原著論文

衝撃応答からみた実験的ワンピースキャストブリッジの 種々な連結部形態の検討

野田 高史

Impulse Responses to Connection Forms of Experimental One-Piece Cast Bridge Prosthetics

Takafumi Noda

Abstract : This study was undertaken with the intent of seeking the structural stability in connection parts of various formes of experimental one-piece cast bridge prosthetics. It is well known that connection parts of bridge is infuenced by the factor of stress concentration. The mastication force was occasionally considered as a collision force, so the impact forces were served as a model force of the vibration in this study. Impulse responses from the bridge using RION PV-90 B pick up was analysed in terms of frequency domain. In this experiment, it is important that in stead of static addition of force, dynamic vibration was employed.

The results were as follows; Peak frequency on 4 modal sections was appeared by free supporting method. Impulse response was influenced by the connection parts of various forms in frequency domains.

Key words : impact force, connection forms of bridge, impulse response, modal sections

I. 緒 言

ロングスパンのブリッジは剛性が低く、その「たわみ」がポンティックの長さの3乗に比例し、厚さの3乗に反比例する¹⁾。この弾性限界内での応力は板状構造物に静的荷重が加わった場合を想定しているが、口腔内では「咀嚼」という動的なくり返し荷重をも考慮しなければならない。特に、連結部は応力の集中する部位であり、この応力集中は Timoshenko²⁾ による半円形の溝 (Semicircular grooves) での応力集中モデルより、板の

両端の平均応力の約3倍の応力が狭窄部に作用し、断面では13/4倍となる。また、最大応力もやはり狭窄部に起こり、平均応力に比例して増大する。この場合の比例定数が応力集中係数 (Factor of stress concentration) で、円の半径を同じものにとすると板の幅と狭窄部の幅の比に依存し、円の半径の減少と共に応力集中係数が増大する。ブリッジでの狭窄部は連結部に相当し、厚さと幅が小さい物ほど応力集中係数の増加が現れるために金属破壊が起こるにもかかわらず、この連結部の研究は強度計算³⁾ について若干行われたのみである。

そこで本実験では、動的指標としての時間領域と周波数領域の面から総括的に把握する方法として、単一打撃加振法⁴⁻¹¹⁾ (以下打振とする) を用いて、時間軸に直交する周波数平面のパワースペクトルを累積パワースペクトル¹²⁾ とした指標で振動特性を求めた。

朝日大学歯学部歯科補綴学第3講座 (主任: 藤井輝久教授)
The Third Department of Prosthetic Dentistry, Asahi
University, School of Dentistry (Chief: Prof. Teruhisa
Fujii)

平成2年5月29日受付

図 1 被験体の規格

図 2 固定支持法

振動特性の対象として、実験的ワンピースキャストブリッジの連結部の形態を変化させて振動モードの推移¹³⁾を追求し、ブリッジの構造的安定性と補綴構造物設計への基礎的検討を試みた。

II. 被験体および実験装置

1. 実験的ワンピースキャストブリッジ

被験体は同形態の支台装置とポンティックで、連結部の形態のみに厚さ 1.0~4.0mm を 1.0mm 間隔で 4 種類に、また、連結部の幅 2.0~8.0mm を 2.0mm 間隔で 4 種類、合計 16 形態（以下コンタクト 1-2~コンタクト 4-8 とする）の変化を与え（図 1）、さらに同一連結部形態での状態を知る目的でコンタクト 4-4 のブリッジを 3 個、総計 16 形態 19 個の実験的ワンピースキャストブリッジを被験体とした。

作製には AUP-20（ニッシン社製）のエポキシ樹脂模型台と歯頸部形態が全周シャンファーである支台を使用し、ワックスアップを規格化するため外枠を使用した。

図 3 自由支持法

外枠は内径 10.0mm、高さ 10.0mm のプラスチックリングを 3 個加工して接着し、連結部の厚さを 1.0, 2.0, 3.0, 4.0mm の 1.0mm 間隔で 4 種類に、また、連結部の幅を 2.0, 4.0, 6.0, 8.0mm と 2.0mm 間隔で 4 種類となるように、EM パラレロメーター S（千代田歯科器材社製）により連結部に相当する外枠を切削し作製した。咬合面の厚さは 1.0mm、ポンティック部の厚さは 4.0mm とした。ワックスアップは圧接法で行い、通法に従い埋没し、キャストウェル 12% 金パラジウム銀合金（GC 社製）を用いて真空加圧式鑄造機（ヘラウス社製）にて鑄造し、サンドブラスト処理を行い、テンパー（GC 社製）で硬化熱処理を行った。被験体の質量は 6.99~7.84g であった。

2. 被験体支持装置

被験体の支持は固定支持法、および自由支持法の 2 つの方法を行った¹⁴⁾。

固定支持法では、実験的ブリッジと支台模型をハイボンド・テンポラリーセメント・ソフト（松風社製）で 5kg の荷重下により仮着を行い、その支台模型を円盤状模型保持台に厚さ 5mm のラバーを介しボルトで固定した。

さらに振動の遮断を目的に、円盤状模型保持台と模型台にも同様のラバーを介在させた（図 2）。

自由支持法では、支台模型などは使用せずスポンジ上で実験を行った（図 3）。

3. 打振装置

打振装置は当教室で考案した^{15,16)}電磁作動型の改良型で、電磁石への通電電圧、打振間隙と通電時間を変化させることで打振入力値の調節ができ、通電時間はパルス制御型リレー（ANGP-i 218）により 1~1,000msec の連

続可変のものを使用した。また、打振ヘッドにはステンレスチールを用い、打振間隙の調整は読み取り顕微鏡（中村社製）の鏡塔取付台に打振器を取りつけ、1/100 mm 単位で距離の移動を可能なものとして使用した。

打振方向は被験体咬合面に対し垂直方向の咬合面打振と、支台軸面への水平方向の頬舌面打振の2種類を行った。

4. データ処理の方法

加速度応答の採得法は、加速度ピックアップ PV 90 B（リオン社製、電圧感度 2.2 mV/G、電荷感度 1.6 pC/G、質量 1.0 g）を被験体の打振側支台隣接面相当中央（以下打振側とする）と非打振側支台隣接面相当中央（以下非打振側とする）におおのシアノアクリレート系接着剤で固定した^{17,18)}ものと、別にポンティック咬合面中央（以下ポンティック側とする）と非打振側支台咬合面中央（以下非打振側咬合面とする）におおの同様のピックアップを取りつけた2種類を対象とした（図4、5）。

採得したデータは、振動計 VM-20 A（リオン社製）より出力された連続情報を A/D コンバーター ADX-98 E（カノープス電子社製）を用いて離散情報に変換し、パーソナルコンピュータ PC-9801 E（NEC 社製）へ入

図4 加速度応答部位（距離情報）

力して分析処理を行った（図6）。

分析には、周波数変換ソフト DSS 98 タイプIV（カノープス電子社製）を用いて時間軸に沿ってハミングウィンドウ¹⁹⁾による「窓かけ」を行った後、分析点を1,024点としてFFT（高速フーリエ変換）演算を行った。サンプリング周波数は固定支持法で10 kHz²⁰⁾、自由支持法では25 kHz²¹⁾とした。

III. 実験方法

1. 被験体の支持法による振動特性

1) 固定支持法

打振入力による加速度応答を知るため、コンタクト4-4の同一規格モデルである A・B・C 3 個の被験体を実験対象とした。支持法は口腔内を想定した固定支持法を用いた。

加速度応答の部位は、ブリッジ内での振動伝達情報を含む最適時間データの獲得を考慮して最長距離にあたる両隣接面相当中央とした。また、打振器への通電電圧はDC 12 V に設定し、出力パワーを変化させる目的で、打

図5 加速度応答部位（連結情報）

図6 ブロック・ダイアグラム

表 1 固定支持法での加速度応答

A-Bridge

P/O/D		0.3	0.6	0.9	1.2	1.5	1.8	2.1	2.4	2.7	3.0	3.3	3.6	3.9
P 1	O-1	.096	.090	.109	.135	.116	.107	.095	.152	.149	.178	.230	.243	.151
	O-2	.067	.058	.059	.088	.154	.184	.227	.310	.291	.221	.278	.367	.276
P 2	O-1	.053	.122	.151	.174	.163	.154	.192	.222	.149	.098	.136	.136	.214
	O-2	.045	.049	.069	.158	.203	.242	.290	.335	.330	.388	.319	.290	.324
P 3	O-1	.062	.121	.153	.167	.138	.175	.137	.275	.342	.409	.479	.499	.502
	O-2	.076	.174	.165	.197	.259	.248	.201	.336	.280	.371	.384	.417	.389
P 4	O-1	.082	.137	.152	.195	.248	.332	.327	.362	.355	.337	.384	.430	.448
	O-2	.053	.097	.158	.254	.239	.377	.332	.393	.411	.396	.444	.502	.466
P 5	O-1	.060	.051	.078	.142	.129	.266	.290	.373	.509	.497	.563	.498	.400
	O-2	.069	.164	.206	.221	.230	.246	.235	.226	.367	.442	.371	.578	.385
P 6	O-1	.044	.051	.057	.071	.102	.178	.222	.246	.218	.242	.289	.335	.339
	O-2	.029	.048	.048	.071	.097	.151	.168	.254	.265	.259	.231	.262	.269

B-Bridge

P/O/D		0.3	0.6	0.9	1.2	1.5	1.8	2.1	2.4	2.7	3.0	3.3	3.6	3.9
P 1	O-1	.052	.075	.184	.270	.335	.302	.385	.394	.410	.388	.348	.408	.301
	O-2	.079	.078	.128	.165	.231	.205	.240	.277	.272	.326	.339	.337	.337
P 2	O-1	.084	.083	.203	.227	.252	.309	.393	.468	.426	.441	.464	.467	.492
	O-2	.044	.073	.098	.130	.229	.272	.307	.331	.317	.295	.313	.342	.347
P 3	O-1	.071	.120	.241	.138	.335	.226	.231	.489	.436	.496	.525	.623	.606
	O-2	.060	.158	.209	.114	.195	.194	.176	.277	.307	.335	.382	.452	.431
P 4	O-1	.157	.122	.098	.123	.216	.139	.228	.228	.330	.261	.398	.672	.815
	O-2	.037	.070	.068	.099	.116	.147	.125	.161	.222	.152	.208	.211	.331
P 5	O-1	.056	.079	.112	.081	.158	.242	.270	.262	.337	.442	.392	.422	.420
	O-2	.040	.074	.103	.098	.109	.120	.138	.118	.149	.141	.170	.269	.297
P 6	O-1	.047	.047	.048	.115	.131	.215	.157	.256	.281	.285	.333	.330	.338
	O-2	.025	.083	.093	.148	.182	.286	.345	.337	.314	.355	.403	.449	.514

C-Bridge

P/O/D		0.3	0.6	0.9	1.2	1.5	1.8	2.1	2.4	2.7	3.0	3.3	3.6	3.9
P 1	O-1	.110	.138	.202	.270	.362	.362	.327	.315	.310	.294	.327	.355	.342
	O-2	.062	.109	.143	.160	.205	.325	.330	.359	.386	.457	.371	.441	.447
P 2	O-1	.046	.083	.195	.217	.272	.319	.359	.417	.415	.393	.409	.369	.398
	O-2	.048	.061	.088	.115	.128	.123	.168	.243	.268	.291	.328	.366	.381
P 3	O-1	.081	.081	.106	.082	.159	.284	.228	.304	.419	.476	.558	.486	.355
	O-2	.069	.092	.151	.157	.306	.355	.380	.325	.425	.442	.316	.378	.398
P 4	O-1	.062	.111	.118	.121	.240	.315	.335	.350	.368	.425	.402	.385	.412
	O-2	.079	.121	.168	.260	.285	.365	.371	.359	.366	.330	.365	.455	.436
P 5	O-1	.048	.074	.080	.135	.141	.184	.218	.241	.267	.342	.381	.330	.405
	O-2	.057	.111	.153	.183	.220	.214	.227	.240	.271	.336	.385	.415	.512
P 6	O-1	.027	.058	.097	.160	.172	.232	.367	.355	.367	.414	.378	.393	.416
	O-2	.027	.059	.086	.151	.141	.199	.293	.326	.367	.402	.412	.409	.436

P : 打振部位 O : 応答部位 (O-1 : 打振側 O-2 : 非打振側) D : 打振間隙 (mm)

振間隙は 0.3~3.9 mm を 0.3 mm ごとに 13 段階に変化させた。

打振部位の距離変化による影響は応答部位でのパワーの変化であり、打振部位を一方の支台の端から 2.5 mm 間隔にボンティック中央まで 6 カ所 (以下 P 1~P 6 と

する) とし、各打振間隙ごとに 10 回のくり返し計測を行った。

加速度応答の振幅ピーク値は 10 回のくり返し計測を行い、平均値を G 単位 (980 cm/sec²) で表した (表 1)。

打振間隙 0.3~0.9 mm では 0.025~0.241 G と広く

図 7 累積パワースペクトル (周波数の原データ)

分布し、加速度応答が不安定であったが、1.2 mm 以上では安定した加速度応答が得られ、出力自体の値も増加した。最大加速度は B-ブリッジの打振間隙 3.9 mm, P4 打振時の打振側応答 0.815 G であった。

3 種類のブリッジの打振間隙には変化がみられるものの、計測部位と打振部位には著明な変化がみられなかったため、打振部位、計測部位、打振間隙を 3 要因として各ブリッジをくり返しの 3 元分散分析を行った。その結果、有意差は打振間隙のみに認められた。

打振間隙 3.9 mm は打振装置の機械的限界であり、0.9 mm 以下は衝撃加振法の短所でもある SN 比が悪く²²⁾、それらを考慮して本装置での適正打振間隙は 1.2 ~ 3.6 mm とした。しかし、口腔内環境での構築モデルとして、固定支持法では歯周組織の粘性抵抗による粘性減衰系、ブリッジと支台歯の摩擦抵抗によるクーロン減衰系が考えられるが、得られたデータが、天然歯における歯根膜のように粘性減衰モデルのダンパーを含まない模型保持台からのものであり、また、固定に用いる仮着材からただちにクーロン減衰モデルを想定するに於ては、多相系での情報集合体であり、しかも周波数では低い領域に分布しているために、おのおのを分離し個々の本態を分析することは困難である。

2) 自由支持法

そこで被験体自体の状態変数へのアプローチをするため、構造物の内部情報の影響が現れやすく、より連結部の状態を推定しやすい構造減衰 (ヒステリシス減衰) 系

での振動を対象とした自由支持法を実行した。

固定支持法では伊谷¹⁵⁾、半田¹⁶⁾と同様に、加速度応答波形の立ち上がりと同時に通電を遮断することでダブルハンマーリングの防止²³⁾を行っていたが、自由支持法でもダブルハンマーリングの防止を目的として再度、打振装置への通電時間の検索が必要であった。

被験体はコンタクト 4-4 のブリッジ A・B・C を使用し、打振間隙を松尾²⁴⁾の報告する「タッピング時の標準加速度 0.3 G」に対応する打振間隙 1.5 mm に固定し、打振装置への通電時間を変化させた。

打振入力部位は固定支持での実験から入力部位による変化が認められなかったため、打振部位はブリッジの構造上「節」とはなり得ない一方の咬合面中央とした。その結果、8.75 msec 以上では 2 つの波形が重なり始め、単一波形で最大振幅となる 8.50 msec を自由支持法での最適打振通電時間とした。

2. 同一規格ブリッジの安定性

コンタクト 4-4 の A・B・C おのおのの被験体について、応答のパラッキを状態変数のパラッキと考え、これを検索する目的で自由支持法での実験を行った。おのおののピーク周波数は 1~3 個と定型的ではないものの (図 7)、2 kHz 付近・4 kHz 付近・6 kHz 付近と、さらに 7 kHz 以上の 4 つの共振周波数帯¹³⁾ (以下低周波数帯から第 1, 第 2, 第 3, 第 4 モードとする) のいずれかにピーク周波数が存在した。この 4 つの周波数帯ごとにその

表 2 同一規格ブリッジの安定性

	ボンティック側からの応答								非打振側咬合面からの応答							
	#1	PS	#2	PS	#3	PS	#4	PS	#1	PS	#2	PS	#3	PS	#4	PS
A-Bridge	1904	31.5	4346	41.5	6299	63.0	9473	42.5	1904	36.0	4346	38.5	6299	61.5	9473	46.0
	1416	38.5	4346	42.0	6250	63.5	9570	40.5	1416	30.5	4346	39.5	6250	62.0	9570	42.5
	1270	32.5	4297	41.0	6006	63.0	9766	45.0	1270	36.5	4296	39.0	6006	63.0	9766	36.5
	1270	37.0	4346	46.5	6201	58.5	9570	41.0	1270	31.0	4346	38.5	6201	59.0	9570	38.5
	1465	40.0	4297	41.5	6250	63.5	9521	39.5	1465	32.0	4297	39.5	6250	62.5	9521	41.5
B-Bridge	1465	40.0	4150	45.5	7080	59.0	9473	46.0	1465	38.0	4150	31.0	7080	58.5	9473	51.0
	1465	37.5	4102	46.0	7080	58.5	9473	45.0	1465	37.5	4102	36.0	7080	59.5	9473	50.5
	1660	38.0	4102	46.5	7080	60.5	9521	44.0	1660	35.0	4102	42.5	7080	60.5	9521	50.5
	1025	29.0	4199	37.5	6738	57.5	9424	43.0	1025	34.5	4199	31.5	6738	55.5	9424	41.5
	1758	38.5	4150	44.0	6738	59.0	9473	40.5	1758	20.5	4150	37.5	6738	56.5	9473	38.5
C-Bridge	1758	42.0	4004	48.5	6494	63.5	9717	43.5	1758	38.5	4004	33.5	6494	60.0	9717	42.5
	1611	38.0	4102	48.0	6495	65.5	9717	45.0	1611	32.5	4102	38.0	6445	61.0	9717	47.5
	1465	40.5	4150	47.5	6396	65.0	9814	48.0	1465	37.0	4150	37.0	6396	59.5	9814	46.0
	1416	39.0	4102	49.0	6396	65.5	9814	48.5	1416	37.0	4102	39.0	6396	60.0	9814	47.5
	1367	41.0	4150	47.5	6348	63.5	9814	46.5	1367	33.5	4150	31.5	6348	60.0	9814	47.5

#1: 第1モード #2: 第2モード #3: 第3モード #4: 第4モード

(Hz) (dB)

PS: 累積パワースペクトル

連結部の厚さ 4 mm—連結部の幅 4 mm

図 8 同一規格ブリッジの安定性

ピーク周波数と、その累積パワースペクトル（以下パワーとする、単位は周波数領域で対数表示し dB とした）を各モードの代表値とした。

周波数領域で、ボンティック側からの応答では第1モードで約 40 dB のパワーを示し、第2、第4モードで 45 dB 程度を示した。第3モードは最も大きく 60 dB 以上の値であった。

非打振側咬合面からの応答では全体的にボンティック部の応答に比べ、やや小さなパワーを示した。特に、第2モードでは第1モードより値の小さいものが見立った。しかし、周波数パターンでは第3モードにピークを持つ、ほぼ同一のパターンを示した（表 2、図 8）。

表 3 連結部の状態による周波数の変化(咬合面打振)

厚さ/ 幅	咬合面打振でポンティック側からの応答								咬合面打振で非打振側咬合面からの応答								
	#1	PS	#2	PS	#3	PS	#4	PS	#1	PS	#2	PS	#3	PS	#4	PS	
1mm/2mm	1123	63.5	2246	57.5	5078	35.5	10107	60.5	1123	55.5	2295	54.0	5078	32.5	10107	47.5	
	/4mm	1660	60.5	2637	63.0	5371	43.0	9570	63.0	1660	61.5	2637	55.0	5371	41.5	9570	59.0
	/6mm	1025	49.5	3516	57.5	5371	24.5	8887	57.5	1025	52.5	3516	52.0	5371	32.0	8887	57.5
	/8mm	1074	47.5	2344	65.0	4297	60.5	9375	49.0	1074	40.5	2344	55.0	4297	52.5	9375	44.5
2mm/2mm	1025	43.5	2490	54.0	5029	59.5	9570	67.0	1025	39.0	2393	45.5	5029	53.0	9570	63.5	
	/4mm	1074	41.5	3125	57.0	6006	54.5	8447	68.5	1074	35.0	3125	44.0	6006	51.5	8447	65.0
	/6mm	1221	47.0	3369	54.5	6445	54.0	8643	62.5	1221	33.0	3369	39.0	6445	52.5	8643	58.0
	/8mm	1855	44.0	4004	60.0	6104	57.5	8203	52.0	1855	37.5	4004	47.5	6104	55.0	8203	49.0
3mm/2mm	1416	36.5	3320	57.5	4883	39.0	8643	65.0	1416	42.5	3320	49.5	4883	47.0	8643	61.5	
	/4mm	1123	43.5	3076	50.5	5371	49.5	7520	66.5	1123	30.5	3076	50.0	5371	44.5	7520	65.0
	/6mm	1367	44.5	4150	54.0	5322	57.5	7324	63.5	1367	34.0	4150	44.5	5322	50.5	7324	61.0
	/8mm	1465	35.5	3369	65.5	5713	55.0	9717	64.5	1465	36.5	3369	60.5	5713	55.5	9717	59.5
4mm/2mm	1465	28.5	3809	51.0	5322	45.0	7324	62.0	1465	41.0	3760	46.0	5322	52.0	7324	61.5	
	/4mm	1123	40.0	2686	41.0	5859	58.5	9180	44.0	1123	28.5	2686	33.5	5859	54.0	9180	48.0
	/6mm	1318	44.0	3516	45.0	5273	68.0	9131	56.0	1318	41.0	3516	49.5	5273	69.0	9131	55.5
	/8mm	977	48.0	2344	65.5	5420	58.5	10889	63.5	977	41.0	2344	64.0	5420	60.0	10889	61.5
#1：第1モード #2：第2モード #3：第3モード #4：第4モード (Hz) (dB)																	
PS：累積パワースペクトル																	

3.ブリッジ連結部の振動伝播

以上の結果より、連結部の形態変化による周波数領域での分析には、同一規格内で周波数特性がほぼ安定して得られたため、コンタクト1-2~4-8の16形態は各1個ずつの被験体とした。

被験体支持法は自由支持法とし、咬合面打振と頬舌面打振の2方向から行った。また、打振距離は1.5mm、打振装置への通電電圧はDC12V、通電時間は8.50msecに規定した。加速度応答の計測部位はポンティック側および非打振側咬合面とし、サンプリング周波数は25kHzに設定した。連結部の形態別におおの打振を10回行い、得られた波形サンプルからアベレーシング処理により平均加速度応答波形を求め、FFTによる演算処理を行った後、各モードでのパワーの変化の観察を行った。

IV. 実験成績

1.ブリッジ連結部の衝撃応答

1)咬合面への打振

連結部の影響は、厚さ1mmでは幅6mm以下で第3モードでのパワーの低下が認められた。

厚さ2mmは、低周波から高周波に向かいパワーの増加傾向がみられたが、幅8mmでは逆に高周波の低下傾向を示した。

厚さ3mmは、幅6mmを除いて第3モードでいっ

たんパワーが下降し、その後ふたたび上昇する傾向を示した。

厚さ4mmは、幅4mmと6mmで第3モードのパワーが増加を示した。

連結部の幅による影響は、幅8mmでは第1~第2モードでパワーが10dB程度増加するが、それ以上の周波数では大きな変化はみられなかった。

ビックアップの取りつけ部位別の比較では、パターンのにはほぼ同様の形態を示すが、ポンティック側のパワーの方が多くの場合高い値を示した。

しかし、コンタクト1-6、3-2、4-2では第3モードでポンティック側のパワーの方が低いものも存在した(表3、図9)。

2)頬舌面への打振

頬舌面への打振も咬合面への打振とほぼ同様のパターンを示したが、そのパワーがやや低いものが多く、特に低周波成分の減少傾向が認められた。

ビックアップの取りつけ部位別でも、咬合面への打振時と同様にポンティック側のパワーの方が高い値を示した。しかし、幅2mmの場合は各ケース共に第3モードでポンティック側と非打振側咬合面のパワーが逆転し、ポンティック側の方が低い値を示した。また、コンタクト1-4、1-6では第2モードで、コンタクト4-2では第2、第3モードで同様の傾向がみられた(表4、図10)。

図 9 連結部の状態による周波数の変化 (咬合面打振)

2. ブリッジの振動モード

ブリッジの連結部を伝播した振動の加速度応答は、打振の入力方向や出力部位の変化に影響を受けるが、4つのモードでの周波数や、そのパワーに一定のパターンが現れる傾向が示された。

そこで、連結部の厚さと幅による影響を知るために、各モードごとに周波数およびパワーを平均化して、その変化を観察した (図 11, 12)。

連結部の厚さによる周波数特性では、第1モードは厚さ1mmでの周波数は低いが、厚さが増すごとに徐々に周波数も上昇した。

第2、第3モードでは厚さ1mmの周波数が最低で、ついで厚さ4mmで、厚さ2mmおよび3mmでは周波数が上昇する傾向を示した。

第4モードでは厚さ2、3mmで周波数が低下し、第2、第3モードとは逆の傾向を示した。

連結部の幅による影響も、厚さとほぼ同様の傾向を認めた。

3. ブリッジの構造体の変容

連結部形態の異なる被験体では、周波数パターンに特徴的な変化が現れた。

そこで4つのモードの中で最大のパワーを示したものに4ポイント、以下低くなるに従い3、2、1と順次重みをポイントとして与え、周波数パターンをモードごとに

規格化して連結部の厚さ別および幅別に積算し、各条件でのパワーの変化を観察した (表 5)。

第1モードでは厚さ2mm以上は一定に低いポイントを示すが、厚さ1mmでは極端に大きくなった。

第2モードは厚さ幅ともあまり影響を受けないが、幅8mmは特に大きなポイントを示した。

第3モードは厚さ幅ともに、その大きさが増すごとにポイントも大きくなる傾向が認められた。特に厚さ1mmで最低のポイントを示し、厚さ4mmで50ポイントとなった。

第4モードでは厚さの影響は少なく、幅が増加するとポイントの減少が認められた。

V. 考 察

1. 振動と口腔環境

一般工業界では、設備機械の診断技術の1つに振動解析が頻用されており、モーターなどの回転機器類に対するものや、鉄道列車車輪への撻打による聴診などが予防保全の面からも使用されてきた²⁵⁾。

口腔内環境を考えても、咀嚼時やタッピング時には絶えず動的な繰り返し荷重が働いていて、臨床的ブリッジがこれらの荷重により何らかの作用を受けると考えられる部位は、一次的 (直接的) には支台補綴物とポンティックの咬合面の連結部、二次的 (間接的) には、支台補

表 4 連結部の状態による周波数の変化 (頬舌面打振)

厚さ/幅	頬舌面打振でポンティック側からの応答								頬舌面打振で非打振側咬合面からの応答							
	#1	PS	#2	PS	#3	PS	#4	PS	#1	PS	#2	PS	#3	PS	#4	PS
1mm/2mm	1123	31.5	2295	41.5	5127	17.5	10107	48.5	1123	24.0	2246	39.0	5127	21.0	10107	37.5
/4mm	1611	58.5	3076	46.0	6348	50.5	9521	61.0	1611	61.0	3076	47.0	6348	46.5	9521	58.0
/6mm	1025	51.0	2344	36.5	5176	48.0	8838	63.5	1025	55.0	2344	44.5	5176	44.5	8838	62.0
/8mm	1072	32.5	2344	37.5	4248	51.5	9577	54.0	1072	26.0	2344	38.5	4248	40.0	9277	49.0
2mm/2mm	928	30.0	2832	51.5	5225	41.0	9521	67.0	928	32.5	3174	46.5	5225	44.0	9521	63.0
/4mm	1221	32.5	3125	43.0	6006	43.5	8447	64.5	1221	28.0	3125	35.0	6006	35.5	8447	59.5
/6mm	1807	40.0	3076	43.5	6445	54.5	9717	56.5	1807	33.0	3223	43.5	6445	51.5	9717	49.5
/8mm	1367	24.5	4004	46.0	6104	66.5	8203	52.5	1367	30.0	4004	39.5	6104	65.0	8203	44.0
3mm/2mm	1318	34.5	3369	46.5	5078	39.0	8643	68.5	1318	31.0	3369	42.0	5078	45.0	8643	65.0
/4mm	1172	28.0	3076	32.5	4834	26.0	7422	57.0	1172	21.5	3076	29.0	4834	22.0	7422	56.5
/6mm	1660	36.5	4150	45.5	5322	54.0	7324	63.5	1660	27.0	4150	37.0	5322	47.5	7324	62.
/8mm	1367	45.0	3418	60.5	5615	57.5	9863	54.0	1367	32.0	3418	56.0	5615	57.5	9863	48.5
4mm/2mm	1855	54.5	2686	47.0	5371	52.5	7324	65.5	1855	43.5	2686	49.0	5371	59.0	7324	63.5
/4mm	1611	41.0	2979	45.0	5811	65.0	9277	38.0	1611	42.5	2979	39.5	5811	60.5	9277	49.5
/6mm	1563	40.5	2783	37.0	5322	60.5	9131	59.0	1563	35.5	2783	41.5	5322	60.0	9131	55.5
/8mm	977	38.0	2344	61.0	5225	54.0	10889	61.5	977	38.5	2344	61.0	5225	57.5	10889	59.5

#1: 第1モード #2: 第2モード #3: 第3モード #4: 第4モード (Hz) (dB)
PS: 累積パワースペクトル

図 10 連結部の状態による周波数の変化 (頬舌面打振)

綴物の側面 (特にクラウン歯頸部) との支台装置・ポンティック間連結部であろう。特に連結部では、応力集中が起こりやすいために金属の塑性変形疲労や塑性変形が起こりやすい。また近年歯周組織に対する関心の高まりで、頬舌側の鼓形空隙や下部鼓形空隙の確保から、連結

部の接触面積に狭隘化が起こっているが、この狭隘化がブリッジの構造安定性にもたらす影響についてはほとんど考慮されていない。また、その狭隘化は、歯の咬耗などによる咬合高径の低下で歯冠高径が減少することによって、必然的に連結部の厚さも不足となり、上記の障害

図 11 ブリッジの振動モード (厚さ)

図 12 ブリッジの振動モード (幅)

を助長する原因にもなりうる。

2. 現象把握への漸近展開

打振入力は、打振装置の機械的境界と衝撃による加振法の短所でもある SN 比の低下の起こらない適正打振間

隙がみられた。

また、打振間隙の増加に比例して加速度応答のピーク値も増加傾向を示した。

口腔内では、咬合が斜面对斜面の接触関係として咬合力の作用を受ける場合が多く、ブリッジに対する咬合ベ

クトルの作用方向は垂直方向のみではなく、水平方向にも分力を受けるため、その影響を可及的現実には現象解析とするためには、咬合面と頬舌面への2方向からの打振入力が必要とした。本実験では、咬合面への打振に比べて頬舌面への打振からの応答はパワーの値が低かったが、これは頬舌面での応答の一般的な低パワーを意味する訳でなく、加速度応答部位を垂直方向への1自由度と規定したため頬舌面からの入力、咬合面への伝播過程で減衰を生じたものと考えられる。

また、加速度応答部位は重要な要素である。このために、最初に被験体内での振動伝達情報を採取する目的で近遠心の隣接面中央を出力部位とした。また、連結部の影響を考え、1つの連結部の影響が現れるであろうポンティック側と、2つの連結部の影響が現れるであろう非打振側咬合面にピックアップを取りつけた。しかし、2つの連結部の影響が1つの場合の2倍とはならず、ほとんどの場合、両者とも同様のパターンを示し、わずかにポンティック側からのパワーの方が大きな値を示した。これは周波数の特性²⁶⁾で、1つの連結部を通過する波は2つ目の連結部も通過するが、単に距離によるパワーの減衰が現れたものと考えられる。

本来、ブリッジは口腔内の支台歯に装着されるもので、その使用状態を想定して実験的ブリッジを固定支持とした。しかし、支持に用いられる材質までを含む剛体からの情報では良好なデータを得ることはできなかったが、自由支持法による実験では被験体自体の情報だけが得られ、連結部の解析を行うことができた。

3. 方法論的考察

自由支持法では振動を抑制する要素は少なく、一般の金属での振動数に近く、かなり高い周波数領域までの計測が可能となった。固定支持法では直接または間接的に振動の抑制が起こり、低い周波数しか対象とできなかった。しかし、連結部の情報はかなり高い周波数帯にまで及んでいたために高周波領域までの解析が必要であった。

データに対する基本的性質を表す方法は振幅や時間に対する方法、自己相関関数、およびパワースペクトル密度関数の3つの方法に分類される²⁷⁾。振幅は時間領域での基本的なデータの強弱を表すのに適しており、打振入力の実験で打振間隙の変化が加速度応答に強弱として現れる場合などに最大振幅が用いられるが、打振部位、計測部位での有意性が認められなかったことで最大振幅による分析の限界と思われた。これは加速度応答は不規則

表 5 重みづけによるパワーの変容

(ポイント)

	第1モード	第2モード	第3モード	第4モード
厚さ 1 mm	40	41	26	54
2 mm	16	38	48	58
3 mm	17	46	39	58
4 mm	21	38	50	51
幅 1 mm	26	41	33	60
2 mm	28	38	39	56
3 mm	24	32	45	59
4 mm	16	52	46	46
計	94	163	163	221

な変動を起こす現象で、この変動を一括するのではなくおのおのの周期的な変動成分に分解する必要がある。ブリッジはその構造形態が複雑であり、また、金属においても合金を使用するため、周波数領域では単一の周波数を示すことはなく、複合波を示したと考えられる。

大倉²⁸⁾は、金属ヘッドによる衝撃波は高周波であるとしているが、本実験での固定支持法ではエポキシ支台に仮着されたブリッジであることから、単金属の衝撃波とは異なった低い周波数帯域を示した。

一方、自由支持法では他の情報が入りにくく、被験体金属自体の振動をより忠実に抽出されたと考えられる。

金属内での振動伝達は基本的に、ある周波数(固有振動数)と、その整数倍に近い値での共振周波数で飛躍的に伝播が起こる。

しかし、その他の周波数領域での伝播は起こりにくい特性があり²⁹⁾、自由支持法では4つのモードでの伝達の特徴的となった。

4. ブリッジ連結部の情報

加速度応答の変化は、基本的にヤング率、伸び率などの物質定数が単位面積当たりの力で作用する²⁹⁾ため、おのおのの連結部の状態に対応して振動現象にも影響を与えていた。また、被験体による周波数の減衰や共振周波数の増加などの連成振動³⁰⁾による変化と重なって現れたと考えられる。

各モードでの平均周波数では、厚さ1 mmで第1、第2、第3モードに低い周波数を示し、厚さ4 mmでも同様に低い値を示した。

幅2, 8 mmでも第1、第2、第3のモードで低い周波数を示した。

パワーでは、重みづけによるポイントの分析結果より、厚さ1 mmの第1モードで高いポイントを示し、第

3モードでは反対に低い値となった。

また、幅 8 mm は第 1, 第 4 モードでは低いポイントで、第 2 モードでは反対に高いポイントとなった。

以上より、厚さ 1 mm と 4 mm, 幅 2 mm と 8 mm では第 1～第 3 モードで低い周波数の値を示し、パワーでは激しく変化した。特に、連結部の厚さ 1 mm の第 1 モードでは周波数が低く大きなパワーを示し、回転体の診断で破壊前に起こる低周波領域でのパワーの増大傾向と類似していた。

これらを総合してみると、本実験では連結部の厚さ 2, 3 mm, 幅 4, 6 mm が第 1, 第 2 モードでの周波数が高い領域に分布しており、パワーの変動も少なく安定していた。

VI. 結 論

ブリッジの連結部を動的に構造解析を行う目的で、振動学的な手法である打振を用いた実験より、以下の結論を得た。

1. 本装置での計測可能な打振間隙は 1.2～3.6 mm で、加速度応答のピーク値は打振間隙の増加に比例して増加傾向を示した。
2. 自由支持法で打振間隙 1.5 mm, 通電電圧 DC 12 V では、最適通電時間は 8.50 msec であった。
3. 自由支持法での周波数 12.5 kHz 以下では 4 つのモードにピーク周波数が現れた。
4. 連結部の変化は加速度応答に影響していたが、連結部の厚さ 1 mm と 4 mm, 幅 2 mm と 8 mm では周波数領域に特徴ある変化がみられた。また、厚さは 2～3 mm, 幅 4～6 mm の形態での周波数応答は比較的安定していた。

稿を終わるに臨んで、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました藤井輝久教授に深甚の謝意を表します。また本研究に種々ご助言、ご援助戴きました本講座丸井義仁助教授をはじめ、補綴学教室諸兄に衷心より感謝致します。また、種々ご指示戴いた本講座前田二郎講師に深く感謝致します。

本論文の要旨は、第 79 回日本補綴歯科学会学術大会 (1988 年 5 月 27 日, 東京), 第 68 回岐阜歯科学会例会 (1989 年 6 月 17 日, 岐阜), および第 82 回日本補綴歯科学会学術大会 (1989 年 10 月 22 日, 神奈川) において発表した。

文 献

- 1) Tylman, S.D.: Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics (bridge), Sixth edition, 160～180, The C.V. Mosby company, Saint Louis, 1970.
- 2) Timoshenko, S. and Young, D.H. (前澤成一郎): Elements of Strength of Materials (改訂 材料力学要論, 47～51, コロナ社, 東京, 1972.), 1970.
- 3) 五十嵐孝義: 橋義歯の橋脚歯および橋体の咬合負担に関する橋梁学的力学考察, 補綴誌, 10: 18～25, 1966.
- 4) 芦澤千洋: 歯の打診音の測定についての基礎的研究, 日歯周誌, 18: 42～49, 1976.
- 5) Halvorsen, W.G. and Brown, D.L.: Impulse Technique for Structural Frequency Response Testing, Sound and Vibration, 11: 8～21, 1977.
- 6) 池田康憲: 単一 pulse 印加に対する歯と歯周組織の反応に関する研究, 補綴誌, 21: 435～454, 1977.
- 7) 青木洋三: 衝撃による白歯部健全歯の動的挙動について—衝撃加速度による観察—, 補綴誌, 27: 129～149, 1983.
- 8) 澤田教彰: 頭部の振動伝達時間に関する研究, 神奈川歯学, 20: 192～215, 1985.
- 9) 城戸健一: 2 チャンネル FFT アナライザ活用マニュアル II, 54～61, 日本プラントメンテナンス協会, 東京, 1985.
- 10) 平川和助: 時間軸波形からみた歯の動揺度測定の試み, 神奈川歯学, 21: 529～543, 1987.
- 11) 竹花英明: 時間軸波形のレベルによる早期接触の同定, 神奈川歯学, 23: 362～379, 1988.
- 12) Kwatny, E., Thomas, D.H. and Kwatny, H.G.: An application of signal-processing techniques to study of myoelectric signals, IEEE Transactions on bio-medical engineering, 17: 303～312, 1970.
- 13) 倉部 誠: 図説モード解析入門, 40～43, 大河出版, 東京, 1988.
- 14) 豊田 實: 歯に加わる衝撃の伝達経路と減衰に関する研究, 神奈川歯学, 14: 10～51, 1979.
- 15) 伊谷充礼: 実験的クラウンの支台形態による衝撃応答についての基礎的研究, 補綴誌, 33: 924～937, 1989.
- 16) 半田一二: 実験的金属冠の振動論的考察, 岐阜学誌投稿中.
- 17) 更谷啓治: 歯周組織支持構造の動特性解析, 補綴誌, 29: 683～698, 1985.
- 18) 中澤 章: 咬合時に歯が受ける衝撃の加速度と周波数特性に関する研究, 歯科学報, 86: 187～216, 1986.
- 19) Blinckhoff, H.J. and Zverev, A.I.: Filtering in the Time and Frequency Domains, 458～460, John Wiley & Sons Inc., New York, 1976.
- 20) 尾形 聡: 歯の共振周波数に関する基礎的研究—共振周波

- 数と歯根投影面積の関連性について, 日大口腔科学, 9 : 333~346, 1983.
- 21) 浜田静樹: 歯に加えた衝撃の頭部ならびに上半身における振動特性について, 神奈川歯学, 20 : 38~57, 1985.
- 22) 日本機械学会 編: モード解析の基礎と応用, 1~115, 丸善, 東京, 1986.
- 23) 倉部 誠: 図説モード解析入門, 82~99, 大河出版, 東京, 1988.
- 24) 松尾悦郎: 補綴検査法—咬合音による診断で咬合音の特性とその伝わり方, 補綴誌, 27 : 448~453, 1983.
- 25) 竹内 節: 振動分析による設備の診断と治療技術, 8~27, 技術評論社, 東京, 1985.
- 26) Blinchikoff, H.J. and Zverev, A.I. : Filtering in the Time and Frequency Domains, 341~348, John Wiley & Sons Inc., New York, 1976.
- 27) Bendat, J.S. and Piersol, A.G. (得丸英勝) : Random Data : Analysis and Measurement Procedures (ランダムデータの統計的処理, 1~36, 培風館, 東京, 1983), 1971.
- 28) 大倉博頭: 歯及び歯周組織の周波数測定について—ユニットパルス加振と高速フーリエ変換機による解析—, 日歯周誌, 24 : 54~83, 1982.
- 29) Bueche, F. : Principles of Physics, 164~188, Kōgakusha Co. Ltd., Tokyo, 1965.
- 30) Mickens, R.E. : Stable explicit schemes for equations of schrödinger type, Physical Review A, 39 : 5508~5511, 1989.