

MODEL B では、palatal の負担圧が他の測定部位より大きく、palatal と palate の負担圧は荷重量の増加に伴って増大を、500 gf 荷重以上に buccal で義歯床の離脱を認めた。MODEL A において、1,000 gf 荷重以上に buccal で義歯床の離脱を認めた。MODEL C では、300 gf 荷重以上に buccal で義歯床の離脱を、1,000 gf 荷重以上に ridge でも認めた。

MODEL A において、各荷重量とも palatal の負担圧が大きく、つぎに palate であった。これらの測定部位は、MODEL A から MODEL C になるにつれて大となった。

表 5 作業側舌側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

		100 gf	200 gf	300 gf	500 gf	1,000 gf	1,500 gf	2,000 gf
MODEL A	buccal	25.8(10.4)	55.7(10.6)	91.0(24.2)	151.1(49.4)	248.6(62.4)	321.7(67.7)	400.2(43.6)
	ridge	1.7(1.5)	16.3(8.1)	33.3(20.1)	92.9(30.5)	172.2(29.8)	284.2(20.0)	375.7(18.9)
	palatal	13.6(4.1)	24.0(5.2)	29.4(5.2)	42.4(12.6)	60.1(12.4)	74.8(10.1)	86.5(6.3)
	palate	1.8(0.6)	2.5(1.0)	3.5(1.3)	5.5(2.1)	8.2(4.3)	10.9(6.2)	17.2(5.7)
MODEL B	buccal	23.2(7.7)	46.8(23.8)	86.8(36.2)	160.7(53.1)	246.4(36.5)	333.7(33.9)	434.5(33.9)
	ridge	2.3(1.5)	6.1(3.0)	9.8(5.5)	58.5(17.6)	150.4(26.3)	234.8(26.4)	309.5(26.3)
	palatal	5.6(4.5)	13.7(10.1)	20.1(9.2)	39.1(8.6)	81.3(14.9)	109.0(10.3)	144.4(11.4)
	palate	1.8(1.4)	5.0(2.6)	8.0(2.0)	11.4(3.3)	14.4(3.3)	19.2(1.2)	27.3(4.0)
MODEL C	buccal	1.9(2.6)	4.6(6.5)	18.8(16.4)	36.8(9.7)	193.7(43.8)	565.6(31.0)	604.3(36.5)
	ridge	2.6(0.4)	7.5(1.2)	29.4(4.9)	62.1(4.7)	120.0(6.6)	153.1(6.2)	172.6(4.9)
	palatal	5.3(3.1)	47.8(5.5)	100.1(6.5)	123.9(21.4)	103.7(12.5)	70.9(3.8)	66.2(15.2)
	palate	2.5(2.0)	3.9(1.0)	8.8(5.2)	31.5(7.9)	87.9(11.0)	120.1(8.3)	148.9(7.4)

注：図 1，2 参照

unit : g/cm²
() : S.D.

表 6 平衡側舌側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

		100 gf	200 gf	300 gf	500 gf	1,000 gf	1,500 gf	2,000 gf
MODEL A	buccal	-0.5(0.7)	-1.9(1.3)	-4.3(1.7)	-7.1(1.9)	*	*	*
	ridge	2.3(1.2)	3.6(1.5)	3.0(2.1)	-1.9(6.6)	-3.0(2.7)	-5.7(3.9)	-5.6(2.1)
	palatal	1.9(0.5)	3.2(1.0)	7.6(3.0)	11.2(5.0)	19.5(5.5)	26.0(3.4)	34.3(5.1)
	palate	1.9(0.8)	2.8(1.2)	4.7(2.5)	5.3(3.9)	6.6(3.5)	13.8(2.3)	19.4(3.8)
MODEL B	buccal	-2.0(1.4)	-3.6(1.3)	-4.7(2.0)	*	*	*	*
	ridge	-0.8(1.5)	-1.3(2.1)	-2.4(2.5)	-2.3(2.1)	-0.5(3.9)	3.4(1.5)	4.9(1.3)
	palatal	2.7(1.6)	5.8(1.2)	10.8(3.8)	19.4(4.6)	35.2(5.0)	50.8(4.1)	66.1(4.3)
	palate	2.5(1.2)	5.9(2.0)	7.9(1.8)	12.2(1.8)	20.0(1.7)	25.1(3.8)	30.8(3.6)
MODEL C	buccal	-1.5(0.8)	-2.9(1.9)	*	*	*	*	*
	ridge	8.6(2.2)	22.1(1.7)	24.7(2.9)	19.1(7.0)	*	*	*
	palatal	5.0(1.1)	19.7(5.1)	29.3(5.4)	46.5(6.2)	69.8(12.1)	88.5(13.8)	112.6(9.4)
	palate	3.8(1.1)	9.9(5.2)	22.0(7.7)	32.6(9.2)	50.4(7.7)	66.5(9.8)	88.0(8.2)

注：表 2 と図 1，2 参照

unit : g/cm²
() : S.D.

第 4 章 総括および検討

1. 圧力センサ

咀嚼機能時における有床補綴物は、咀嚼力、咬合力などの機能圧を義歯床下組織の機能的な負担圧として、支持させている。そのために、機能的な負担圧の計測は、現在までに種々の装置が考案され、研究されてきた^{17, 14, 18~20)}。

1955 年に初めて Stromberg¹⁾ が、cantilever beam を応用した transducer を上顎総義歯 (0° および 33° 咬頭人工臼歯) の第 1 大臼歯相当部頰側義歯床に設置し、咀嚼時および各咬合時の側方的な負担圧を測定した。それ以降に本装置は、Frechette²⁾ が上下顎金属床総義歯にて

食物と咬頭傾斜の相違による影響を、Kaires^{18, 19)} が下顎局部床義歯にてピーナッツ食物咀嚼時の垂直および水平方向の負担圧を、また Körber^{3, 4)} は本装置を改善して上下顎総義歯における側方咬合時の負担圧を検討した。さらに、黒田²⁰⁾ は 2 種印象法による下顎臼歯部中間欠損義歯の垂直荷重時について検討した。

これら cantilever beam 応用の負担圧測定装置は、受圧部の剛性および粘膜模型の厚さなどの影響を受けて測定誤差が生じ、相対的な数値としては有効であるが、定量的には問題点がある²⁰⁾ と指摘されている。

1971 年に Kelsey ら⁵⁾ は、粘弾性体である顎粘膜の負担圧測定に有効であるように、transducer 受圧部にラバースペーサを付与した diaphragm 型圧力センサを考案した。その後に本装置は、Roedema^{6, 7)} が各種食物咀嚼

図 11 作業側舌側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

時の下顎総義歯における負担圧を、高橋²¹⁾が顎粘膜模型の厚さ、硬さの相違による局所負担圧分布を検討した。さらに矢代¹⁴⁾は、1 kg 荷重時における下顎両側大臼歯欠損義歯の負担圧を検討した。

以上の報告のように、圧力センサが負担圧測定装置として広く用いられている現状である。

そこで、本実験に使用する圧力センサは、高橋²²⁾の研究を参考にして、義歯床粘膜面に設置容易な小型、薄肉構造であり、気体や液体などの流体系対象物も計測容

図 12 平衡側舌側咬頭 30° 傾斜荷重における測定部位の負担圧

易で高精度なために、粘弾性体である義歯床下組織の負担圧計測に有効な diaphragm 型圧力センサ PS-2 KA を用いることとした。

2. シミュレーションモデル

臨床において顎堤形態、特にその顎粘膜面形状は種々な彎曲的な様相を示し、圧力センサの受圧面全体を均等に接触させるのは困難である。そのために、圧力センサの受圧面全体が顎粘膜面と均等に接触して、その出力電圧感度の信頼性を高めるために、本実験では3平面で構成する顎堤形態を有する3種のシミュレーションモデルを調製し(図1および2)、基礎的検討を行うこととし

た。すなわち、全顎顎堤の負担圧を検索する前段階として、まず臼歯部に局限し、前額面よりみた二次元的な総義歯の変位に伴う負担圧を計測するため、臼歯部前額断面のシミュレートを行った。

さらに本実験では、片側荷重による反対側への影響と、総義歯の水平方向への変位²³⁾について検索するために、上顎総義歯を実験対象として行うこととした。

顎堤の高さは、MODEL B の 12.0 mm が日本人の標準的なもの⁹⁾であり、さらに顎堤の高さの相違による影響を検索するために、MODEL A と MODEL C とを調製した。口蓋彎曲の程度が、義歯床下組織への負担圧に影響する⁸⁾と予測されるが、本実験は顎堤の影響を主に検索することとした。

シミュレーションモデルの金型に付与したポリサルファイドラバー粘膜炎(厚さ約 2 mm)の被圧変位量は、常用荷重量下 120 g/cm²において、平均 0.94 mm でもとの厚さの約 1/2 を示す報告¹⁴⁾を参考に、健全な顎粘膜炎の被圧変位量^{24, 25)}に近似させた。

3. 荷重条件

1) 荷重量

従来の義歯床下組織の負担圧測定では、臨床的な報告^{1-4, 6-8, 18-21)}は最大咬合力で、基礎的な報告は^{5, 14)}は定荷重で行われてきた。しかし、咀嚼機能時における上下顎総義歯の咀嚼力と咬合力は、年齢、食物、人工臼歯、咬合様式、咬合高径および義歯床面積などによって影響を受け、5~13 kg 程度の間隔を示している^{26, 27)}。

そこで本実験では、咀嚼力、咬合力、すなわち荷重量の大小が義歯床下組織の負担圧に及ぼす影響を検討するにあたり、被検義歯の床面積、点荷重等により荷重量を 100~2,000 gf まで 7 段階に変化させることとした。

2) 荷重方向

各種食物の咀嚼機能時における咀嚼力、咬合力は、総義歯の人工臼歯・義歯床を介して義歯床下組織、特に顎堤が機能的な負担圧として支持されている。そして、この負担圧は、人工臼歯の咬頭傾斜、顎堤の斜面状況および下顎の側方運動などによって影響を受けている。さらに、この負担圧は垂直ベクトルと側方ベクトルとに分けられ、垂直ベクトルは総義歯の保持(維持)力として、側方ベクトルはその転覆力や推進力として作用し、総義歯の機能向上に寄与する反面に、義歯床下組織に種々な為害作用を及ぼすこととなる^{28, 29)}。

そこで、咀嚼機能時における食物破壊作業時の荷重力(咀嚼力、咬合力)は、人工臼歯咬頭傾斜面に対して垂

直方向に主に働くことが明らかであるので²⁹⁾、本実験では、総義歯の咬合関係に配慮して、第 1 大臼歯近心小窩に垂直荷重、頬側および舌側咬頭内斜面に垂直方向な 30° 傾斜荷重を行うこととした(図 6)。

4. 負担圧

顎堤の高さと荷重の相違が、義歯床下組織の負担圧に及ぼす影響を、標準的な顎堤形態の MODEL B をコントロールとして、検討することとした。

1) 近心小窩垂直荷重(図 7 および 8)

荷重量の相違による影響について MODEL B は、500 gf 荷重以下において、作業側と平衡側のすべての測定部位が負担圧を示したことから、義歯床が主に垂直変位したことが推測される。そのために、500 gf 荷重以下では、義歯床の維持、安定および支持が確保されていることがわかった。1,500 gf 荷重以上では、作業側 ridge の負担圧が最も大きく、臨床的な上顎総義歯⁸⁾と下顎臼歯部中間欠損義歯²⁰⁾ならびに 1 kgf 荷重下の下顎両側遊離端局部床義歯¹⁴⁾の報告でも同様であった。作業側の ridge 負担圧が buccal と palatal より大きい理由²⁰⁾として、垂直荷重により義歯床が主に垂直変位するために、義歯床の変位方向と一致する ridge と一致しない傾斜面である buccal と palatal とでは、義歯床の変位量に 1,500 gf 荷重以上で大きな差異が生じ、荷重量の垂直ベクトルを負担圧として感知する ridge が、その側方ベクトルによる buccal と palatal の負担圧より大きくなったと考えられる。

palate の負担圧は、臨床的な上顎総義歯の報告⁸⁾とほぼ同様に最も小さい値を示した。このことは、垂直荷重は義歯床を垂直変位させる以外に、表 1 と図 7、8 に示すごとく、平衡側における buccal が離脱して palatal に負担圧が生じたことから、平坦な口蓋形態の義歯床に平衡側への側方変位を起こさせたために、palate の垂直変位が小さくなったのではないかと推察される。

顎堤の高さの相違による作業側の影響では、MODEL A から MODEL C へと顎堤の高さが低くなるに従って、ridge の負担圧は小さく、buccal と palatal の負担圧は大きくなり、臨床的な下顎臼歯部中間義歯の報告²⁰⁾とほぼ同傾向を示した。この理由として、荷重方向に垂直的平面である ridge と傾斜面である buccal と palatal とでは、垂直荷重による義歯床の垂直変位に差異が起こり、この差異は傾斜が大きくなるに従って大きくなる²⁰⁾。すなわち、顎堤が低くなるに従って、荷重量は ridge よりも buccal と palatal で負担する傾向になったと考え

られるが、平衡側では、MODEL A から MODEL C になるに従って、palatal と palate の負担圧が大きくなるのは、顎堤が低くなるに従って義歯床の側方変位が起こりやすくなったのではないかと推察される。

2) 頬側咬頭 30° 傾斜荷重 (図 9 および 10)

荷重量の相違による影響について MODEL B では、300 gf 荷重以下において、平衡側に陰圧が生じたことから義歯床が維持、安定されて、作業側の ridge と palatal で負担できたと考えられる。1,000 gf 荷重以上では、平衡側のすべての測定部位と作業側の palatal 以外の測定部が離脱したことからも、人工臼歯頬側咬頭に 30° 傾斜した荷重が作業側義歯床を頬側方向へ斜めに変位させて²⁸⁾、平衡側義歯床を離脱させたために、作業側 palatal のみで負担したのではないと思われる。

顎堤の高さの相違による作業側の影響では、MODEL A から MODEL C へとなるに従って、1,000 gf 荷重以下において平衡側に離脱や陰圧が起こっても、作業側の ridge と palatal で負担したことがわかる。1,500 gf 荷重以上において、顎堤の高い MODEL A では、平衡側のすべての測定部位が離脱したにもかかわらず、作業側の ridge と palatal に負担圧を認め、顎堤の低い MODEL C はすべての測定部位で離脱した。このことから、顎堤の吸収が著しくなるに従って、頬側 (外側) 方向への荷重に対する義歯床下組織の負担能が少なくなることが予測される。

3) 舌側咬頭 30° 傾斜荷重 (図 11 および 12)

荷重量の相違による影響について MODEL B では、300 gf 荷重以下において平衡側の buccal と ridge が陰圧であった以外、作業側と平衡側のいずれの測定部位も負担圧を示したことから、平衡側の義歯床を多少とも離脱させるような力が働いたのではないかと考えられる。500 gf 荷重以上では、作業側 buccal の負担圧が最も大きく、ついで ridge, palatal, 平衡側 palatal の順に小さくなり、また平衡側 buccal が離脱することから、人工臼歯舌側咬頭に 30° 傾斜した荷重が義歯床を作業側で口蓋方向へ斜めに変位させ²⁸⁾、平衡側は頬側方向へ側方変位させたのではないかと考える。それでも、義歯床の維持、支持は保持されていたことがわかる。

顎堤の高さの相違による作業側の影響では、1,000 gf 荷重以下において、MODEL A から MODEL C になるに従って、義歯床の負担部位は作業側の buccal から palatal へ変わり、義歯床の離脱は平衡側 buccal が 1,000 gf 荷重から 300 gf 荷重へと低荷重で起こったことがわかる。1,500 gf 荷重では、顎堤が低くなるに従って作業

側 buccal の負担圧は増大したが、逆に ridge は減少した。平衡側の palatal と palate は増大したが、義歯床の離脱が ridge にも認められた。これらから、顎堤の吸収が著しくなるに従って、舌側 (内側) 方向への荷重に対する作業側における義歯床下組織の負担能が少なく、作業側 buccal の負担過重が予測される。

第5章 結 論

顎堤の高さと荷重の相違が義歯床下組織の負担圧に及ぼす影響を解明する目的で、3種の顎堤の高さの異なる上顎シミュレーションモデルを用い、人工臼歯に対する荷重の相違が義歯床下組織の負担圧に及ぼす影響を検討し、以下の結論を得た。

1. 近心小窩垂直荷重

1) 作業側の負担圧は ridge で大きく、荷重量の増加に従って増大し、顎堤が低くなるに従って減少した。

2) 平衡側の負担圧は palatal で大きく、荷重量の増加と顎堤が低くなるに従って増大した。

2. 頬側咬頭 30° 傾斜荷重

1) 作業側の負担圧は palatal で大きく、荷重量の増加に従って増大した。

2) 平衡側では、荷重量の増加と顎堤が低くなるに従って、陰圧と離脱が認められた。

3. 舌側咬頭 30° 傾斜荷重

1) 負担圧は作業側 buccal と平衡側 palatal で大きく、ともに荷重量の増大と顎堤が低くなるに従って増大した。

本研究の要旨は日本大学歯学会 60 年度大会において発表し、会誌に抄録を掲載した。

稿を終るにあたり、本研究に際し終始ご懇篤なるご指導およびご校閲を賜りました日本大学歯学部森谷良彦教授、またご専攻の立場からご指導を賜りました日本大学歯学部大木一三教授、五十嵐孝義教授および大橋正敬教授に深く感謝の意を表します。

あわせて、日頃、ご助言ご鞭撻を頂きました日本大学歯学部総義歯補綴学講座清水政利先生、医局員各位ならびに大学院生各位に対し感謝の意を表します。

文 献

- 1) Stromberg, W.R.: A method of measuring forces of dentures base materials against supporting tissues, J Prosthet Dent, 5: 268-288, 1955.
- 2) Frechette, A.R.: Masticatory forces associated with

- the use of various types of posterior teeth, J Prosthet Dent, 5 : 252~267, 1955.
- 3) Körber, E. : Untersuchung über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei prothesen, Dtsch zahnärztl Z, 16 : 268~271, 1961.
 - 4) Körber, E. : Untersuchungen zur Lagerung von Freidendprothesen, Dtsch zahnärztl Z, 22 : 1267~1273, 1967.
 - 5) Kelsey, C.C., Reid, F.D. and Coplowitz, J.A. : A methods for measuring pressures against supporting tissues under functioning complete dentures, J Prosthet Dent, 35 : 376~383, 1976.
 - 6) Roedema, W.H. : Relationship between the width of the occlusal table and pressures under dentures during function, J Prosthet Dent, 36 : 24~34, 1976.
 - 7) Roedema, W.H. : A comparison of two methods of quantifying masticatory pressures developed under dentures with variable occlusal width, J Oral Rehabil, 6 : 67~80, 1979.
 - 8) Cutright, D.E. Brudvik, J.S., Gray, W.D. and Selting, W.J. : Tissue pressure under complete maxillary dentures, J Prosthet Dent, 35 : 160~170, 1976.
 - 9) 上條雅彦 : 口腔解剖学 骨学 1, 185~206, アナトーム社, 東京, 1973.
 - 10) Moriya, Y. : FULL DENTURE PROSTHODONTICS—A Manual for Pre-Clinical Procedures, 1, 189~212, Hoku-seisha, Tokyo, 1984.
 - 11) JIS : T 6051 (1976) 義歯床用アクリル樹脂.
 - 12) Kydd, W.L. and Mandley, J. : The stiffness of palatal mucoperiosteum, J Prosthet Dent, 18 : 116~121, 1967.
 - 13) Kydd, W.L., Dalay, C.H. and Weeler, J.B. : The thickness measurement of masticatory mucosa *in vivo*, Int J, 21 : 432~441, 1971.
 - 14) 矢代譲治 : 床下粘膜の負担圧に関する基礎的研究—下顎両側遊離端局部床義歯における直接維持装置およびレストの影響について—, 補綴誌, 29 : 582~599, 1978.
 - 15) 織田正豊, 北村博則, 編集 : 簡明口腔解剖学 付/歯の形態, 130~131, 医歯薬出版, 東京, 1987.
 - 16) Köhler, E. : Beiträge zur messung physikalischer Zustandsgrößen des Speichels—Oberflächenspannung, Adhäsion, Dichte, ph-Wert und Pufferkapazität.—, Dtsch Zahn Mund Kieferhkl, 32 : 21~36, 1960.
 - 17) 河江 信, 五十嵐順正, 茂木知治, 飯島喜浩, 鈴木 深, 万代倫嗣, 星野泰子, 芝 燐彦 : 義歯床下の内圧測定に関する圧力変換器の応用, 昭大歯誌, 2 : 148~154, 1983.
 - 18) Kaires, A.K. : Partial denture design and its relation to force distribution and masticatory performance, J Prosthet Dent, 6 : 672~683, 1956.
 - 19) Kaires, A.K. : A study of partial denture design and masticatory pressures in a mandibular bilateral extension case, J Prosthet Dent, 8 : 340~350, 1958.
 - 20) 黒田昌彦 : 義歯床下粘膜の負担圧の分布状態に関する実験的研究, 歯科学報, 71 : 1445~1474, 1971.
 - 21) 高橋宏嘉 : 義歯床下粘膜の局所負担圧分布に関する実験的研究, 鶴見歯学, 9 : 49~72, 1983.
 - 22) 高橋宏嘉, 榎木敏也, 森戸光彦, 細井紀雄, 滝新典雄, 尾花甚一 : Diaphragm Pressure Sensor を応用した局所負担圧装置について, 補綴誌, 26 : 856~862, 1982.
 - 23) Smith, D.E. : The mobility of artificial dentures during comminution, J Prosthet Dent, 13 : 839~856, 1963.
 - 24) 大島健嗣 : 顎粘膜の被圧縮の荷重と圧縮量の測定器の新考案, 日大歯学, 40 : 231~232, 1966.
 - 25) 大島健嗣 : 顎粘膜の被圧縮の荷重と圧縮量の新開発の測定装置, 補綴誌, 10 : 51~56, 1966.
 - 26) 森谷良彦 : 総義歯の咬合力に関する研究補遺, 補綴誌, 11 : 1~25, 1967.
 - 27) 深水皓三 : 総義歯の第1大臼歯部における咀嚼力および咬合力に関する研究, 補綴誌, 17 : 491~515, 1974.
 - 28) 沖野節三 : 総義歯学—理論編, 168~180, 医歯薬出版, 東京, 1981.
 - 29) 田嶋繁男 : 咬合面の条件が咀嚼力の側方ベクトルの発現状態におよぼす影響に関する研究, 歯科学報, 69 : 440~469, 1969.