

## 義歯床の適合と機能回復

— 口腔機能と脳機能の活性化をめざして —

細井紀雄

Fitness of dentures and improvement of functions in denture wearers

— Aim for oral and brain activation —

Toshio Hosoi, DDS, PhD

### 抄 録

無歯顎や多数歯欠損は主として可撤性義歯によって機能や審美的回復が図られるが、そのためには機能時に義歯床が床下支持組織と適合していることが必要である。咬合圧下で義歯床の適合試験を行い、負担圧が適正に配分され、十分な支持が得られているか診断する。機能時に支持組織の負担圧が均等化すると咬合力も強く発揮できる。旧義歯と新義歯あるいは使用中義歯の調整前と調整後で咀嚼筋電図から算出した咬合力と負担圧分布との関係から変化する様相を検討した。下顎骨が高度に吸収した症例に軟質裏層材の応用が有効であること、咬合力の回復が咀嚼機能の改善だけでなく、脳機能の活性化に繋がることを併せて報告する。

### キーワード

適合試験, 負担圧分布, 咀嚼筋電図, 咬合力, 脳機能

## I. はじめに

平成元年（1989年）に8020運動が提唱された。1987年の歯科疾患実態調査ではその達成者は7.0%であったが2016年（平成28年）には51.2%に達した。一方、高齢になり多数歯欠損や無歯顎になってしまった場合でも義歯装着により8020者に近い咬合力や咀嚼・嚥下機能を発揮できることが望ましい。そのためには適合良好な義歯の装着が必要である。日常臨床では、義歯床下粘膜の疼痛を訴えて来院する患者に少なからず遭遇する。この場合、直ちに義歯床の当たっている箇所を削って、リリースしがちであるが、骨隆起や骨の鋭縁がある場合を除いて、咬合接触の状態と負担圧分布の関係を検査、診断する必要がある。早期接触や咬頭干渉があればその直下の床下粘膜が過圧されるからである。そこで、われわれは義歯床の適合試験を行い、ホワイトシリコンの被膜厚さで評価する方

法を開発して、咬合接触との関係を検討した。更に咀嚼筋電図と咬合力を同時測定して床下粘膜の負担圧分布を均等化することにより、咬合力が回復して、脳機能の活性化にも繋がることを明らかにしてきた。顎堤が低くなり、顎堤粘膜が菲薄で疼痛が消退しない症例に軟質裏層材をリラインして疼痛を緩和する治療についても触れることにする。

## II. 義歯床の適合試験

尾花らは義歯のあたりを検出するために、当時広く普及してきたシリコン印象材を白色（ホワイトシリコン）にしてその被膜厚さを観察することにより、義歯床のあたり（過圧部位）を診るだけでなく、咬合力の床下粘膜への配分と負担圧分布を診断する方法を開発した。これをホワイトシリコンによる適合試験法と名付けた<sup>1,2)</sup>。ホワイトシリコンは操作性に優れ、温度、湿度による影響を受けにくく、流動性が良

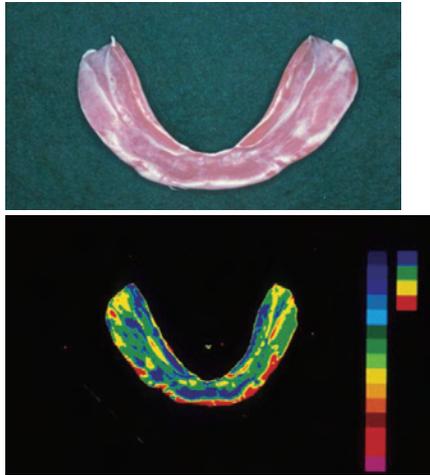


図1 下顎全部床義歯のホワイトシリコンによる適合試験とその画像解析

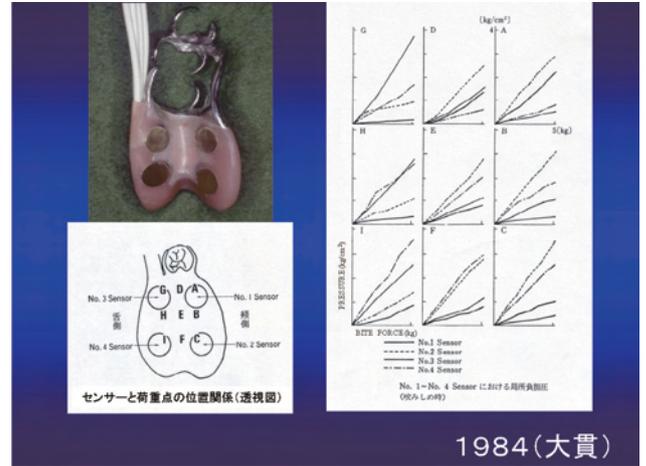


図2 部分床義歯基底面にダイアフラム型圧力センサーを設置して各荷重点における局所負担圧を測定

表1 適合性の判定基準

下顎全部床義歯の適合性の判定基準

1989(三輪, 森戸, 細井)		
カラー表示	被膜厚さ	適合性の判定
ブルー	0~30 μm(レジン床が露出しているかのように見える)	<b>過圧部位:</b> 粘膜の被圧変位量の限界を超えて過度に咬合圧が加わり、 <b>負担過重</b> になっていると考えられる。
グリーン イエロー	30~70 μm 70~130 μm(レジン床が透過して見える)	<b>適合部位:</b> 咬合圧が適切に配分され、粘膜と生理的、機能的に良好な <b>適合状態</b> にあると考えられる。
レッド	130 μm以上(レジン床が見えない)	<b>不適合部位:</b> 粘膜との間隙が大きく、咬合圧を十分に <b>負担していない</b> と考えられる。

好で数μmの厚みでも破れない特性を有している。応用するに当たり基礎的な実験を行った結果、全部床義歯の場合、ベース対キャタリストは重量比6対1、荷重量10kgf~20kgfで粘膜の薄い部分と厚い部分の差が出やすいことがわかった。また、練和開始から義歯床への盛り上げ、挿入、咬合までの時間は初期硬化が始まる50秒以内が望ましい。顎堤形態、粘膜の被圧変位量、粘膜の厚さ、咬合力の強さ・方向は人によって異なるため義歯床の適合性を診断するためにはこれらを総合的に診る必要がある。義歯床に回転変位を与えないように咬合バランスを図る必要性も示唆された。下顎全部床義歯の適合試験をホワイトシリコンの被膜厚さから観察する場合、これを視覚的に評価するばかりでなく、定量的に評価できないかを検討した。臨床的に経過良好な下顎全部床義歯でホワイトシリコンによる適合試験を行い、ブラックシリコン

で裏打ちして写真撮影してそのネガフィルムの濃淡を画像解析装置でカラー画像に変換して分布や面積を測定した(図1)。被膜厚さ30μm以下(ブルー)は過圧部位で粘膜の被圧変位量を超えて過度に咬合圧が加わり負担過重になっている、被膜厚さ30~130μm(グリーン、イエロー)は適合良好部位で咬合圧が適切に配分され、粘膜に対して生理的、機能的に良好な適合状態にある、130μm以上(レッド)は不適合部位で粘膜との間隙が大きく十分な支持が得られていない。被膜厚さ30~130μmが70%以上を占めていれば適合の良い義歯と評価できるようになった<sup>3,4)</sup>(表1)。

III. 義歯床下粘膜の負担圧分布の測定

義歯床に加わる咬合力と床下粘膜が受ける圧力を定量的に測定するために、ダイアフラム型圧力センサーを用いて基礎的研究を行い、局所負担圧測定装置を開発した<sup>5)</sup>。これを踏まえて大貫はデジタル処理システムを構築して76|欠損の遊離端義歯基底面に4個の圧力センサーを設置し、咬合床上に荷重点を9箇所設置して生体で局所負担圧分布の測定を行った。その結果、荷重点が頬舌的、近遠心的に中央にある時、局所負担圧分布の均一化が得られた。また、近心の床基底面では負担圧が減少し、遠心床基底面では負担圧が増加する傾向を示した(図2)<sup>6)</sup>。次に、下顎全部床義歯で咬合力の作用点の位置と局所負担圧分布との関係を解明するために顎堤吸収が高度な群と軽度な群のシミュレーション模型を製作して義歯床基底面に4個の圧力センサーを取り付け、咬合平面と平行な金属板上に56個の荷重点を設けて負担圧共感範囲を測定した。その結果、顎堤吸収が軽度な群では負担圧共感範

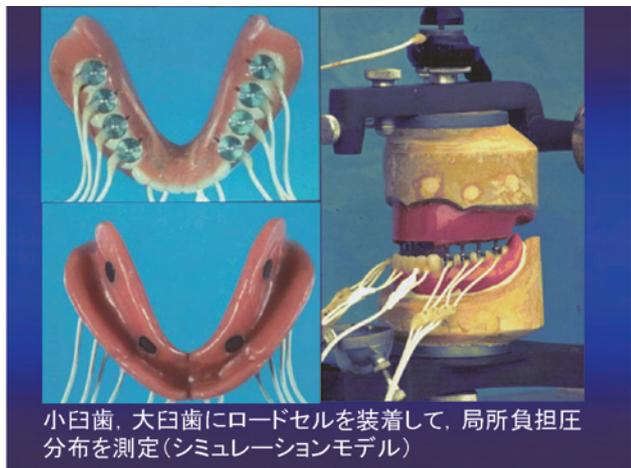


図3 咬合力と負担圧の測定

囲が広く、高度な群では狭く、作用点の位置によっては義歯の離脱が生じた。咬合力の作用点の合力が正中線と下顎左右側第一大臼歯近心辺縁隆線を結ぶ線との交点にある時、床下粘膜の局所負担圧分布の均一化が得られた<sup>7)</sup>。更に、人工歯排列した上下顎全部床義歯を咬合器に装着して下顎全部床義歯基底面に7個の圧力センサーを取り付け、上下顎臼歯を可撤式にし、選択削合して早期接触から咬合平衡に至るまでの咬合調整と負担圧分布の関係を検討した。早期接触直下で負担過重が認められ、早期接触の除去により床下粘膜の負担圧は適正に配分された<sup>8)</sup>。西村は咬合接触と負担圧分布の関係を定量的に検索するために下顎全部床義歯の臼歯部咬合面に各1個、計8個のロードセルを設置し、床基底面に7個の圧力センサーを設置した実験義歯を作製して擬似粘膜の厚さ1 mm, 2 mm, 3 mmの3種のシミュレーション模型上で検討した。これまでの研究結果と同様、咬合力の合力が義歯の正中線と下顎左右側第一大臼歯近心辺縁隆線を結ぶ線との交点付近にある時局所負担圧分布の均一化が得られた<sup>9)</sup>(図3, 4)。咬合接触を第一大臼歯中心に前後的、左右的にバランスよく付与することが大切である。また、顎粘膜が薄いほど局所負担圧はばらつき、厚い顎粘膜では均一化する傾向にあった。臨床において新義歯装着時に咬合調整せずに適合試験を行うとホワイトシリコンの被膜厚さは不均等状態を示すが、咬合調整を進めて咬合のバランスが取れた時に適合試験を行うと被膜厚さは薄く均等化して良好な適合状態になる(図5)。鈴木は「4567欠損を想定した部分床義歯において支台装置と義歯構造の相違が歯根膜と顎堤粘膜の負担圧配分に及ぼす影響についてダイヤフラム型微小圧力センサーを擬似歯根膜と擬似粘膜に設置してシ

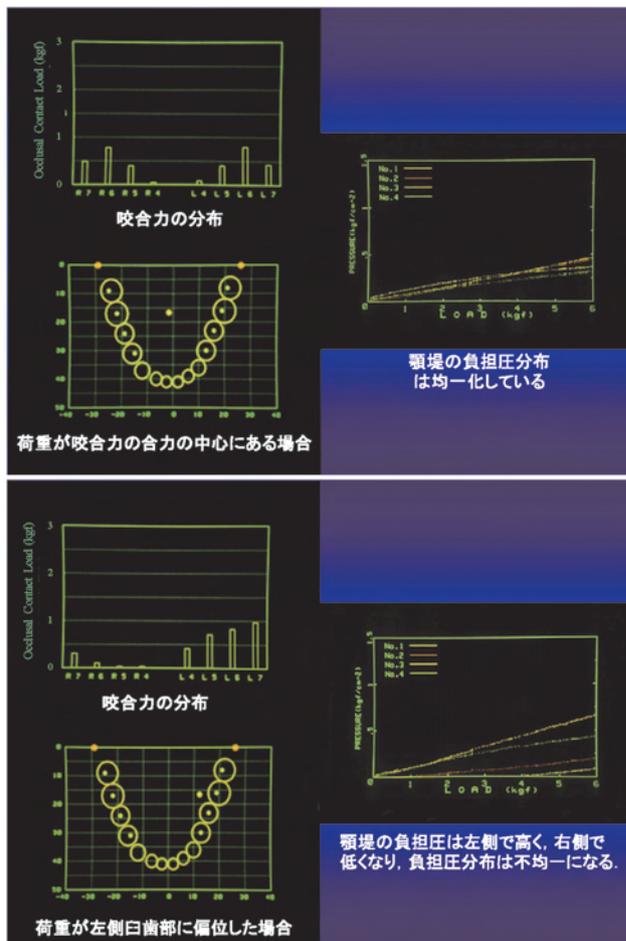


図4 咬合力の合力と局所負担圧分布との関係

ミュレーション模型上で検討した。その結果、二重構造義歯は粘膜負担が減少し、支台歯長軸方向への負担が増加した。顎堤部の負担圧はRPIクラスプが大きかった。支台歯を遠心方向に回転傾斜させる負担圧はエーカークラスプが大きくなる傾向を示した。義歯の変位量および支台装置連結部のひずみは二重構造義歯が最小であった<sup>10)</sup>。

#### IV. 咬合力を筋電図積分値から算出

咬合力は一般に咬合力計や感圧シートで計測されるが、全部床義歯装着者の場合、咬合力計などを上下の人工歯間に介在させると義歯の移動や転覆が生じやすい。また機能時の咬合力を測定する場合、咬合力計による測定は難しい。岡島は人工歯間に何も介在させずに咬みしめ時やタッピング時の動的咬合力を測定するために、正常有歯顎者を被験者に咀嚼筋筋電図から算出する方法を開発した。左右側の咬筋と側頭筋の4筋の表面電極から筋電図を、口腔内に装着したロードセ



図5 咬合調整前(上)と調整後(下)の咬合接触状態とホワイトシリコーン被膜厚さとの関係

ルから咬合力を同時測定した結果、等尺性収縮時の咀嚼筋筋電図積分値と咬合力の実測値は極めて高い相関を示した。このことから筋電図のみの測定から咬合力を動的に算出することが可能となった(図6)<sup>11)</sup>。噛みしめ速度が筋電図積分値から算出した咬合力値に及ぼす影響を検討した結果、ゆっくりした噛みしめでは実測値と相関が高く、早い噛みしめではわずかに低くなった<sup>12)</sup>。これを全部床義歯装着者に応用し、一定の咬合高径で左右側咬筋、側頭筋の筋電図とロードセルによる咬合力を同時記録した。有歯顎者同様咬合力値と筋電図積分値は直線回帰することが明らかになり、一度ロードセルによる咬合力を測定しておけば同一被験者であれば次回は筋電図の測定のみで動的咬合力の測定は可能になった。更に咬合高径プラス2mmの範囲では咬合力値への影響が少なく、全部床義歯装着者の咀嚼筋筋電図と咀嚼筋の左右差、測定日の差はほとんど影響がないことがわかった<sup>13,14)</sup>。

梶尾は経過良好な10名の全部床義歯装着者を対象

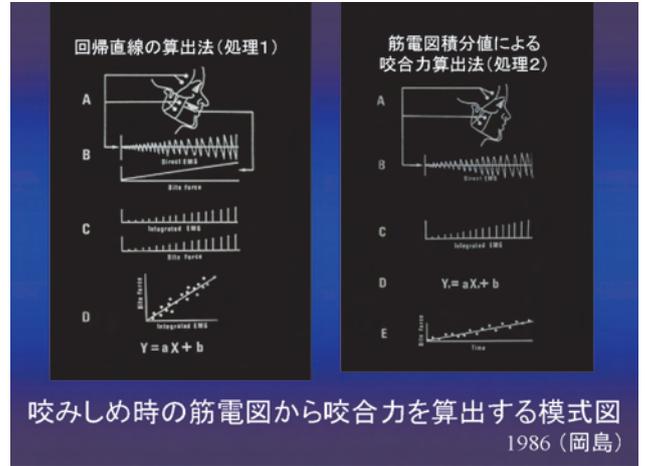


図6 筋電図と咬合力の同時測定(左)筋電図のみから咬合力を算出(右)

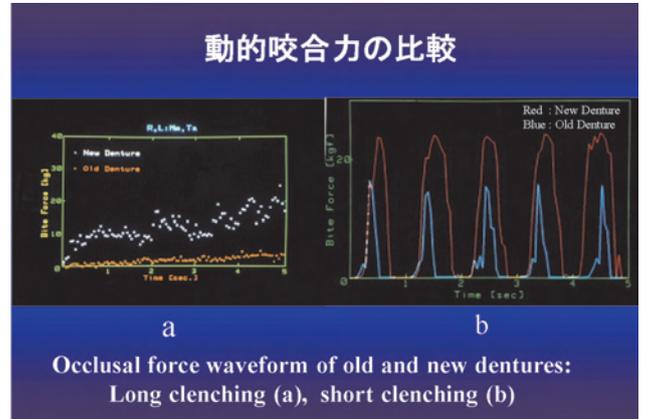


図7 全部床義歯装着者の旧義歯と新義歯の咬合力の比較 咬みしめ時(左)とタッピング時(右)力積値

に5秒間に5回の噛みしめと咀嚼運動に近い5秒間に8回の噛みしめ条件で咀嚼筋活動電位と咬合力を同時測定した結果、曲線回帰式を適合することにより実測値に近い咬合力を推定することが可能となった<sup>15)</sup>。また、咬合力値だけでは必ずしも義歯機能を正確に評価できないと考え、咬合力に時間的要素を加えて、発揮された力量、即ち咬合力波形の積分値(力積値)で評価することも検討した。筋電図から算出した力積値について全部床義歯患者10名の旧義歯と新義歯を比較した。その結果、新義歯は旧義歯に比べ力積値が大となりピーナッツの咀嚼効率の向上と相関した。これにより筋電図積分値(力積値)による義歯機能評価の有用性が示された(図7)<sup>16)</sup>。次に、全部床義歯装着者10名に、1回/1秒のタッピング運動を行わせ、咀嚼筋筋電図、咬合力および下顎運動を同時記録した。咬合相筋活動量と咬合力との散布図から筋活動量増加時の散布図にパワー曲線を筋活動量減少時のデータに二次曲線を回帰させたところ、従来の回帰曲線のみ

咬合力算出法よりも実測値に対する誤差は小さくなった<sup>17)</sup>。西山は三次元咬合力測定装置を開発して咀嚼筋活動の関係を検討し、咬合力の作用方向はかみしめ速度に影響することを明らかにした<sup>18)</sup>。

## V. 粘膜調整、軟質裏装材による義歯機能の回復

軟質裏装材の有効性を検討するため、米山は平板模型で3種類の厚さの異なる顎粘膜模型の粘膜面にダイアフラム型圧力センサーを設置し、加圧子基底面には3種類の軟質裏装材を貼付して実験を行った。粘性要素が強い軟質裏装材の方が負担圧の集中が生じにくいことがわかった<sup>19)</sup>。阿部らは義歯床下粘膜の疼痛を定量的に測定するために顎堤粘膜疼痛閾値計を開発した。本装置は微小圧力センサーを測定ヘッドに組み込み、これを顎堤粘膜に押し当てて圧感覚が痛みに変わった時アラームボタンを押し、その時の疼痛閾値を測定する。その結果、疼痛閾値は個人差、部位による差が大きいこと、3回の測定の平均値が良いことがわかり、局所的な義歯のあたりだけでなく床下粘膜全体ならびに周囲粘膜の疼痛診断にも有効であった<sup>20)</sup>。鈴木は被圧変位量測定装置を試作して義歯を外した場合と粘膜調整材を使用した場合の粘膜の回復について検討した。その結果、粘膜調整材の使用により、顎堤粘膜の被圧変位量が均一化することが確認されたことから粘膜調整は有効な治療法であることが認められた<sup>21)</sup>。咬合圧に対して緩圧効果を有し、口腔粘膜と同程度の粘弾性的性質を有すること、負担圧分布の適正配分の観点からアクリル系軟質裏層材が適していることを報告した<sup>22)</sup>。咀嚼機能への影響については高度に吸収した顎堤では軟質裏装材の使用により、最大咬合力と咀嚼能力は有意に増加し、咀嚼回数、咀嚼時間は有意に減少した。疼痛閾値の低い患者ではアクリル系軟質裏層材の使用により義歯機能が向上して高い満足度が得られたが、疼痛閾値の高い患者では軟質裏層材の影響は認められなかった。顎堤の高低、顎堤粘膜の厚径、疼痛閾値、満足度、理工学的性質が軟質裏層材の選択基準になることが示された。

## VI. 脳機能の活性化

Haraらは頭皮上から導出した $\alpha$ 波のシナプス・ニューロン機能の劣化を推定するDiagnosis Method of Neuronal Dysfunction (DIMENSION)を開発した<sup>23)</sup>。MushaらはDIMENSIONによりアルツハイマー型認知症と健常者を区別できると報告した<sup>24)</sup>。

DIMENSIONはアルツハイマーなどの認知症の検査に用いるSPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)やPET(Positron Emission Tomography)の技術と比較し、放射線被曝が無く非侵襲的である。また、神経の皮質活動を直接計測し評価するため高感度であり、計測操作に高度な専門技術を必要としないなどの特徴がある。菊池は脳波測定装置を歯科補綴分野に応用し、健常者に正常な口蓋床と不快な口蓋床(切歯乳頭部に突起を付与)を装着してEmotion Spectrum Analysis Method(ESA感性スペクトル解析法)を用いて頭皮に取り付けた表面電極から脳波を導出した。その結果、不快な咬合床ではストレス、悲しみが増加し、喜び、リラクセスが減少することが認められた<sup>25)</sup>。諸熊は疼痛と維持不良を訴えて来院した18名の全部床義歯患者にデンタルプレスケールオクルーザーFPD-705(ジーシー、東京)およびデンタルプレスケール50Hワックス無し(ジーシー、東京)を用いて、全部床義歯治療前後の最大咬合力・咬合接触面積の測定を行い評価した。義歯治療の内訳は義歯調整11名、粘膜調整4名、リライン3名であった。義歯治療により咬合接触面積は18名全員が有意に増加し、最大咬合力は17名が有意に増加した。併せて、義歯治療前と治療後に脳波を測定し、脳機能の活性化を評価することにより、義歯治療が高次脳機能に及ぼす影響を検討した。脳波の測定は、脳機能研究所(Brain Functions Laboratory, Inc. 川崎)にて開発されたESA-Proおよびペーストレス電極ヘルメットを用いて、義歯調整、粘膜調整、リラインの義歯治療前後に行った(図8)。データは脳機能研究所へ転送してDIMENSION解析を行った。DIMENSIONは、 $\alpha$ 波を測定し、頭皮上の電位は高い方から低い方に滑らかに分布するため電位分布が滑らかな理想的な状態を $D\alpha=1$ と定義している。脳機能が低下するにつれて、 $D\alpha$ の値も低下する。本研究では $D\alpha=0.952$ 以上を正常域とした。 $D\alpha=0.952$ 未満は、準標準域および、危険域とし評価した。義歯調整を行った11名のうち8名に、粘膜調整を行った4名のうち3名に、リラインを行った3名のうち3名に、それぞれ脳機能の活性化が認められた。義歯調整、粘膜調整、リラインを合わせたすべての被験者では、18名中14名に脳機能の活性化が認められた(図9)。義歯治療前に準正常・危険域を示した12名全ての被験者に脳機能の活性化が認められた。うち6名は準正常・危険域から正常域へ移行した。脳機能劣化のリスクを多く抱える高齢全部床義歯装着者に対する義歯治療は、咬合を改善すると同時に、脳機能を活性化させることが認められ、義歯



図8 脳波測定装置と測定風景

治療の重要性が示された<sup>26)</sup>。不適切な義歯により咬合力が低下した状態は、咀嚼筋からの運動情報の減弱および咀嚼運動を制御する $\alpha$ - $\gamma$ 連関機構の破綻が生じるため脳機能の低下を引き起こしていたと推測される。全部床義歯装着者に対する義歯治療は、単時間で咀嚼機能を向上させるだけでなく、三叉神経への感覚情報が回復し、脳機能が活性化したと考えられる。渋谷はEichner分類Bの部分歯列欠損で使用義歯の状態が良好な20名を対象に部分床義歯装着、非装着が脳機能に及ぼす影響と咬合接触面積、咬合力、VASによる咀嚼感と満足感についてそれぞれ評価した。シールドルームで3分間の安静を指示し、脳波の安定を確認した後、ガム咀嚼を1分間行い、咀嚼直後に安静時脳波を3分間測定した。測定データをDIMENSIONにより解析した結果、部分床義歯を装着することにより、脳機能は活性化し、脳機能と咬合接触面積、脳機能と咬合力に正の相関が認められた<sup>27)</sup>。

## VII. おわりに

咬合調整が先か？義歯床粘膜面の調整が先か？は日常臨床で常に遭遇する問題である。

咬合調整して早期接触や咬頭干渉を除去して咬合のバランスを回復することにより義歯床下粘膜の負担圧分布が均等化して負担過重による疼痛を除去することができる。あらためて義歯床の適合試験の意義を強調したいと思う。義歯機能の回復について、疼痛が生じやすい下顎全部床義歯を中心に負担圧分布の適正配分の観点から述べてきたが、咀嚼機能の回復だけでなく、脳機能の活性化にも関連することが認められた<sup>28)</sup>。適合の優れた義歯の装着により患者本来の咬合力が発揮

## 全部床義歯治療前後の脳機能の比較

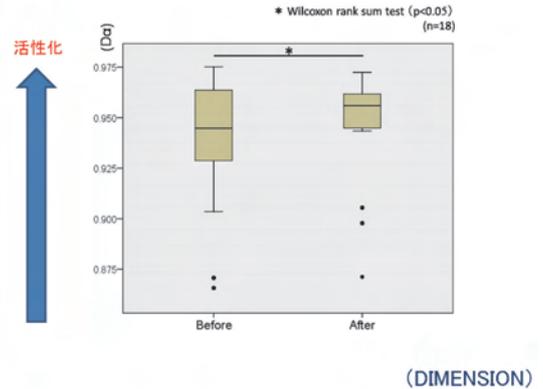


図9 義歯治療前（左）と義歯治療後（右）の脳機能の変化

されて強く咬むことができるようになり、口腔機能低下症の予防、全身の健康やQOL向上などに寄与することが示唆された。今後も補綴学の立場からこの方面の研究が推進されることを期待したい<sup>29)</sup>。

## 利益相反

開示すべき利益相反はない。

## 文献

- 1) 尾花甚一, 細井紀雄, 森戸光彦ほか. 床義歯の適合診査—基礎編—. 補綴臨床 1982; 15: 17-31.
- 2) 細井紀雄, 森戸光彦. 床義歯の適合診査—臨床編—. 全部床義歯の診査と調整. 補綴臨床 1982; 15: 113-128.
- 3) 森戸光彦. 下顎全部床義歯における義歯床の適合試験に関する研究—試験法の信頼性と義歯床の適合性について. 補綴誌 1980; 24: 59-78.
- 4) 三輪悦子, 森戸光彦, 細井紀雄. 全部床義歯の適合診査. DENTIST 1989; 162: 1-8.
- 5) 高橋宏嘉, 榎木徹也, 森戸光彦ほか. Diaphragm Pressure Sensorを応用した局所負担圧測定装置について. 補綴誌 1982; 26: 856-862.
- 6) 大貫昌理. 下顎義歯床下粘膜の局所負担圧分布に関する研究. 鶴見歯学 1986; 12: 35-67.
- 7) 作間靖信. 下顎全部床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 1988; 14: 47-110.
- 8) 沖倉喜彰. 下顎全部床義歯の咬合調整と負担圧分布に関する研究. 補綴誌 1990; 34: 1247-1259.
- 9) 西村克彦. 咬合接触と義歯床下粘膜の負担圧分布に関する基礎的研究. 鶴見歯学 1991; 17: 101-118.
- 10) 鈴木恭典, 大久保力廣ほか. 義歯の構造が負担圧配分に及ぼす影響に関する実験的検討. 補綴誌 1996; 40: 512-523.
- 11) 岡島 努. 咀嚼筋筋電図による咬合力測定に関する基礎的研究. 鶴見歯学 1986; 12: 367-390.
- 12) 平田博昭. 筋電図による咬合力測定における咬みしめ速度の影響に関する研究. 鶴見歯学 1989; 15: 211-233.
- 13) 石川佳和. 全部床義歯装着者の咀嚼筋筋電図による咬合

- 力測定に関する研究. 鶴見歯学 1990 ; 16 : 29-49.
- 14) 寒河江 孝. 全部床義歯装着者の咀嚼筋筋電図と咬合力に関する統計学的解析. 鶴見歯学 1991 ; 18 : 1-12.
  - 15) 榊尾隆一. 咀嚼筋筋電図による全部床義歯機能時の咬合力算出法. 補綴誌 1992 ; 36 : 893-907.
  - 16) 東條敏明. 咀嚼筋筋電図から算出した力積値による義歯機能の評価. 鶴見歯学 1994 ; 21 : 119-131.
  - 17) 大道英徳. 全部床義歯患者におけるタッピング運動時の筋電図学的咬合力算出法. 補綴誌 1994 ; 40 : 45-58.
  - 18) 西山雄一郎. 三次元的に測定した咬合力と咀嚼筋筋活動の関係について. 鶴見歯学 1998 ; 25 : 45-62.
  - 19) 米山喜一. 咬合力の床下支持組織への伝達に関する基礎的研究. 鶴見歯学 1990 ; 24 : 173-195.
  - 20) 阿部 實, 鈴木恭典, 細井紀雄ほか. 義歯床下粘膜の疼痛閾値に関する研究 第 1 報 試作した顎堤粘膜疼痛閾値計と臨床応用の可能性について. 鶴見歯学 1998 ; 24 : 445-454.
  - 21) 鈴木みどり. 粘膜調整による義歯床下粘膜の生理的回復と被圧変位量の経時的变化. 補綴誌 1999 ; 44 : 43-52.
  - 22) 細井紀雄, 米山喜一, 東條敏明. 義歯用軟質裏装材の応用効果. 歯医学誌 2002 ; 22 : 51-61.
  - 23) Hara J et al. Cortical atrophy in Alzheimer's disease unmasks electrically silent sulci and lowers EEG dipolarity. IEEE. Trans Biomed Eng 1999; 46: 905-910.
  - 24) Musha T et al. : A new EEG method for estimating cortical neuronal impairment that is sensitive to early stage Alzheimer's disease. Clin Neurophysiol 2002; 113: 1052-1058.
  - 25) Kikuchi S. Evaluation of the psychological effect of changes in the oral environment. Prosthodont Res Pract 2005; 4: 84-93.
  - 26) Morokuma M. Influence of the functional improvement of complete dentures on brain activity. J Jpn Prosthodont Soc 2008; 52: 194-199.
  - 27) 渋谷直志. 部分歯列欠損患者による義歯装着が脳機能に及ぼす影響. 日補綴会誌 2009 ; 1 : 148-156.
  - 28) Hosoi T, Morokuma M, Shibuya N, Yoneyama Y. Influence of denture treatment on brain function activity. Japan Dental Science Review 2011; 47: 56-66.
  - 29) Ohkubo C, Morokuma M, Yoneyama Y, Matsuda R, Lee JS. Interactions between occlusion and human brain function activities. J Oral Rehabil 2013; 40: 119-129.
- 

著者連絡先：細井 紀雄

〒164-0003 東京都中野区東中野 1-51-13-306

Tel: 03-3369-2093

E-mail: hosoi-t@tsurumi-u.ac.jp