原著論文

ポンティック基底面の接触圧に関する研究

第2報 加圧条件の違いによるポリフッ化ビニリデンフィルムの出力特性

竹内 操 吉田 展也 嶋倉 道郎
池山 丈二 根本 徹 大谷 正人

The Study on the Pressure Put by Contacting Basal Surface of Pontic Part 2 : Output Property of Polyvinylidene Fluoride Film under Conditions of Various Pressure

Misao Takeuchi, Nobuya Yoshida, Michio Shimakura
Jyoji Ikeyama, Toru Nemoto and Masahito Otani

Abstract : In case of fixed partial denture cases, how to set the contact state between the applied pontic basal surface of fixed partial denture and the alveolar mucosa is important. Various opinions are presented including slight and noncompression methods. How to confirm the contact state in the mouse depends on the doctor's experience and no established method is available. In determination of the contact pressure between the pontic basal surface and alveolar mucosa, a polyvinylidene fluoride film (PVDF) is continuously used.

In the present study, similar to Report 1, PVDF, previously bonded to pseudomucosa, was tested under various compression conditions using a pressure tool, which simulated the pontic basal surface, to analyze the amount of load in relation to the output voltage of PVDF. The results were as follows :

1. A high correlation was observed between the amount of load added and the output voltage of PVDF irrespective of the pressure condition.
2. By measuring the area surrounded by the PVDF output voltage line and zero-voltage line, it was possible to presume the amount of dynamic load applied to the pseudomucosa.

The results suggested that PVDF can be successfully applied to adjust the pontic basal surface of a fixed partial denture.

Key words : pontic, basal surface, polyvinylidene fluoride film, contact pressure

I. 緒 言

固定性ブリッジのポンティックが周囲組織に及ぼす影響については、古くから関心が寄せられ、これまでも数多くの研究報告がなされてきた^{1)~16)}。

粘膜接触型ポンティックをどのように製作すべきかに関しても研究が進められ、基底面の形態および材質につい

て、一定の見解が示されるに至っている。しかしながらポンティック基底面と歯槽堤粘膜との接触状態については、軽く圧迫するほうがよいとする考え方^{6,9)}、無圧で接触させるほうがよいとする考え方^{12,13)}などいくつかの異なる見解がある。いずれの考え方を採用するにしても、実際の口腔内で接触状態をどのようにして確認するかという点では、まだ術者の経験に頼っているのが現状で、確立された方法はない。

そこで著者らは、義歯床下粘膜の局所負担圧の測定に用いられている¹⁷⁾ポリフッ化ビニリデンフィルム（以下PVDFと略す）に着目し、これをポンティック基底面の、接触圧測定に応用できないかと考え、その可能性について

奥羽大学歯学部歯科補綴学第1講座
The First Department of Prosthodontics, Ohu University School
of Dentistry
平成9年12月1日受付

検討を行い第 1 報で報告した¹⁸⁾。

今回は、第 1 報で得たパラメータについて絞り込みを進めるとともに、そのパラメータが加圧条件が異なっても、加えた荷重と出力電圧との間で相関関係が認められるかどうかについて、さらに繰り返し荷重を加えた場合についてシミュレーションモデル上で検討を行ったので報告する。

II. 実験方法

実験は第 1 報と同様、PVDF をポンティック基底面と歯槽堤粘膜との間に介在させて接触圧を測定することを想定して行った。

実験には、アンプ・テクノロジー・ジャパン (株) より

図 1 PVDF (DT 1-028 K)

図 2 PVDF (KH-028 K)

図 3 Area S
面積 S

提供を受けた厚さ $28\mu\text{m}$ の PVDF, DT 1-028 K および KH-028 K を使用した (図 1, 2)。これを疑似粘膜上に、接着剤で張り付け、垂直方向から加圧子により荷重を加えて PVDF の出力電圧を測定した。分析は図 3 に示す電位差 0 のラインと PVDF の出力電圧の波形のラインで囲まれる部分の総面積 (以下面積 S とする) について行った。

1. 実験 1 加圧子の直径が及ぼす影響

加圧子の直径を変えて荷重を加えた場合の、PVDF の出力について分析を行った。使用した PVDF は DT 1-028 K である。

加圧子はステンレススチール製で、形態は、船底型ポンティックの基底面を想定した直径 10, 5, 3 mm の球形のもの 3 種類とした。疑似粘膜は、第 1 報と同様、2 mm の厚さのポリサルファイドラバー印象材を使用した。

図 4 にこの実験で使用した加圧装置を示す。この装置は第 1 報の際に使用したもので、加圧に圧搾空気を使用している。図 5 は同装置を用いて PVDF に荷重を加えているところである。疑似粘膜の下には、ロードセルを設置し、加えた荷重についてもモニタリングを行った。

図 4 Loading Machine (experiment NO. 1)
加圧装置 (実験 1)

図 5 PVDF applied the load (experiment NO. 1)
加圧中の PVDF (実験 1)

図 6 Loading Machine (experiment NO. 2)
加圧装置 (実験 2)

図 7 PVDF applied the load (experiment NO. 2)
加圧中の PVDF (実験 2)

2. 実験 2 繰り返し荷重を加えた場合の PVDF の出力

PVDF をポンティック基底面と歯槽堤粘膜との間に設置し、タッピングを行った場合を想定して繰り返し荷重を加え、分析を行った。使用した PVDF は KH-028 K である。第 1 報の圧搾空気を使った加圧装置では繰り返し荷重を加えることが難しいため、この実験では岡崎らの開発した¹⁹⁾奥羽大型反復衝撃試験器を改良して使用した (図 6)。また、加圧子は直径 10 mm のものを使用した (図 7)。

3. 実験 3 粘膜の厚さが及ぼす影響

疑似粘膜の厚さを変えて、繰り返し荷重を加えた場合の PVDF の出力について分析を行った。

疑似粘膜の厚さは 1, 2, 4 mm の 3 種類に設定し、荷圧装置および加圧子は実験 2 と同様のものを使用した。

III. 結 果

1. 実験 1 加圧子の直径が及ぼす影響

PVDF に荷重を加えて得られた出力電圧の波形を図 8

図 8 Output voltage wave of PVDF (experiment NO. 1)
PVDF の出力電圧波形 (実験 1)

図 9 Output of PVDF (experiment NO. 1)
PVDF の出力 (実験 1)

図 10 Output voltage wave of PVDF (experiment NO. 2)
PVDF の出力電圧波形 (実験 2)

に示す。また、荷重と面積 S との関係を図 9 に示す。

同一荷重では加圧子の直径が小さいほうが面積 S は大きくなった。また 3 種類のいずれの加圧子でも加えた荷重と面積 S は直線に近い良好な相関性を示した。

2. 実験 2 繰り返し荷重を加えた場合の PVDF の出力

タッピングを想定して繰り返し荷重を加えたときの PVDF の出力波形を図 10 に示す。また、そのときの荷重

図 11 Output of PVDF (experiment NO. 2)
PVDF の出力 (実験 2)

図 13 Output of PVDF (experiment NO. 3)
PVDF の出力 (実験 3)

図 12 Output voltage wave of PVDF (experiment NO. 3)
PVDF の出力電圧波形 (実験 3)

と面積 S との関係を図 11 に示す。面積 S はタッピング 1 回を想定した場合、タッピング 3 回を想定した場合ともに荷重との間に良好な相関性を示した。

3. 実験 3 粘膜の厚さが及ぼす影響

疑似粘膜の厚さを変えて、繰り返し荷重を加えた場合の PVDF の出力電圧の波形を図 12 に、加えた荷重と面積 S との関係を図 13 に示す。面積 S は同一荷重では疑似粘膜が厚い場合に大きな値を示した。また、疑似粘膜の厚さにかかわらず、荷重と面積 S との間には良好な相関性が認められた。

IV. 考 察

1. 本研究の意義について

ポンティック基底面と歯槽堤粘膜との接触状態をいかにすべきかについては、これまでも数多くの研究がなされてきた。その結果として、特に圧迫の程度についていくつかの異なる見解が示されている。しかしながら臨床においては、いずれの考え方を採用するにしても、設定したポンティックをどのように作製し、またブリッジを装着する際に、基底面の接触状態をどのようにして確認するかという

点が重要である。この問題に関しては、まだ術者の経験に頼っており、客観的で有効な測定方法も確立されていないのが現状である。

そこで著者らは、PVDF をポンティック基底面と歯槽堤粘膜との、接触圧測定に応用できないかと考え、その可能性について検討を行ってきた。

口腔内で接触圧を測定する場合、センサーをポンティック基底面と歯槽堤粘膜との間に介在させて直接計測する方法と、何らかの試料を採取することにより間接的に計測する方法とが考えられる。この研究は PVDF をポンティック基底面と歯槽堤粘膜との間に介在させ、直接測定することを想定している。

これが可能となれば、適切な接触圧を数値化することにより、粘膜接触型ポンティックの基底面を調整する場合に、術者の臨床経験の多少にかかわらず、その適否を容易にしかも客観的に判定できるため、臨床において非常に意義あるものと考えられる。

2. 実験方法について

1) 分析パラメータの絞り込み

第 1 報では 4 つのパラメータに荷重との間で良好な相関関係を認めることができたことを報告したが、今回の実験ではパラメータの絞り込みを行い、それについて加圧条件を変えて分析を行うこととした。第 1 報で報告したパラメータを図 14 に示す。

パラメータの絞り込みにあたっては、加圧条件が変わると PVDF の出力波形が変わることを考慮する必要がある。第 1 報で報告したパラメータのうち、 V_1 と V_2 は出力波形のピーク値を測定したものである。波形が異なった場合、このようなピークが存在しないことも考えられ、その場合は測定できないことになる。したがって、どのような波形の場合にも比較的安定的に存在するパラメータを選択することが不可欠である。第 1 報で報告したパラメータで S_1 と S_2 は、出力電圧の波形と電位差ゼロのラインとで囲まれる部分の面積である。 S_1 は最初の部分、 S_2 は最

図 14 Four parameters reported in Part 1
第1報で報告した4つのパラメータ

初と2つ目の合計である。PVDF から出力があれば必ずこのような出力電圧の波形と電位差ゼロのラインとで囲まれる部分が存在すること、第1報で報告したようにS1, S2の両者がともに最終荷重との間で良好な相関関係を得ることができることから考えて、第1報の4つのパラメータから1つのパラメータを選択するのではなく、さらに出力電圧の波形と電位差ゼロのラインとで囲まれる部分の面積についても特定の部分ではなく、単に面積の総和をパラメータ：面積Sとして分析を行うほうがより合理的であると判断した。

この面積Sが、種々の条件下でも常に荷重との間で良好な相関関係が得られれば、ポンティック基底面と歯槽堤粘膜との接触圧測定が非常に容易となるであろう。

2) PVDF を用いた測定の意味

今回は実験1~3を通じて2種類の加圧装置を使用した。これは実験1で使用した装置、すなわち第1報で使用した加圧装置が、繰り返し荷重を加えることを想定していなかったため、実験2, 3ではタッピングを想定しての繰り返し荷重を加えるために、奥羽大型反復衝撃試験器を改良して使用した。

この研究で使用しているPVDFは圧電素子である。したがって圧力センサーとして使用する場合、静的荷重に対しては反応せず、動的荷重にのみ反応するという特徴に注意しなければならない。つまり、ゆっくりと荷重を加える場合の圧力センサーとしては不向きで、荷重がある程度の勢いを持って加えられる場合に、はじめてセンサーとして

使用することが可能となるわけである。したがって、これを実際の臨床でポンティック基底面の接触圧測定に使用するとすれば、タッピングを行わせるなどの、機能的な動的荷重を加えたうえで測定することが必要になる。

実際のタッピングを想定すると、問題となるのはタッピングの周波数と咬合力である。タッピング周波数はメトロノームなどを使って規定するとしても、咬合力に関しては開口量、咬筋の筋力などが荷重速度に影響を与えるため、個人でかなり異なると考えられる。すなわち荷重を加えるパターンが個人で異なる。

今回の研究で用いた加圧装置の場合、実験1の装置はエアシリンダーで荷重を加えるのに対して、実験2, 3の装置は重りの自由落下を利用するものであり、荷重を加えるパターンは大きく異なる。

したがって、この両者で実験を行い、同一の分析パラメータと加えた荷重との間に相関関係があるとするれば、荷重を加えるパターンが異なっても、ポンティック基底面が歯槽堤粘膜に与える機能時の動的荷重はそのパラメータで表せることになるため、個人によるタッピング時の咬合力の違いは無視してかまわないと考えることができよう。

簡単にいえば同一速度でタッピングを行い、強く咬んだ場合大きな値となり、弱く咬んだ場合小さな値となり、また、同じ力で咬んだとすれば、素早く咬んだほうが値が大きくなるパラメータであれば、それが、ポンティック基底面が歯槽堤粘膜に与える動的荷重を表したといえる。

この実験はPVDFを使用して、ポンティック基底面と歯槽堤粘膜との動的な接触圧を測定するのではなく、機能時にポンティック基底面が歯槽堤粘膜に与える動的荷重量を測定しようとしたものである。

ポンティックと歯槽堤粘膜との接触圧を考える場合、その接触圧を静的なものとするか機能時の動的なものとするかについては意見が分かれるところであろう。しかしながら、静的な意味での接触圧が大きければ、機能時に加わる動的荷重量も大きくなることは十分予測できるため、PVDFで測定できる動的荷重量をポンティック基底面の接触圧を表す1つの指標として用いて良いのではないだろうか。

動的荷重量を測定することで、ポンティックと歯槽堤粘膜の接触状態を推測できるとすれば、それは臨床的に十分意義あることであろう。

なお、静的接触圧と動的荷重量との関係については、今後、ポンティック内部にダイアフラム型センサーを埋め込むなどして、分析してみる必要があると考えている。

また、実際のポンティック基底面では今回の加圧装置を使つての実験とは違った様式で歯槽堤粘膜に荷重が加わっている可能性もあり、疑似歯根膜を伴った歯列模型上で実際にブリッジを製作してさらに詳細な分析を行う必要もあると考えている。

3. 実験結果について

1) 加圧子の直径が及ぼす影響

同一荷重では加圧子の直径が小さいほうが PVDF の出力は大きくなった。この理由として、同一荷重の場合、加圧子の直径が小さいほど疑似粘膜の被圧変位量が大きくなることが考えられる。被圧変位量が大きければ PVDF の変形量も大きくなり、そのため出力が大きくなったといえよう。

また、直径の異なる 3 種類のいずれの加圧子を用いた場合でも、加えた荷重と面積 S は直線に近い良好な相関性を示した。このことは、リッジラップ型、船底型など粘膜接触型ポンティック基底面の形態の違いにかかわらず、基底面の調整を行う場合には、PVDF を用いた接触圧測定法が有効であることを裏づけるものといえよう。

2) 繰り返し荷重を加えた場合の PVDF の出力

タッピングを想定して荷重を加えた場合も、PVDF の出力と加えた荷重との間には良好な相関関係が認められた。

これは実験 1 とは異なった加圧装置を使つての結果であることから、荷重を加えるパターンが異なっても PVDF での測定が有効であることを意味している。

繰り返しタッピングを行うと PVDF の出力電圧の波は後ろの波と重なるようになる。タッピングの周波数が高いほどその傾向が強くなると考えられるが、タッピング 3 回を想定した場合のグラフにおいても、荷重と面積 S の合計との間で良好な相関関係を示していることから、単位時間あたりの出力を分析することで問題はないと思われる。

実際にタッピングを行う場合は、メトロノームなどを使用してスピードを規定して行うことが望ましいであろう。臨床においては、ある程度繰り返しタッピングを行うことで、タッピング時の咬合力およびスピードは安定してくると考えられるので、データの採取はタッピングを始めてから少し時間をおいて行うのが有効と考えられる。

任意にタッピングを行い、その時の単位時間あたりの最大値をデータとする方法も考えられるが、スピードを規定してタッピングを行う方法のほうがより合理的であると思われる。

3) 粘膜の厚さが及ぼす影響

疑似粘膜の厚さを変えて、繰り返し荷重を加えた場合、同一荷重では疑似粘膜が厚いほうが PVDF の出力は大きくなった。これは疑似粘膜が厚いほうが被圧変位量が大きくなり、PVDF を大きく変形させたためと考えられる。

また、粘膜の厚さが異なっても加えた荷重と面積 S は直線に近い良好な相関性を示した。このことは、歯槽堤粘膜の厚さにかかわらず、加えた荷重と PVDF の出力とが良好な相関性を有することを示しており、これもまた PVDF を用いた接触圧測定法の有効性を裏づけるものといえよう。

ただ臨床においては、歯槽堤粘膜の厚さには個人差があり、粘膜の厚さや弾性が違っても、ポンティック基底面の接触圧が同じでよいのかどうかという疑問が残る。この点については実際の口腔内で条件の異なる歯槽堤粘膜について実験を行い、それぞれに合った適切な接触圧というものを見出すために、詳細な検討を行う必要があろう。

4. 臨床応用へ向けての課題

今回の実験結果により、PVDF をポンティック基底面の接触圧測定に应用できる可能性はより高まったといえるが、実際の臨床応用にはまだ解決すべき問題点も多い。

口腔内で使用するためには、防水処理を施さなければならないこともそのうちの 1 つである。しかしそのため厚みが増大すれば、薄膜形態であるという PVDF の特徴を失いかねない。測定装置の小型化、ノイズ対策、操作性の検討も今後の課題である。これらを 1 つずつでも解決し臨床応用するために、さらに検討を進めていきたい。

V. 結 論

ポリフッ化ビニリデンフィルム (PVDF) をポンティック基底面と歯槽堤粘膜との接触圧測定のセンサーとして应用することを目的とし、第 1 報に引き続き、歯槽堤粘膜を想定した疑似粘膜上で PVDF に荷重を加えてその出力特性について検討を加え以下の結論を得た。

1. 加圧条件が異なっても、加えた荷重と PVDF の出力電圧との間には良好な相関関係が認められた。

2. PVDF の出力電圧の波形と電位差ゼロのラインとで囲まれる部分の面積を分析することで、ポンティック基底面から歯槽堤粘膜に加わる動的荷重量を求め得ることが判明した。

以上のことより、臨床において粘膜接触型ポンティックの基底面を調整する場合に PVDF を応用できる可能性が示唆された。

稿を終えるにあたり、実験に使用する PVDF を提供して下さいましたアンブ・テクノロジー・ジャパン (株) 大島隆一氏、測定用機器に便宜を図っていただきました構造計測 (株) 久下和敬氏、分析プログラムの開発に協力していただきました福島県ハイテクプラザ 遠藤勝彦氏に感謝いたします。

本研究の一部は、第 92 回日本補綴歯科学会学術大会 (平成 6 年 11 月 3, 4 日, 鹿児島) および第 97 回日本補綴歯科学会学術大会 (平成 9 年 5 月 30, 31 日, 長崎) において発表した。

文 献

- 1) 田端恒夫. 橋義歯グミーが歯肉に及ぼす影響 第 1 報 剝離細胞学的観察. 口病誌 29: 148-163, 1962.

- 2) 田端恒夫. 橋義歯グミーが歯肉に及ぼす影響 第2報 臨床的観察. 口病誌 29: 375-397, 1962.
- 3) Stein RS. Pontic-residual ridge relationship: A research report. J Prosth Dent 16: 251-285, 1966.
- 4) Henry PJ, Johnston JF, Mitchell DF. Tissue changes beneath fixed partial dentures. J Prosth Dent 16: 937-947, 1966.
- 5) Cavazos E. Tissue response to fixed partial denture pontics. J Prosth Dent 20: 143-153, 1968.
- 6) 丸山剛郎. 架工義歯グミーの接触状態による影響に関する実験的研究. 補綴誌 12: 37-52, 1968.
- 7) 中村文彬. 面接触橋体が粘膜に及ぼす障害について. 補綴誌 12: 126-145, 1968.
- 8) 権田悦通. 固定性架工義歯の基底面に関する研究 第1編 撤去された架工義歯についての観察. 歯科医学 28: 118-130, 1970.
- 9) 嶋倉道郎. 橋義歯ポンティック基底面に付着するプラークの観察—プラークの性状と粘膜におよぼす影響—. 補綴誌 20: 465-481, 1976.
- 10) 石橋寛二. 歯槽堤粘膜の炎症性変化—橋義歯ポンティックの材料および形態との関連—. 岩医大誌 4: 147-154, 1979.
- 11) 戸代原孝義. 橋義歯グミーと粘膜との接触状態について. 鶴見歯学 8: 55-85, 1982.
- 12) 大友孝恒. 固定性架工義歯ポンティック基底面が歯槽堤粘膜におよぼす影響に関する実験的研究. 神奈川歯学 20: 332-335, 1985.
- 13) 清野和夫, 佐瀬達夫, 伊藤邦彦ほか. 橋義歯ポンティック下粘膜の組織反応—ポンティック基底面の接触条件の違いによる影響. 補綴誌 29: 1150-1155, 1985.
- 14) Benson BW, Bomberg TJ, Hatch RA et al. Tissue displacement methods in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 55: 175-181, 1986.
- 15) 竹内 操. ポンティックの接触条件が歯槽堤粘膜組織に及ぼす影響に関する研究. 奥羽大歯誌 19: 116-136, 1992.
- 16) 宗像健児. ポンティック基底面に付着するプラークに対する歯槽堤粘膜の反応. 奥羽大歯誌 20: 63-78, 1993.
- 17) 織井康互, 清水政利, 森谷良彦ほか. 局所機能圧・負担圧に関する基礎的研究II-1. 上顎無歯顎臼歯部シミュレーションモデルへのポリフッ化ビニリデンフィルムの応用. 補綴誌 36: 772-782, 1992.
- 18) 竹内 操, 菊池利也, 加藤 崇ほか. ポンティック基底面の接触圧に関する研究 第1報 ポリフッ化ビニリデンフィルムの応用. 補綴誌 40: 260-265, 1996.
- 19) 岡崎美穂, 佐藤正孝, 小屋一成ほか. 光重合型コンポジットレジン内部気泡に関する研究. 歯材器 13: 277-283, 1994.