両側性遊離端症例において 維持装置のデザインの違いが支台歯の挙動に及ぼす影響

— コーヌス冠と鉤による作業側・非作業側支台の比較 —

梶 田 健 治

九州歯科大学歯科補綴学第1講座（指導：守川雅男教授）

平成9年8月25日受理

Fundamental Study on the Abutment Tooth Reactions by Various Retainer's Designs
for a Bilateral Distal-extended Removable Partial Prosthesis
— Comparison of Konus-type Attachments with Clasp-type Retainers —

Kenji Kabata

First Department of Prosthetic Dentistry (Director: Prof. Masao Morikawa)
Kyushu Dental College, Kitakyushu, Japan

By observing the movements of abutment teeth with Akers clasp, back-action clasp, single and continuous Konus-type attachments in Kennedy class I case with loss of the first and second molars, which occurs more often in the clinically, evaluated the design advantages and the drawbacks in relative sense with the judgment standard of the anatomy characteristics periodontal ligament from the movements of abutment teeth.

The displacements of abutment teeth were measured using six displacement sensors for three axes when two types of test food particle (short and long food particles) were crashed, and analysed the valid differences with t-test.

The results obtained from the simulation model were summarized as follow.

There were four types of movements –parallel movements, inclinations, twist-like movements and depressions– on the abutment teeth in this situation.

1. Parallel movements:

There was almost no displacement for buccolingual, the clasp group showed the distal and Konus-type group showed the mesial large movement.

2. Inclinations

a) In different from the parallel movement, the buccolingual displacements were mainly occurred rather than the distal movement, inclined to the lingual direction with slightly tilted distal.

b) The difference of the magnitude of inclination was recognized almost none at the non-working side, but the inclination of the clasp group at the working side was significantly greater than that of the Konus-type, and the magnitude of inclination of the abutment tooth

(5) had a tendency to be greater than that of 4 in design K1.

3. Twist-like movements:

In either the clasp design, twist-like movements were very little, but the twist-like movement barely recognized was observed at the working side of the clasp design B and the non-working side of K1.

4. Depressions

a) In vertical displacements, both side abutments did not moved to up ward, but only to down ward.

b) There was very small difference among each design, however, the maximum accelerated occasion, the working side support showed the larger depression in the order of K2, clasp B, A, and K1, although was slight.

c) Overall, the depression rate of the non-working side support was some one-third to a half of the working side support.

5. Mechanical properties of each design:

With the maximum load of the 7 kilograms, the design showed the largest inclination inside the working side support was B, followed by A, and clasp group, and those showed the larger movement than Konus-type gourps of K1 and K2.

As you can see above, when the designs used in this experimentation are used in the bilateral, the danger of the distal inclination as mentioned before is very slim. Therefore, the need of the stress breaking system is very small.

Key words: Comparative study / Abutment tooth movements / Konsus-type attachments / Clasp-type retainers / Bilateral distal-extended dentures

緒 言

補綴物における最も重要な課題のひとつ、パーシャルデンチャーのデザインにおいて、良好なデザインとは、衛生的観点からはプラークコントロールし易い形態であること、力学的観点からは傾斜や捻転などのように支台歯歯根膜や歯槽窩に局所的なストレスとなるような作用を与えない形態であることの二点に集約されるであろう。

コーヌスクローネは、衛生的観点からはプラークコントロールし易い形態を有する維持装置として臨床的に高く評価されてはいるが、力学的観点からの支台歯の挙動については、五十嵐 (1980)¹⁻⁶⁾ や当教室の竹屋 (1994)⁷⁾、千草 (1994)⁸⁾、栗林 (1994)⁹⁾、高尾 (1996)¹⁰⁾ らの報告が散見されるに過ぎない。

われわれは、従来より変位センサにより支台歯の挙動を解析し、歯根膜の解剖学的特徴に基づいてパーシャルデンチャーデザインの良否を検討してきた¹¹⁻²⁰⁾。

著者も良好なパーシャルデンチャーデザイン選択の一

助とするため、単独および連結コーヌスクローネと日常臨床で頻繁に使用される非緩圧性クラスプおよび緩圧性クラスプによる作業側支台歯と非作業側支台歯の挙動を比較検討したところ有為な結果を得たので報告する。

実験方法

I. シミュレーションモデル

本研究験では、発現頻度 72 %といわれる両側遊離端症例を使用した (Skinner, 1959)²¹⁾。

竹屋 (1994)⁷⁾、千草 (1994)⁸⁾ をはじめ、当教室のこれまでの実験同様、シリコン系軟性裏装材 (エバタッチ、ネオ製薬) を用いて、歯根膜歯頸部の厚さ; 0.75 mm, 根尖部; 1.05 mm, 顎堤粘膜部; 1.80 mm の擬似歯根膜および擬似粘膜を有する左右側第 1 および第 2 大臼歯欠損, Kennedy I 級の下顎模型のシミュレーションモデルを上顎有歯顎模型と中心咬合位で咬合後、蝶番咬合器へ付着し、可及的に臼歯群が a-, b-, c-コンタクトを有するように咬合調整した。

II. 義歯構成要素

A. 維持装置

歯欠損の両側性遊離端症例をコーヌスクローネで設計するとすれば、支台歯の骨植状態や床下粘膜の被圧縮性にもよるが、通常は単独コーヌスクローネ支台（以下、K1と記す）か、それをスプリントした連結コーヌスクローネ支台（K2）が使用されるため、それぞれの設計における支台歯の検討が必要であった。内冠は歯科鑄造用12%金銀パラジウム合金を用いて鑄造後、ミリングマシンおよびディスク研磨機（Kavo）によりコーヌス角 6° に調整後、鏡面仕上げを行った。外冠は完成した内冠上

にパターン用常温重合レジン（ジーシー）を筆積みし、約0.3 mmの厚さのレジンキャップを製作してワックス築盛後、同一金属を用いて鑄造、研磨により完成した。なお内外冠の維持力はコーヌスクローネ維持力計（Kono-Meter, Krupp）を用いて通説に従って400～600 gとした²²⁾。

一方、それらコーヌスクローネと比較するために、臨床上、最も頻用されている非緩圧性のキャスト・エーカースクラスプ（以下、Aと記す）と比較的に頻繁に使用されているものとしてNey社の代表的なクラスプのひとつに挙げられている緩圧性のバックアクションクラスプ（B）を用いた²³⁾。

それら2種類のコーヌスクローネおよび2種類のクラスプは、計測過程において繰り返し義歯床の同一部位に正確に設置できるようにネジ止めした（Fig. 1, 2）。

B. 人工歯

人工歯には、30°硬質レジン歯（エンデュラポステリオ、松風）を用いた。

C. 義歯床

義歯床の被覆範囲は通常の臨床的手法に準じ、床用材料には加熱重合レジン（アクロン、ジーシー）を用いて重合、研磨した（Fig. 3）。

III. 支台歯への荷重方法

人工歯部分にのみ咬合荷重が加わるようにデザインしたShort食片と人工歯ならびに支台歯部にも荷重が加わるように設計したLong食片、長短二種類の形態の試験食片（じゃがいも）を、上下歯列間に介在させた。あらかじめ圧力センサにより第1大臼歯部に3, 5, 7 kg²⁴⁻²⁹⁾の咬合力が加わった時、実際の荷重装置であるトーン式簡易型デジタル引張圧縮試験機（PS-10, 東京

Fig. 1 Two designs of Konus-type telescope attachment and two clasp-type retainers used in this experiment, which are often applied as retainers in daily clinical appliances for partially edentulous cases.

Fig. 2 Konus-type telescopes held in place of the distal-extended partial denture base with nuts.

Left : Design K1

Right: Design K2

Fig. 3 Simulation model used and partial prosthesis with K2 mounted in place on it.

Fig. 4 The schematic diagram of the simulation model and three measurement points. Small arrows show measurement directions by six digital type of laser displacement sensors to record the abutment tooth movements.

P_0 : Supporting rotation center of the abutment tooth

P_1 : First measurement point

P_2 : Second measurement point

P_3 : Third measurement point

D: Distal-extended removable partial denture

M: Simulation model of Kennedy class I

A: Abutment teeth (2nd and 1st premolar)

S: Short type of test food

L: Long type of test food

試験機製作所) のデジタル上に表示された荷重量はそれぞれ 2.66, 5.78, 8.91 kg であった。したがって咬合器上面中央部に 0.5 mm/秒の等速荷重を加え、デジタル上に表示されたそれぞれの荷重量における支台歯の変位量を計測した。

IV. 計測方法

計測方法もこれまでわれわれ研究グループで行ってきた方法と同じである。すなわち支台歯の重心 P_0 (根尖側 1/3) より 16 mm 下方の点を第 1 計測点 (P_1) とし、 P_1 よりもさらに 46 mm 下方の点を第 2 計測点 (P_2)、 P_1 より

り直角に 46 mm 離れた点を第 3 計測点 (P_3) に設定して、支台歯の動きを前頭面および矢状面から二次元的に計測後 (Fig. 4), 城下 (1997)²⁰⁾ の計算式に入れてコンピュータ上で三次元的に求めた。

計測には、レーザー式変位センサ (キーエンス, LB-0.2・62) を用い、それぞれ 10 回ずつ行い、t-検定によって各維持装置による支台歯の挙動の有意差検定を行った。

実験結果

I. 近遠心的挙動

Fig. 5 Mesiodistal parallel movement of the abutment teeth
WS: On the working side
BS: On the non-working side

Table 1 Analysis of variance on amount of abutment teeth movements between the working side and the non-working side.

Displacements	Loads (kg)	Short type of test food					Long type of test food				
		A	B	K1	K2(5)	K2(4)	A	B	K1	K2(5)	K2(4)
M-D Pm	3	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
	5	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
	7	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
M-D Inc	3	**	**	**	*	—	—	**	**	—	—
	5	—	**	**	**	—	**	**	**	**	—
	7	*	**	**	**	*	**	**	**	**	*
B-L Pm	3	**	—	**	—	**	*	**	**	—	**
	5	—	**	**	—	**	**	**	**	*	**
	7	**	*	**	**	**	**	**	**	**	**
B-L Inc	3	**	**	**	**	**	**	**	**	**	—
	5	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
	7	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
Vm	3	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
	5	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
	7	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
Tw	3	—	**	**	—	**	—	**	**	—	**
	5	—	**	**	—	**	*	**	**	*	*
	7	—	**	**	—	**	**	**	**	**	—

M-D Pm: Mesiodistal parallel movements

B-L Pm: Buccolingual parallel movements

M-D Inc: Mesiodistal inclinations

B-L Inc: Buccolingual inclinations

Vm: Vertical movements

Tw: Twist-like movements

*: Significant ($p < 0.05$)**: Highly significant ($p < 0.01$)

—: Not significant

Fig. 5 は矢状面からみた各デザインの作業側および非作業側支台の近遠心的歯体移動の方向および量を示す。

コーススクローネ K1, K2 では近心方向への変位を, またクラスプ B および A のほとんどでは遠心方向へ変位が認められ, それぞれ食片形態別にみると荷重量の増加に伴って変位量も漸次増大した。

作業側支台の近遠心的歯体移動で最大のものは Long 食片破碎時の K1 によるもので, 次が Short 食片破碎時のデザイン A によるものであった。K1 と K2 を比較すると支台歯 5 では前者の方が大きく, K2 の支台歯 5 と 4 では支台歯 5 の方が大きな動きを示した。またクラスプ A と B では Long 食片破碎時には両者ともほとんど違いはなかったが, Short 食片破碎時には前者が後者の 2 倍程度大きな動きを示した。

非作業側支台の近遠心的歯体移動では Short 食片,

Long 食片にかかわらず K1 が最大で, クラスプ A が最小であったが, K2 の支台歯 5 と 4 ではほとんど変位量に差異は認められなかった。

Fig. 6 は同じく矢状面からみた近遠心的傾斜の方向および量を示す。近遠心的傾斜量は無荷重時の歯軸の位置から加重後の歯軸の位置を μm 単位で表示したものである。またその際の傾斜角も求めた。全てのデザインで遠心方向へ変位したが, 作業側支台, 非作業側支台とも歯体移動量に比べて極めて小さな傾斜量しか認められなかった。それぞれの食片別に観察すると荷重量の増加に伴ってわずかずつではあるが傾斜量も増大している。最大荷重で支台歯 5 を比較すると最小の傾斜を示したものは K2 で, K1 およびクラスプ B はクラスプ A の場合よりも幾分大きな動きを示した。支台歯 5 と 4 ではほとんど差異はなかった。また作業側支台と非作業側支台では

Fig. 6 Mesiodistal inclination of the abutment teeth

WS: On the working side

BS: On the non-working side

前者の方が大きく、K2のみがやや非作業側支台の方が大きくなる傾向が認められた。

II. 頬舌的挙動

Fig. 7 は前頭断面からみた各デザインの作業側および非作業側支台の頬舌的歯体移動の方向および量を示す。

コーヌスローネ K1, K2 では頬側方向へ変位したが、デザイン A, B では食片形態によって相反する方向へ変位する傾向がみられた。また荷重量の増加によっても変位量の著明な増大も認められず、作業側支台、非作

業側支台にかかわらず支台歯 $\overline{5}$, $\overline{4}$ とともに極めて小さな歯体移動量しかみられなかった。あえて挙げれば作業側支台では Long 食片破碎時のデザイン B に幾分大きな頬側歯体移動が認められたが、全般的に非作業側支台の方が作業側支台よりも大きくなる傾向があった。

Fig. 8 は、前頭断面からみた頬舌的傾斜の方向および量を示す。頬舌的傾斜量は同様に無荷重時の歯軸の位置から加重後の歯軸の位置を μm 単位で表示したものである。全てのデザインで舌側方向へ変位したが、作業側支

Fig. 7 Buccolingual parallel movement of the abutment teeth
 WS: On the working side
 BS: On the non-working side

台、非作業側支台とも歯体移動量に比べると大きな変位量を示した。つまり頬舌的挙動では歯体移動はほとんど起こらず、主として傾斜が生じていることが理解できる。

またそれぞれの食片別に観察すると荷重量の増加に伴って傾斜量も増大している。作業側支台5を比較すると最も大きな傾斜を示したものはクラスプグループで、コーヌスクローネグループでは前者の1/3から1/5程度の傾斜量しか認められなかった。中でもK1が最小の

傾斜を示した。しかし同一グループ間には大きな差異は認められなかった。

K2の支台歯5と4では後者の方が有意に大きかった。作業側支台と非作業側支台の比較では、クラスプグループでは前者が大きく、コーヌスクローネグループでは作業側支台、非作業側支台とも後者の方に有意に大きな変位量が認められた。

Ⅲ. 捻転的挙動

Fig. 9は捻転の方向および量を示す。捻転量は無荷重

Fig. 8 Buccolingual inclination of the abutment teeth

WS: On the working side

BS: On the non-working side

時の頬側咬頭頂を原点として荷重後の位置を μm 単位で表示したものである。またその際の捻転角も求めた。

いずれのデザインにおいても捻転量はほとんど認められないほど極めて小さかったが、わずかにクラスプBにおける作業側支台および非作業側支台K1に認識できる程度の捻転量が観察された。

IV. 垂直的挙動

支台歯の垂直的変位には、捻転、頬舌的歯体移動および近遠心的傾斜などと違って大きな変位量が認められた

(Fig. 10). 作業側支台、非作業側支台ともに下方への変位、沈下を示した。作業側支台では支台歯5および4ともにShort食片破碎時よりもLong食片破碎時の変位が常に大きく、また荷重量の増加にしたがって常に変位量も増大した。しかし非作業側の支台歯5および4とも荷重量の増加にしたがって沈下量の増大は作業側支台の場合と同じであったが、支台歯5では食片形態による変位量の差異はほとんどなく、支台歯4のみに差異が認められた。

Fig. 9 Twist-like movement of the abutment teeth

WS: On the working side

BS: On the non-working side

各デザイン間における沈下量差は非常に小さかったが、最大加重時の作業側支台 $\overline{5}$ ではK2, クラスプB, A, K1の順にわずかながら大きな沈下が観察された。また全体的に非作業側支台の沈下量は作業側支台のその約1/3から1/2であった。さらに作業側のK2の支台歯 $\overline{5}$ と $\overline{4}$ の比較では後者のそれは前者の約半分程度の沈下であったが、非作業側支台ではほとんど差異は認められなかった。

V. 総括的結果

上記のI, IIでは、それぞれ矢状面および前頭断面における歯体移動および傾斜について記述したが、支台歯の実際の動きはこれら両観察面における挙動を合成したものである。つまり捻転的変位および垂直的変位は前記のIII, IVと同じであるが、歯体移動と傾斜は純然たる近遠心的あるいは頬舌的な変位として現れるのではなく、近遠心—頬舌的な動きとして発現する。その実際の変位量を表示したものがFig. 11およびFig. 12である。

まず実際の歯体移動では各デザインにより支台歯は

Fig. 10 Vertical movement of the abutment teeth

WS: On the working side

BS: On the non-working side

Fig. 11 に Fig. 5, 6 を加味して方向および変位量をみると、頬舌的にはほとんど変位することなくクラスプグループでは遠心へ、コーヌススローネグループでは近心への大きな変位を示したことになる。したがって、実際の変位量も近遠心的歯体移動量に近似している。つまり食片形態別にみると、全てのデザインにおいてそれぞれ荷重量の増加に伴って変位量も漸次増大し、作業側支台の近遠心的歯体移動で最大のものは Long 食片破碎時の K1 によるもので、次が Short 食片破碎時のデザイン A

によるものであった。また K1 と K2 を比較すると支台歯 5 では前者の方が大きく、K2 の支台歯 5 と 4 では支台歯 5 の方が大きな動きを示した。またクラスプ A と B では Long 食片破碎時には両者ともほとんど違いはなかったが、Short 食片破碎時には前者が後者の 2 倍程度も大きな動きを示した。非作業側支台では Short 食片、Long 食片にかかわらず近遠心的歯体移動量は K1 が最大で、クラスプ A が最小であったが、K2 の支台歯 5 と 4 ではほとんど変位量に差異は認められなかった。

Fig. 11 Parallel movement of the long axis of the abutment tooth

WS: On the working side

BS: On the non-working side

実際の傾斜では各デザインにより支台歯は Fig. 12 に Fig. 8, 9 を加えて方向および変位量をみると、歯体移動の場合と違って、頬舌的な傾斜が主体になり近遠心的には小さな変位を行い、全てのデザインで舌側へ傾斜したことになる。その傾斜量は非作業側支台ではほとんど差異は認められなかったが、作業側支台 $\overline{5}$ ではクラスプグループの方がコーヌスクローネグループよりも大きく、また K2 の支台歯 $\overline{5}$ よりも $\overline{4}$ の傾斜量が大きくなる傾向があった。

次に、クラスプとコーヌスクローネではそれぞれの形態的特徴として、後者は咬合面まで被覆しているためそれ自体が食片破碎に関与すると考えられるが、前者では咬合面には小さなレストが設置されているだけのためほとんど支台歯の部分での食片破碎はないものと考えられる。つまり両グループのデザインでは食片破碎様式が異なる。例えばコーヌスクローネグループでは食片破碎時に支台歯と義歯部が一体化した動きをし易く、一体化するか否かによって支台歯の挙動も当然影響されるであろう。

Fig.12 Inclination of the abutment teeth
 WS: On the working side
 BS: On the non-working side

う。この考えの基に、義歯部のみに負荷がかかるよう設計した Short 食片、支台歯にも負荷がかかるように設計した Long 食片と食片形態を変えて検討したのが Fig.13 である。

非作業側支台では両グループとも支台歯 5, 4, いずれにおいてもほとんど差異は認められなかった。しかし作業側支台では、両グループ間でも、また同一グループ間でもデザインの違いによりかなりの差異が認められた。まず両グループ間の違いとしては、コーヌスロー

ネグループでは支台歯 4 を含め、支台歯も食片破碎に関与した Long 食片破碎時にも傾斜や捻転量にはほとんど差がなかった。それに対して垂直的変位や歯体移動量は増大したが、クラスプグループでは全ての変位量に差異がみられた。また同一グループのデザイン A と B 間では、両デザインとも垂直的変位量は増大したものの前者では歯体移動量や傾斜は減少し、後者では傾斜は増大、捻転は減少した。このように破碎する食片形態によりクラスプグループの支台歯はコーヌスローネグループに

Fig.13 Comparison on the magnitude of abutment teeth movement affected by the difference of the food shape

WS: On the working side

BS: On the non-working side

Pm: Parallel movement

Inc: Inclination

Tw: Twist-like movement

Vm: Vertical movement

S: Short type of the test food

L: Long type of the test food

Fig.14 The most specific character in each design of Konus-type telescope attachments and clasp-type retainers observed from four types of the abutment teeth movement.

WS: On the working side

BS: On the non-working side

Pm: Parallel movement

Inc: Inclination

Tw: Twist-like movement

Vm: Vertical movement

みられたような一定した挙動を示さなかった。

Fig. 14 は、本実験で確認できた4種類の動き、歯体移動 (Pm)、傾斜 (Inc)、捻転 (Tw)、沈下 (Vm) から各デザインの挙動上の特徴を表したものである。捻転量はいずれのデザインにおいても極めて軽微であったために全て10倍拡大して表示してある。

概して荷重量の増加に伴って変位量も増大し、変位量が増大すればそれだけ支台歯への影響も大きいと考えられる。そこで最大加重時のみの特徴について観察すると、作業側支台の中、傾斜が最も大きかったデザインはB、次いでAとクラスプグループで、K1、K2のコーヌスクローネグループよりも大きな変位量を示した。捻転においてもデザインBが最大であったが同デザインの歯体移動および沈下は最小であった。しかし同じクラスプグループでも捻転の変位はデザインAが最小でわずかなではあるがコーヌスクローネグループの方が大きくなる傾向があった。しかし非作業側支台においてはデザインK1の捻転量が突出している以外にはほとんど差異は認められなかった。

考 察

I. 計測装置について

われわれのところで新しく開発した支台歯の挙動計測法を用いて、古閑 (1996)、韓 (1996)、高尾 (1996)、城下 (1997) らは、臨床的発症頻度の最も高い Kennedy I 級および II 級症例において代表的なクラスプ—Akers, Double Akers, Back action, RPI 維持装置, Kratochvil の I-bar, Extended arm, 数種類の Combination—支台、ならびにコーヌスクローネ支台の挙動を観察した。当研究もその延長上にある。当研究を含めそれらの実験結果から支台歯には歯体移動、傾斜、捻転、沈下が起こり、これら4種類の変位が複合してそのデザイン特有の複雑な動きが支台歯に生ずることが判明した。当計測装置はシミュレーションモデル上での実験であるためにそのデザインによる動きが生理的許容範囲か否かの判定はできないため相対的にデザインの比較を行った。また歯根尖上に延長ロッドを立てることから生体を使用できない点、支台歯の変位途中の軌跡が解明できない点など、今後さらに改良すべき点はある。しかし維持装置のデザインによる支台歯の挙動とその影響による支台歯への為害性はパーシャルデンチャーにおける最大の関心事であるため、これまでに数多くの研究³⁰⁻⁶⁸⁾が報告されているが、上記4種類の動きについて明確に解明し得た点など当計測装置にも改良すべき点はあるも

の優れた装置のひとつのようになると思われる。

II. 実験結果について

歯体移動では各デザインとも頬舌的にはほとんど変位することなくクラスプグループでは遠心へ、コーヌスクローネグループでは近心へ大きく変位した。しかし傾斜では歯体移動の場合と違って、頬舌の変位が主体で近遠心的には小さな変位しか行わず全てのデザインで舌側方向へ傾斜した。その傾斜量は非作業側支台ではほとんど差異は認められなかったが、作業側支台⁵ではクラスプグループの方がコーヌスクローネグループよりも大きく、またK2の支台歯⁵よりも⁴の傾斜量が大きくなる傾向があった。すなわち、歯体移動は近遠心的な動きが主体になり、傾斜は頬舌的な変位が主体に発現することが判明した。この現象は当教室で行った種々のデザインを有する維持装置全てに例外なく起こった。これは従来からの概念、咬合力が加わった場合歯根膜と床下粘膜の圧沈下量差によって支台歯は後方へ牽引傾斜されるという補綴学的常識には符合しない現象である。従来の計測法であるストレングージ法、光弾性法、変位センサ法などでは、歯体移動と傾斜を明確に区分して計測することができず、後者の中には前者の変位量と一緒に計測されていたおそれが多分にあるように思われる。支台歯歯冠部に過度の水平的な力が作用すると歯は傾斜して歯周組織の相対する辺縁部分と根尖部分には圧迫と緊張が生じる。一方、支台歯に歯体移動を起こすような力が作用すると歯根表面全体に圧迫と緊張が生じる。しかし歯周組織が健康である場合にはこの種の力は歯肉に炎症性反応を惹起することは少ないと Lindhe (1986)⁶⁹⁾ は述べている。また歯根膜線維のストレスの観点から言及して Ramfjord (1995)⁷⁰⁾ は支台歯の垂直的な変位も歯根膜全体に均等なインパクトを与えると述べ、水平的なストレスが根尖部や比較的狭い範囲の歯根膜付着領域を圧迫、緊張させるのに対して垂直的な変位では最大多数の歯根膜の参加を促すため、歯根膜を損傷する危険性も少なくなると記している。つまりパーシャルデンチャー装着により局所的な歯槽骨や歯根膜線維の圧迫・緊張が歯周疾患に罹患した支台歯に作用するとき支台歯歯周組織損傷の危険性は大きくなる。しかし均等なインパクトが歯根膜や歯槽骨に及ぶとき、とくに歯周組織が健康な状態にあるときには炎症の周囲への波及は生じず、むしろ適応する場合が多い。ここにプラークコントロールの重要性とともに局所的なストレスの発現を出来るだけ小さくするようなパーシャルデンチャーデザインの必要性が考えられる。ところが従来の計測法ではこの比較的為害

性の小さいと考えられる歯体移動が支台歯損傷の危険性の大きい傾斜と混在して計測されていたために、必要以上に後方牽引、傾斜抑制の考えが生まれ、数多くの緩圧性維持装置なるものが考案されたのではないであろうか。また沈下は上記の Ramfjord ら (1995)⁷⁰⁾ の説を待つまでもなく臨床的観察結果からしても従来より最も好ましい動きであるとされ、支台歯が周囲組織に及ぼす力の作用方向をいかにしたら水平的なものから垂直的なものへ置換し得るかが維持装置デザインの一つの重要な命題になっていた。そのためには当実験結果にみられるように各種変位様式を明確に区分して計測する必要がある。その上で後述するように水平的変位量である傾斜を歯体移動量あるいは垂直的変位量との相関性から考察する必要があるように思われる。

さらに上記の Ramfjord ら (1995)⁷⁰⁾ の観点からすれば、支台歯歯根膜のねじれを伴った回転である捻転も歯根膜に局所的なインパクトを与えるため傾斜ほどではないにしてもかなり為害性の強い動きと考えられる。しかし両側性に設計した当デザインではいずれにおいても極めて小さく、その影響はほとんど考える必要がないように思われた。

次に、義歯部のみに負荷がかかるよう設計した Short 食片、義歯部および支台歯双方に負荷がかかるように設計した Long 食片の2種類の食片形態の違いが支台歯の挙動に与える影響をみた (Fig. 13)。形態的な違いが単に支台歯上にも直接負荷がかかるか否かだけの違いのため非作業側支台においては当然のことながらほとんど差異はみられなかった。しかし作業側支台では、両グループ間、同一グループ間においてもデザインの違いによりかなりの差異が認められた。コーヌスグループでは支台歯4を含め、Long 食片破碎時にも傾斜や捻転量にはほとんど差がなかったのに対してクラスプグループでは全ての変位量に差異がみられた。デザイン A と B 間では、両デザインとも垂直的変位量は増大したが前者では歯体移動量や傾斜は減少し、後者では傾斜は増大、捻転は減少するなど破碎する食片形態によりクラスプグループの支台歯はコーヌスグループにみられたような一定した挙動を示さなかった。支台歯上にも負荷がかかる場合、沈下量が増大する、あるいは支台歯に比較的為害性の少ないと考えられる歯体移動量が増大するコーヌスグループのような挙動を示す維持装置と異なり、このクラスプグループのように食片形態によってその都度比較的支台歯を損傷しやすい傾斜や捻転量に変化する維持装置では、義歯の設計を考える場合、非常に難しくなるのではない

であろうか。このことはすれ違い咬合のデザインを考える場合にも言える。すれ違い咬合設計の基本は残存歯領域によるセントリックストップを確立するため可及的に義歯部と支台歯の一体化を図ることが挙げられる。一体化した設計では、義歯部にのみ負荷がかかった場合と支台歯も含めて負荷が加わった場合、つまり Short 食片および Long 食片を破碎した場合も一定した支台歯の動きがあるものと考えられる。コーヌスクローネではその形態的特徴として咬合面まで被覆しているためそれ自体が食片破碎に関与し支台歯と義歯部がクラスプグループと比較して一体化した動きをし易く、すれ違い症例の設計において応用しやすい有効な維持装置であろう。

以上の各デザインの特徴をまとめた Fig. 14 のうちで、支台歯に大きなダメージを与えやすいとされている傾斜および捻転量をみると、捻転は全てのデザインで極めて小さかったものの、傾斜では作業側支台のうちコーヌスグループと比較してクラスプグループの方に大きな変位量が示されている。コーヌスクローネの良好な臨床的評価の中には当維持装置のプラークコントロールのしやすい形態的特徴など、力学的作用のみからでは言及できない要素もある。しかし従来から言われている後方牽引、傾斜に対する緩圧の必要性に対する疑問も含め、本実験結果によってもある程度納得できるものがあるように思われる。

これまでに述べてきたように、Kennedy I 級に両側性遊離端義歯を装着した場合においても歯体移動、傾斜、捻転および沈下が発現していることが判明した。義歯の設計を考える場合、従来からも試みてきたようにこれらの動きのうちで、傾斜や捻転量を如何に歯体移動や沈下に転換するかが一つの焦点になる。

Fig. 15 は各デザインにおける作業側支台の上記4変位の相関関係の中、有意差のあったもののみを表示したものである。

デザイン A においては、Pm-Vm, Tw-Inc 間に1%の危険率でそれぞれ正と負の相関があり、Pm-Inc 間に正、Tw-Vm, Tw-Pm 間に負のそれぞれ0.1%の危険率での相関がみられる。単純に考えれば捻転量を減少するためには歯体移動や沈下を増大するようにすればよいが、捻転量を減少すれば傾斜が増大することになる。捻転量は当設計ではいずれのデザインにおいても極めて小さかったためにほとんど考える必要はないように思われる。

デザイン B においては、Tw-Vm 間に危険率0.1%で負の、また Pm-Vm 間に5%、Pm-Inc 間に0.1%の危

Fig.15 Correlation of each movement on abutment teeth with Konus-type attachments and clasp-type retainers respectively.

WS: On the working side

BS: On the non-working side

Pm: Parallel movement

Inc: Inclination

Tw: Twist-like movement

Vm: Vertical movement

Table 2 Interrelation in each displacement of abutment teeth on the working side.

	A	B	K1	K2	
				5	4
Pm-Vm	(+)**	(+)*	(+)**	n	(-)**
Vm-Inc	n	n	n	(-)**	(+)**
Inc-Tw	(-)**	n	n	(+)**	n
Tw-Vm	(-)**	(-)**	(+)**	n	n
Tw-Pm	(-)**	n	(+)**	(-)**	(-)**
Pm-Inc	(+)**	(+)**	(+)*	(-)**	(-)**

Pm: Parallel movements

Inc: Inclinations

Vm: Vertical movements

Tw: Twist-like movements

(+): Positive correlation

(-): Negative correlation

n: Not significant

*: Significant ($p < 0.05$)

** : Highly significant ($p < 0.01$)

***: Most highly significant ($p < 0.001$)

険率で正の相関がみられる。本結果においても単純に考えれば沈下量を増加すれば捻転量は減少するものと思われる。

デザイン K1 においては, Pm-Inc 間に危険率 5%, Tw-Pm 間に 1%, Pm-Vm, Tw-Vm 間に 0.1% の危険率でそれぞれ正の相関があった。歯体移動量の減少を図ることにより理論的には傾斜, 捻転量も減少する。

デザイン K2 において支台歯 5 では, Tw-Inc 間に危険率 0.1% で正の相関があり, Inc-Vm 間に 1%, Tw-Pm, Pm-Inc 間および Tw-Pm 間にそれぞれ危険率 0.1% で負の相関があった。

支台歯 4 では, Inc-Vm 間で正, Pm-Vm, Tw-Pm, Pm-Inc 間で負のそれぞれ 0.1% の危険率で相関があった。歯体移動量を増大することにより, 傾斜や捻転は減少することになる。

しかしながら当実験結果はあくまでもシミュレーションモデル上から得られたものであり, 生体上での実験から得られたものではないため, 当然, 各種デザインの良否の推測できる範囲には限界がある。最も大きな問題点は歯根膜や歯槽骨の生理的許容範囲の問題である。当研究における良否の判定には各デザインの相対的な変位量を基に支台歯周囲組織の解剖学的な特徴から判定しているが, Lindhe (1986)⁶⁹⁾ も述べているように, その変位量が生理的範囲内のものであり, 支台歯が歯周疾患に罹患していない場合は, 例えその力が支台歯に最も為害性が強いとされる jigging force であったとしても歯周組織に及ぼす影響はほとんどないとされている点などである。つまり相対的に大きな変位量を伴うからといって必ずしも支台歯に対して大きな為害性を発現するとは断言出来ないが, その危険性は大きいとは言える。また本研究を含めわれわれの一連の実験によってはじめて従来から言われている咬合加重下における支台歯の後方牽引, 傾斜の中の大部分が歯体移動量であり, 遊離端症例における緩圧性必要論に対する問題提起が可能になったことなどシミュレーションモデル実験にはそれなりに十分, 意義があるように思われる。

結 論

第 1, 2 大臼歯欠損の Kennedy I 級症例において, Akers clasp, Back action clasp, 単独コーヌスクロネ, 連結コーヌスクロネによる義歯を設計した場合の支台歯の挙動を観察し, 歯根膜の解剖学的特徴を判定基準として相対的にそれぞれのデザインの良否を検討した。またその挙動は上下歯列間に 2 形態の試験食片

(Short 食片, Long 食片) を介在, 破碎した際の支台歯の動きを変位センサにより三次元的に計測し, t 検定により有意差の分析を行った。

シミュレーションモデルによって得られた本実験結果は以下の通りである。

両側遊離端症例の本実験においても支台歯に観察された動きは, 歯体移動, 傾斜, 捻転, 沈下の 4 種類であった。

1. 歯体移動:

頬舌的にはほとんど変位することなく, クラスプグループでは遠心へ, コーヌスクロネグループでは近心への大きな変位を示した。

2. 傾斜

a) 前記, 歯体移動の場合と違って, 近遠心的変位よりも頬舌的変位が主体に起こり, わずかに遠心へ偏向した状態で舌側方向へ傾斜した。

b) 傾斜量は非作業側支台ではほとんど差異は認められなかったが, 作業側支台 5 ではクラスプグループの方がコーヌスクロネグループよりも大きく, また K2 の支台歯 5 よりも 4 の傾斜量が大きくなる傾向があった。

3. 捻転:

いずれのデザインにおいても捻転量は極めて小さかったが, クラスプ B の作業側支台と K1 の非作業側支台にわずかに認識できる程度の捻転量が観察された。

4. 沈下

a) 垂直的変位では, 作業側支台, 非作業側支台ともに挙上は認められず, 両側とも沈下を示した。

b) 各デザイン間における沈下量差は非常に小さかったが, 最大加重時の作業側支台 5 では K2, クラスプ B, A, K1 の順にわずかながら大きな沈下が観察された。

c) 全体的に非作業側支台の沈下量は作業側支台のその約 1/3 から 1/2 であった。

5. 各デザインの特徴:

最大荷重, 7 kg 加重時において, 作業側支台の中, 傾斜が最も大きかったデザインは B, 次いで A とクラスプグループで, K1, K2 のコーヌスクロネグループよりも大きな変位量を示した。

以上のように, これまでにしばしば論じられてきた咬合荷重下における支台歯の遠心傾斜の危険性は極めて軽微であった。したがって, 通常の床下粘膜の緩圧縮性ならびに顎堤形態を有する症例では, 緩圧性維持装置使用の必要性はほとんどないものとする。

本稿を終わるに当たり、終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜りました恩師守川雅男教授に対し深甚なる謝意を捧げます。

また種々ご協力を頂いた韓棟偉先生をはじめ歯科補綴学第1講座、教室員諸兄にも心より感謝致します。

文 献

- 1) 五十嵐順正, 藍 稔: 非接触微小変位センサーによる歯の動態観察, 第1報, 装置の概要と測定方法. 補綴誌 24: 457-469, 1980.
- 2) 五十嵐順正, 藍 稔, 斉藤良一: 非接触微小変位センサーによる歯の動態観察, 第2報, 種々の観察例. 補綴誌 25: 295-303, 1981.
- 3) 五十嵐順正, 藍 稔, 斉藤良一: 非接触微小変位センサーによる歯の動態観察, 第3報, 荷重方向と歯の変位. 補綴誌 25: 365-367, 1981.
- 4) 五十嵐順正, 藍 稔: 支台歯に強く支持をもとめた遊離端義歯, 第1報, 支台歯の負荷の状態について. 補綴誌 26: 1014-1020, 1982.
- 5) 五十嵐順正, 藍 稔: 支台歯に強く支持をもとめた遊離端義歯, 第2報, 遊離端床部の長さ, 面積と支台歯の負荷の関係について. 補綴誌 27: 244-249, 1983.
- 6) 五十嵐順正: 支台歯に強く支持をもとめた遊離端義歯, 第3報, 義歯装着後の経過観察. 補綴誌 28: 1134-1146, 1984.
- 7) 竹屋克昭: コーヌスクローネ支台歯の挙動に関する3次元解析—遊離端義歯のデザインの相違による影響—. 九州歯会誌 48: 95-117, 1994.
- 8) 千草隆治: コーヌスクローネ支台歯の挙動に関する基礎的研究—支台歯の咬合力負担形態の違いによる影響—. 九州歯会誌 48: 531-553, 1994.
- 9) 栗林 稔: コーヌスクローネ支台の挙動からみた最後臼歯排列の影響. 九州歯会誌 48: 616-636, 1994.
- 10) 高尾敏一: 少数歯欠損片側遊離端症例におけるコーヌスクローネ次第の挙動に関する基礎的研究. 九州歯会誌 50: 833-852, 1996.
- 11) 守川雅男: 遊離端義歯の最後臼歯に加わる力が各維持歯におよぼす影響に関する基礎的研究. 九州歯会誌 27: 705-719, 1974.
- 12) Morikawa, M., Sato, M., Kido, H., Toyoda, S. and Kozono, Y.: Analysis of abutment tooth movement utilizing mandibular kinesiograph (MKG) Part 1. Characteristic aspects and correction of MKG records. Dent. Mater. J. 7: 188-196, 1988.
- 13) Morikawa, M., Masumi, S., Kido, H., Toyoda, S. and Kozono, Y.: Analysis of abutment tooth movement utilizing mandibular kinesiograph (MKG) Part 2. Effects of clasp design in unilateral free-end denture. Dent. Mater. J. 8: 56-64, 1989.
- 14) 森山茂美: パーシャルデンチャー・デザインが鉤歯の挙動におよぼす影響. 九州歯会誌 43: 853-875, 1989.
- 15) 守川雅男, 森山茂美, 豊田静夫: MKGによる鉤歯の挙動分析. Dental Diamond 11: 118-120, 1990.
- 16) 守川雅男, 有田正博, 多々隈 博, 豊田静夫: パーシャルデンチャー・デザインと維持歯の挙動 第1報 Kennedy II 級1類の中間欠損側近心鉤歯について. 補綴誌 35: 81-88, 1991.
- 17) 占閑 望: 片側遊離端義歯におけるクラスプのデザインが支台歯の挙動に及ぼす影響. 九州歯会誌 50: 532-548, 1996.
- 18) 田中克典: 根面板のデザインの違いが側方力発現におよぼす影響. 九州歯会誌 49: 461-488, 1995.
- 19) 韓 棟偉: パーシャルデンチャー維持装置の違いによる支台歯の挙動に関する実験的研究. 九州歯会誌 50: 757-778, 1996.
- 20) 城下 功: 両側性遊離端症例において維持装置のデザインの違いが支台歯の挙動に及ぼす影響—単独腕鉤による作業側・非作業側支台の比較—. 51: 114-132, 1992.
- 21) Skinner, C. N.: A classification of removable partial dentures based upon the principles of anatomy and physiology. J. Prosthet. Dent. 9: 240-246, 1959.
- 22) Korber, K.: Konuskronen das rationelle Teleskopsystem Einführung in klinik und Technik. Huthig, Heidelberg, 1988, 38-39.
- 23) 守川雅男: パーシャルデンチャーその考え方と臨床. クインテッセンス, 東京, 1995, 227-235.
- 24) Frechette, A. R.: The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. J. Prosthet. Dent. 16: 195-212, 1956.
- 25) Kaires, A. K.: Effect of partial denture design on bilateral force distribution. J. Prosthet. Dent. 6: 373-385, 1956.
- 26) Kaires, A. K.: Effect of partial denture design on unilateral force distribution. J. Prosthet. Dent. 6: 526-533, 1956.
- 27) Kaires, A. K.: Partial denture design and its relation to force distribution and masticatory performance. J. Prosthet. Dent. 6: 672-683, 1956.
- 28) Cecconi, B. T., Asgar, K. and Dootz, E.: The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. J. Prosthet. Dent. 25: 44-55, 1971.
- 29) Kaires, A. K.: A study of partial denture design and masticatory pressures in a mandibular bilateral-distal extension case. J. Prosthet. Dent. 8: 340-350, 1958.
- 30) Brietner, C.: Alteration of occlusion relations induced by experimental procedures, Amer. J. Orthodont. 29: 277, 1943.
- 31) Blatterfein, L.: Anterior rests in partial denture design. Dent. Soc. J. 31: 337-338, 1945.
- 32) Schuyler, C. H.: An analysis of the use and relative value of the precision attachment and the clasp in partial denture planning. J. Prosthet. Dent. 3: 711-714, 1953.
- 33) Kelly, E. K.: The physiologic approach to partial

- denture design. *J. Prosthet. Dent.* 3: 699-710, 1953.
- 34) Beyron, H.: Characteristics of functionally optimal occlusion and principles of occlusal rehabilitation. *J. Am. Dent. Assoc.* 48: 648-656, 1954.
 - 35) Mackinnon, K. P.: Indirect retention in partial denture construction. *Aust. Dent. J.* 27: 221-225, 1955.
 - 36) Fenner, W., Gerber, A. and Muhlemann, H. R.: Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. *J. Prosthet. Dent.* 6: 520-525, 1956.
 - 37) Metty, A. C. and Arbor, A.: Obtaining efficient soft tissue support for the partial denture base. *J. Am. Dent. Assoc.* 56: 679-688, 1958.
 - 38) Amsterdam, M. and Fox, L.: Provisional splinting—Principles and technics, *Dent Clin. N. Amer.* March: 73-99, 1959.
 - 39) Picton, D. C. A.: Tilting movements of teeth during biting. *Arch. Oral Biol.* 7: 151-159, 1962.
 - 40) Sheppard, I. M.: Denture base dislodgement during mastication. *J. Prosthet. Dent.* 13: 462-468, 1963.
 - 41) Smith, D. E., Kydd, W. L., Wykhuis, W. A. and Phillips, L. A.: The mobility of artificial dentures during comminution. *J. Prosthet. Dent.* 13: 839-856, 1963.
 - 42) Kydd, W. L., Dutton, D. A. and Smith, D. W.: Lateral forces exerted on abutment teeth by partial dentures. *J. Am. Dent. Assoc.* 68: 859-863, 1964.
 - 43) Avant, W. E.: Indirect retention in partial denture design. *J. Prosthet. Dent.* 16: 1103-1110, 1966.
 - 44) Fagen, G. M.: Support for the free-end saddle partial denture. *Dent. Stud. Mag.* 47: 316-317, 1969.
 - 45) Shohet, H.: Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J. Prosthet. Dent.* 21: 267-282, 1969.
 - 46) Christiansen, R. L.: Centers of rotation within the periodontal space. *Amer. J. Orthodontics* 55: 353-369, 1969.
 - 47) Briede, C., Kloezi, A. und Koerber, E.: Untersuchungen zur Prothesendynamik an totalen und partiellen Prothesen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 25: 793-800, 1970.
 - 48) Jude, H. D.: Untersuchungen über die Prothesenmechanik von partiellen *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 25: 821-825, 1970.
 - 49) Matsumoto, M. and Goto, T.: Lateral force distribution in partial denture design. *J. Dent. Res.* 49: 359-364, 1970.
 - 50) Matsumoto, M. and Goto, T.: An experimental investigation in design and force distribution with unilateral mandibular distal extension removable partial dentures. *Bull. Tokyo Med. Dent. Univ.* 17: 113-121, 1970.
 - 51) Henderson, D., Blevins, W. R., Wesley, R. C. and Seward, T.: The cantilever type of posterior fixed partial dentures: A laboratory study. *J. Prosthet. Dent.* 24: 47-67, 1970.
 - 52) Matsumoto, M. and Goto, T.: Evaluation of the occlusal table pattern in removable partial denture with unilateral distal extension saddle. *Bull. Tokyo Med. Dent. Univ.* 18: 339-351, 1971.
 - 53) Clayton, J. A. and Jaslow, C.: A measurement of clasp forces on teeth. *J. Prosthet. Dent.* 25: 21-43, 1971.
 - 54) Cecconi, B. T., Asgar, K. and Dootz, E.: Clasp assembly modifications and the effect on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.* 27: 160-167, 1972.
 - 55) 長久保文夫: 局部義歯の設計が支台歯周組織の咬合圧分担状態におよぼす影響に関する三次元的 Simulator による実験的研究. *歯科学報* 72: 56-89, 1972.
 - 56) Christidou, L., Osborne, J. and Chamberlain, J. B.: The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. *Brit. Dent. J.* 135: 9-18, 1973.
 - 57) Nally, J. N.: Methods of handling abutment teeth in Class I partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 30: 561-566, 1973.
 - 58) Fisher, R. L. and Jaslow, C.: The efficiency of an indirect retainer. *J. Prosthet. Dent.* 34: 24-30, 1975.
 - 59) Thompson, W. D., Kratochvil, F. J. and Caputo, A. A.: Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 38: 261-273, 1977.
 - 60) Maxfield, J. B., Nicholls, J. I. and Smith, D. E.: The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 41: 134-142, 1979.
 - 61) 安達 康: 遊離端義歯における咬合と設計の条件が義歯床の安定性に及ぼす影響に関する実験的研究. *歯科学報* 82: 1109-1158, 1982.
 - 62) Firtell, D. N., Grisious, R. J. and Muncheryan, A. M.: Reaction of the anterior abutment of a Kennedy Class II removable partial denture to various clasp arm designs: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* 53: 77-82, 1985.
 - 63) Browning, J. D., Meadors, L. W. and Eick, J. D.: Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J. Prosthet. Dent.* 55: 69-74, 1986.
 - 64) Bazirgan, M. and Bates, J. F.: Preliminary study of a method of measuring removable partial denture abutment tooth movement in vitro and vivo. *J. Prosthet. Dent.* 56: 204-206, 1986.
 - 65) Browning, J. D., Jameson, W. E., Stewart, C. D., McGarrah, H. E. and Eick, J. D.: Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.* 55: 347-351, 1986.
 - 66) 法花堂治: 多数歯欠如症例における可撤性局部義歯の支台

装置の咬合力伝達特性が支台歯歯周組織の圧負担状態に及ぼす影響に関する実験的研究. 歯科学報 88: 71-117, 1988.

67) 岡崎光正: 下顎片側遊離端義歯の片側性設計における維持装置の効果に関する研究. 第2報. 補綴誌 34: 40-53, 1990.

68) 金澤 毅: 部分床義歯の床荷重時における維持歯の挙動に

ついて—鉤形態の影響—. 愛院大歯誌 30: 195-212, 1992.

69) Linde, J.: (岡本 浩監訳): 臨床歯周学 第2版. 医歯薬, 東京, 1986, 215-231.

70) Ramfjord, S., and Ash, M.: Occlusion, 1st ed. W. B. Saunders Co., Philadelphia and London, 1966, 84-92, 125.