原	著
---	---

ポリウレタン製リングレットの研究

第2報 試作と臨床応用

加 藤 博 重

東京医科歯科大学歯学部矯正学教室（指導：三浦不二夫教授）

東京医科歯科大学医工用器材料研究所有機材料部門（指導：増原英一教授）

（1979年12月25日 受付）

Studies on Orthodontic Polyurethane Ringlets

(Part 2) Examination of Its Clinical Application

Hiroshige Kato

Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry,
Tokyo Medical and Dental University

(Director: Prof. Fujio Miura)

Division of Organic Materials, Institute of Medical & Dental Engineering
Tokyo Medical and Dental University

(Director: Prof. Eiichi Masuhara)

In the previous study, the author reported that the DC-4978 thermosetting polyurethane was the most efficient material for orthodontic ringlets.

The purpose of this paper was to examine the clinical application of the newly produced ringlets made from DC-4978.

Four different forms of this new material were compared with the same kind of currently available commercial material.

Using these five samples, the following tests were carried out:

1) Basic examination for tensile strength, aging effect, and permanent elongation; 2) Clinical examination of the amount of tooth movement after four weeks, time course changes of tooth movement during the four weeks, and physical properties after clinical use.

The findings were as follows: 1) The DC-4978 series proved to be of better quality than the commercial material as an orthodontic ringlet from all the basic physical property tests, especially the aging effect; 2) Among the DC-4978 series, the amount of tooth movement after four weeks was dependent on the thickness of the ringlet; 3) The degree of tooth movement using these two different materials showed a great difference after two weeks of clinical use due to the residual stress.

I. 緒 言

近年、矯正臨床において、矯正力を発揮させる手段の1つとして、弾性高分子材料の利用が盛んになってきた。その1つにリングレットを利用した歯槽性の歯の移動があげられる。リングレットの場合に、臨床上、その物性的観点から問題になる点として、次のようなことが考えられる。すなわち、1)経時的な応力緩和の程度、2)永久変形の程度、3)口腔内における材質の劣化の程度、4)使用しやすい形状の工夫、5)矯正力ならびに歯の移動様相の定量的把握、および 6)毒性、などである。

従来、報告されている研究¹⁻¹⁰⁾は、主として、市販されているリングレットの劣化の様相や臨床的な使用方法に研究の目的が置かれ、材質の改善や臨床的に口腔内応用した場合の歯の移動様相についての報告は、ほとんどみられない。

著者は、すでに本研究の第1報¹¹⁾として、矯正用リングレットの適性材料の検討を行っている。その結果、熱硬化性ポリウレタンゴム DC-4978 (日本ポリウレタン社)が、物性的観点から現段階では、リングレットとして具備する条件を最も満足する材料であるという結論を得た。

そこで、本報告では、熱硬化性ポリウレタンゴム DC-4978 を材料とする新たに試作した矯正用リングレットが、矯正臨床上耐用可能な材料であるか否かについて、基礎的観点および臨床的観点から検討を加えることを目的とした。すなわち、第1報で行った基礎的な物性試験に加えて、臨床上、リングレットの応用される頻度が比較的高いと思われる犬歯遠心移動時の歯の移動量、経時的な歯の移動様相および口腔内での材質の変化について検討した。

II. 実験材料と方法

1. 実験材料

熱硬化性ポリウレタンゴム DC-4978 を素材とする、表1ならびに図1に示すような、厚さならびにリングとリングとの間隔(スパン)の異なる

表1 各種リングレット

種 類	厚 さ (mm)	間 隔 (mm)	内 径 (mm)
4049 (試作)	0.49	4.0	1.4 (円 形)
5149 (試作)	0.49	5.1	1.4×1.8 (楕円形)
4060 (試作)	0.60	4.0	1.4 (円 形)
5160 (試作)	0.60	5.1	1.4×1.8 (楕円形)
市販品 (A社)	0.70	4.4	1.25 (円 形)

図1 試作リングレット

4種類の試作リングレットおよび市販されている同型の熱可塑性矯正材料(以後市販品と略す)の計5種のリングレットを本研究に用いた。

試作したリングレットの形状については、次のような点が考慮されている。

- 1) リングの内径は矯正用ブラケットの大きさを参考にし、リングによってブラケットを確実に把持しうる大きさに決めた。それぞれの内径が1.4mmのものと、たての内径1.4mm、よこ1.8mmの楕円の2種類とした。
- 2) リングレットの厚さは、0.49mmおよび0.60mmの2種類とし、これにより同じ大きさのリングレットでも厚さのちがいに、発揮される矯正力に差異が得られるようにした。
- 3) リングとリングの連結部は、応力集中が生じないように、リングの幅0.7mmよりも幅広く1.0mmとし、移行部を円滑にした。

4) スパンの長さは臨床上の使いやすさを考慮し、犬歯、第2小臼歯間に3連のリングを約1.7倍に伸長させて利用しうる長さを与えた。リングの中心から中心は4.0mmと5.1mmの2種類とした。

2. 実験方法

1) 基礎的物性試験

試作した4種類と市販品の合計5種類を試料として、基礎的物性試験すなわち、(1)引張試験、(2)経時的応力緩和試験、(3)永久伸び試験を検討した。

これらの実験のうち、(1)引張試験は、本試料を臨床応用に供するための基準を設定する目的で、試料の初期荷重と伸びの関係および切断時強度と伸びの関係を把握するために室温20°Cにて行った。(2)経時的応力緩和試験、(3)永久伸び試験については、試料を50%と100%に伸長させて2種の条件を設定し、口腔内温度と近似させるために37°C水中に浸漬し経時的に測定を行った。なお実験に用いた各種試料は、無作為に5個ずつ抽出した。

(1) 引張試験

測定には、張力計(新興通信工業社)図2を用い、引張速度5.0mm/minの条件にて試料の切断時伸びと荷重について測定した。引張試験用のアタッチメント(図3)は、直径0.6mmのワイヤーで作製した。

図2 張力計

図3 アタッチメントと試料

(2) 経時的応力緩和試験

試料として3連のリングを用い、実験に供した。実験に当たっては、第1報に準じ50%(1.5倍)と100%(2.0倍)の伸び率が得られるように設定した固定板を作製し、strain gaugeで受けたひずみを動ひずみ計(共和社)を介して測定した。各試料5個ずつの計測を行いその平均値を算出した。計測は、固定板装着時、6時間後、1日後、3日後、5日後、1週後、2週後、3週後および4週後の時点で行った。

(3) 永久伸び試験

(2)の試験終了後、すみやかに試料を固定板から撤去し、その長さをノギス(精度1/20)を用い図4に示す部位で計測し、実験開始前の長さに対する伸び率(%)を算出した。

2) 臨床試験

試作リングレットを口腔内に応用した際、原材料のもつ特性と臨床応用後の材料の物性変化ならびに歯の移動量とその経時的変化を把握するため、犬歯遠心移動への応用を実験方法として選んだ。

被験者として、東京医科歯科大学矯正科を訪れた不正咬合患者のうち、動的治療の段階で第1小

図4 計測部位

臼歯の抜歯を行い、上顎犬歯の遠心移動を必要とした症例を用いた。図5に示すように $0.018'' \times 0.025''$ slot の edgewise twin bracket に $0.016''$ round wire が円滑に装着可能な179症例を選択した。これらの症例には臼歯部の近心移動を可及的に防止するため、上顎顎外固定装置あるいは、Holding arch などの併用処置が講じられている。

リングレットの装着に当たっては、実験方法1)として行った基礎的物性試験の結果に基づいて試料の劣化を考慮し、加えて、一般に矯正臨床において犬歯の遠心移動に用いられている矯正力の大きさが、約200g前後であることから、初期荷重が約300gとなるようにリングレットの長さおよび厚さの選択を行った。したがって試料の装着部位は、犬歯と第2小臼歯間または、犬歯と第1大臼歯間となっている。

(1) 移動距離の計測

計測方法は、適用した試料の長さに応じ、犬歯のブラケット近心面と第2小臼歯ブラケット遠心面または、第1大臼歯頰面管に付加されているフック基部の間の距離を、精度1/20ノギスにて装着前と4週後に計測し、移動距離とした。

(2) 移動様相の観察

実験に供した5種の試料のなかから、試作リングレット4049と5149、および市販品を用いて経時的な歯の移動様相を知るために、装着1日後、3日後、1週間、2週間、3週間、4週間における試料装着部位間の距離の計測を行い記録した。

図5 リングレット装着状況

(3) 口腔内応用後の材質の検討

(1)移動距離計測後、可及的すみやかに口腔内から試料を撤去し、装着前の材料の特性と4週後の材質との比較検討をするため、次の項目について物性試験を行った。

(i) 永久伸び試験

(ii) 引張試験

試験方法は、基礎的物性試験の方法に準じた。

III. 結 果

1. 基礎的物性試験

(1) 引張試験

各試料を1mmから10mmまで伸長した際に生ずる伸びに対する荷重の関係について表2にまとめた。鎖3連リングレットを用いた場合の各種リングレットの荷重-たわみ曲線は図6に示すとおりである。

また、鎖3連リングレットの切断時荷重と伸びとの関係については、図7に示した。右に切断時における伸び率を%で、左に切断時荷重をgで表

図6 各種リングレットの伸びと荷重の関係

図7 各種リングレットの切断時荷重および伸び率

した。

切断時の伸長率では、市販品が580%で試料中最も大きな伸びを示し、次いで試作リングレット5160, 5149, 4049がそれぞれ540%から550%, 4060が490%を示した。切断時荷重については、試作リングレットの5160が約3,400gと最も大きな値を示した。次に市販品が約3,200g, 4060は約2,850gを示し、厚さの薄い試料4049, 5149は、約2,300gとほとんど近似した値を示した。

2) 経時的応力緩和試験

(1) 50%伸長：37℃水中条件

临床上、通常のリングレット交換を4週間と想定し、試料を50%伸長すなわち1.5倍に伸ばした時の経時的な応力の緩和状況を図8に示した。この成績から明らかなように、試作した熱硬化性のリングレットは、従来からある市販品に比較し、初期における減衰が小さく、4週後における減衰の程度も小さい値であった。すなわち、試作リングレット4種類はすべて類似した減衰傾向を示し、6時間後に15%、1日後に25%、4週後では37%から38%の応力減衰を認めた。市販品の場合には、6時間後に45%、1日後には53%と減衰率は増大し、4週後には、60%の減衰を示し、全試料中最も応力の減衰傾向が強く現れていた。

(2) 100%伸長：37℃水中条件

伸長度を100%に設定した時の結果を図9に示した。(1)の結果とほとんど類似した応力の減衰傾

図8 各種リングレットの経時的な応力の変化 (伸長度50%, 37℃水中)

図9 各種リングレットの経時的な応力の変化 (伸長度100%, 37℃水中)

向が認められたが、その減衰の程度は、全試料とも伸長度50%の結果と比較して大きな値を示し、とくに市販品については、それが著しく、6時間後に55%、1日後で58%、さらに4週後では65%を示した。

一方、試作リングレットについては、5149が伸長度50%、100%にかかわらず、ほとんど同様の減衰傾向を示し、4週後で33%であった。4049は、4週後には42%を示し、試作リングレット4種類の中では、減衰の程度が最も大きいことが知られた。

3) 永久伸び試験

得られた結果を図10, 11に示した。たて軸に試料、横軸に永久伸び率%で表している。

(1) 50%伸長：37℃水中条件 (図10)

試作リングレットは、市販品に比較し永久伸び

図10 永久伸び率 (伸長度 50%, 37℃水中)

図11 永久伸び率 (伸長度 100%, 37℃水中)

率が小さい値を示した。5160は、試料中最も小さい値で12%、次に4060の13%、5149および4049は14%と16%を示した。これらに比較し、市販品は27%と大きい値であった。

(2) 100%伸長：37℃水中条件 (図11)

伸長度50%の場合に比較して、いずれの試料についても永久伸び率が増加していた。4種の試作リングレットは、22~27%の永久伸び率を示しているのに対し、市販品は52%と永久伸び率の大きいことがわかる。

2. 臨床試験

臨床試験に際しては、不正咬合の状態、個々の歯の大きさの違いなどにより、被験歯間の距離は

異なってくる。また、初期荷重を約 300 g に設定しようとする上でも鎖の長さを選択する必要がある。そこで、基礎的物性試験の(1)引張試験の結果 (表 2) を参考に、それぞれの症例についてリングレットの鎖の長さを決定した。

1) 歯の移動量の測定

(1) 歯の移動量

結果は、図12に示した。たて軸には4週後の移動量をmmで、横軸は試料の種類を表した。図から明らかのように、4週後の移動量は、厚さ0.49 mmの試作リングレットを応用した症例が他の材料を用いた症例に比較し、大きな移動量を示し

図12 歯の移動量

表 2 各種試料の伸びと荷重の関係

試料の種類	1 (mm)	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	(g)									
4049										
2	90	168	250	296	336	370	400	438	472	500
3	68	132	192	238	270	294	318	338	360	378
4	48	94	144	184	214	236	260	274	290	310
5149										
2	58	114	170	220	266	296	332	358	386	412
3	44	102	144	180	214	242	264	282	302	322
4	44	84	118	148	184	220	242	264	284	302
4060										
2	116	218	328	378	500	554	602	662	716	770
3	92	174	236	300	352	440	472	506	542	572
4	84	150	212	260	300	342	370	416	452	480
5160										
2	100	154	234	284	354	432	500	546	582	622
3	80	140	202	250	302	348	374	408	436	462
市販品										
2	70	158	234	298	358	404	448	486	520	554
3	38	88	136	182	224	262	296	322	352	376

表3 t-検定

試料種類	4 0 4 9			5 1 4 9			4 0 6 0			5 1 6 0			市 販 品	
連 鎖	2	3	4	2	3	4	2	3	4	2	3		2	3
試料番号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11		12	13
1		○	○			☆	☆						☆	☆
2							○	○	○	○			☆	☆
3							○	○	○	○			☆	☆
4							○	○	○	○			☆	☆
5						○	○			○			☆	☆
6							○	○	○	☆			☆	☆
7														
8													○	
9													○	
10													○	
11													○	○
12														○
13														

危険率 { ○ 5%
☆ 1%

た。特に5149の鎖4連を犬歯と第1大臼歯間に用いた症例が平均2.58mmと最も大きな値を示し、4049, 5149の他の応用症例では、平均2.13mmから2.45mmの値を示した。厚さ0.60mmを有する試作リングレットを応用した症例では、平均1.55mmから2.13mmの範囲の移動量を認めた。一方市販品を応用した症例では、鎖3連で平均1.65mm, 鎖2連では平均1.06mmと著しく小さな値を示した。

ここで、それぞれの試料を用いた移動量の平均値間の有意性をt-検定を用いて行ってみると表3のとおりになる。試作リングレット4049, 5149と市販品との間には、すべて危険率1%で有意の差が認められた。また4060, 5160と市販品の場合は、4060の鎖2連に有意の差が認められなかったが、他はすべて5%危険率で有意差が認められている。試作リングレットの厚さの差異によっても、その移動量は、5%危険率で有意の差が認められる場合が多かった。一方、同じ厚さの試作リングレット間でみると、スパンの長さの差による各試料の有意差はほとんど認められないといえよ

う。

(2) 経時的な歯の移動様相

熱硬化性の試作リングレット4049, 5149ならびに熱可塑性の市販品を用いた症例について、経時的な歯の移動様相を検討し、その結果を表4、

表4 試作リングレット (厚さ0.49mm)
歯の移動量 (単位 mm)

症例	初期荷重	実 験 期 間							計
		1日	3日	7日	2週	3週	4週		
1	278.9	0.8	0.3	0.1	0.2	0.6	0.9		2.9
2	264.0	0.8	0.1	0.2	0.1	0	0.3		1.5
3	243.0	0.7	0.2	0.1	0.2	0.2	0.8		2.2
4	261.4	0.8	0.1	0.2	0.3	0.4	1.0		2.8
5	284.4	0.8	0.2	0	0.3	0.6	0.8		2.7
6	272.4	0.7	0	0.1	0	0.5	0.4		1.7
7	313.2	0.4	0.3	0	0.5	0.5	0.7		2.4
8	313.2	1.0	0.5	0.3	1.0	0.4	0.2		3.4
9	313.2	1.0	0.2	0.2	0.2	0.6	0.6		2.8
10	263.6	0.8	0.2	0.2	0.7	0.3	1.1		3.3
11	257.2	1.2	0.2	0.5	0.3	0.4	0.4		3.0
平均	278.5	0.82	0.21	0.17	0.35	0.41	0.65		2.61

表5 市販品 (厚さ 0.70 mm)
歯の移動量 (単位 mm)

		実 験 期 間							
症例	初期荷重	1 日	3 日	7 日	2 週	3 週	4 週	計	
1	275.6	0.8	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	2.0	
2	272.2	0.2	0.2	0	0	0	0.2	0.6	
3	337.0	0.8	0	0	0.1	0	0.6	1.5	
4	319.4	0.8	0	0.2	0.2	0.4	0.2	1.8	
5	262.0	1.0	0	0	0.2	0.2	0.3	1.7	
6	258.2	0.7	0	0.2	0.2	0.7	0	1.8	
7	243.0	0.4	0.5	0	0.4	0.2	0.5	2.0	
平均	281.1	0.67	0.13	0.08	0.20	0.24	0.30	1.63

図13 歯の移動様相

5, 図13に表した。図はたて軸に移動量をmmで、横軸は、計測日を表した。棒グラフは計測日間の増加量を示している。

熱硬化性材を用いた症例も、熱可塑性材を用いた症例も、ともに図からもわかるように、全体としての傾向は同様な推移を示している。しかし、熱硬化性材を用いた症例の方が、熱可塑性材を用いた症例に比し、1週目以後の移動量の増加は漸次大きいような様相を呈している。

移動距離の増加量の観点からみると、第1日目では、両材料を用いた症例ともに平均0.7から0.8mmを示した。3日後、1週間後では、両症例とも、移動量は減少し、熱可塑性材を応用した症例の中には、全く移動を生じない症例も見られた。熱硬化性材を用いた症例では、1週から2週にか

けて0.35mm、2週から3週で0.41mm、3週から4週目には0.65mmと徐々に移動量は増加を認めた。一方、熱可塑性材を用いた症例では、1週から2週にかけて0.20mm、2週から3週で0.24mm、3週から4週には0.30mmと、熱硬化性材を応用した移動量に比べて小さい値であった。

2) 口腔内応用後の材質の変化

(1) 永久伸び試験

鎖3連を用いた結果を図14に示した。たて軸に試料の種類、横軸は伸び率%で表し、白グラフは装着時の伸びを、黒グラフは4週後の永久伸びを表した。

熱硬化性の試作リングレットは、60%から80%伸長した範囲で応用し、4週後の永久伸び率は16%から22%の範囲を示した。一方、熱可塑性の市販品は、60%伸長で応用し、4週後に33%の永久伸び率を示した。すなわち、試作リングレットの永久変形は、市販品のそれに比べ、約50%から60%程度にすぎないことが明らかとなった。

(2) 引張試験

図15にその結果を示した、用いた試料中、鎖3連を代表として、臨床応用前と臨床応用後の切断時強さと伸び率を比較した。黒グラフは臨床応用前、白グラフは臨床応用後の値である。口腔内で4週間装着された試料は、その切断時荷重、伸び率の値が、臨床応用前に比較し、小さな値を示した。

切断時荷重では、試作リングレット5160が約2,900gと応用した試料の中では最も大きな値を示し、4060、5149、4049は約1,700gから2,000g

図14 永久伸び率 (口腔内4週間応用後)

図15 切断時強さと伸びの関係（臨床応用前後）

の切断時荷重を示した。市販品については臨床応用前の値が約3,200gを示したのにもかかわらず、4週後の値は約1,900gと大きく低下していた。切断時の伸び率については、臨床応用前の全試料の値が490%から580%の範囲であったものが、臨床応用後では、450%から510%の範囲に低下の傾向を認めた。中でも市販品の伸び率は580%から500%に低下していた。

IV. 考 察

1. 試料の作製について

リングレットを試作するに当たって材質およびその形状について考慮する必要がある。材質に関しては、第1報においてすでに検討を加え、熱硬化性ポリウレタンゴム DC-4978 が最も優れた材質であることが明らかにされている。そこで本報ではその形状について考察を加えてみた。

まず、従来から用いられている材料について基礎的、臨床的立場から検討した結果、リングとリングの連結部での切断が生じやすいことが判明した。このため、今回の試作に当たっては、リングレットのリングと連結部の移行部を曲線とし、応力の集中を防止するよう工夫した。これは、移行部に角を作ると応力の集中がこの部位に起こるため、円弧の一部をとり入れた方が良いとされている¹²⁾からである。

さらに、リングレットを伸長した時に生ずる応力の緩衝を生じやすくするために、リングの円周幅に対し、連結部の幅を増大した形状をとった。次に、リングレットのスパンに関しては、臨床的見地から犬歯の遠心移動に用いる場合を例としてとりあげ、犬歯と第2小臼歯の頬側面の中心から中心までの距離の平均値を、大坪¹³⁾による日本人歯冠幅径の標準値から算出し、この間に、試作するリングレットの鎖3連を1.5倍から2.0倍の長さになるよう伸長した際に、ちょうど適合するようなスパンの長さを基本形とした。

この結果、下顎用として、リングとリングの中心間距離が4.0mm、上顎用として5.1mmの2種類のリングレットを作製した。鎖3連のリングレットを1.5倍から2.0倍の長さ伸長させることを基本とした理由は、予備実験においてほぼ同じ大きさの原試料を1.5倍から2.0倍に伸長するとおよそ200gから300gの力が得られることがわかっていたため、試作の段階では、一応それを基準として考えた。さらに力の調節を考え、市販品の厚さよりも薄い0.60mmと、0.49mmの厚さをもつ上下顎用のそれぞれ2種類の形状のリングレットを作製した。なお、リングレットの大きさは、ワイヤーとブラケットとの結紮の役割も果たせるように、ブラケットの大きさに拡大しても永久変形がほとんど見られない程度の円弧とし、上顎用では、内径のたて1.4mm、よこ1.8mmの楕円とし、下顎用には内径1.4mmの円形とした。

2. 基礎的物性試験について

熱硬化性ポリウレタンゴムDC-4978より試作したリングレット4種類が矯正用材料として適する材料か否かを見出す目的で基礎的物性試験、1)引張試験、2)経時的応力緩和試験、3)永久伸び試験、の3項目について実施し、比較検討のため同型の市販品を用いた。

1) 引張試験の結果について

临床上、リングレットはブラケット間、あるいはフックなどに伸長され、その時に発揮される応力が矯正力として作用し、歯の移動を引き起こすものである。

通常、臨床的にはリングレットの交換は4週間間隔であるが、この期間中に外因子などにより、リングレットの変形、破断が生ずるという報告^{2,9)}があり、臨床応用前の試料の伸びと強度について知る必要がある。またリングレットの伸びと荷重との関係を通常臨床的に使用している伸長度の範囲で把握しておかななくてはならない。リングレットの伸びと荷重についてみると、表2、図6に示したように、口腔内でリングレットが伸長される距離は、ほぼ10mm程度と考えられるため、1mmから10mmの範囲で両者の関係を検討した。図6の鎖3連の場合の荷重-伸び曲線からみると、10mmの伸長を与えた範囲では、いずれの材料もほぼ直線的に荷重の増加がみられており、厚さの差異により、同程度の伸びでも得られる力に差がみられる。試作リングレットと市販品との間には、この範囲内では特に明瞭な差異は観察されない。

一方、切断時荷重と伸びの関係をみると、伸び率では、4060が490%を示したが、他の4種では540から580%を示し、実際の臨床応用では、500%を超えて伸長して使用することは考えられないために、伸長度という観点からすれば十分臨床に耐用しうる材料と考えられよう。次に切断時荷重から、材質の強度について検討すると試作リングレットの4049, 5149は、約2,300g, 5160, 4060は約2,800g, 約3,400g, 市販品は約3,200gと大きな値を示したが、このように強度の差が生じた1つの要因としては断面積の違いからと考えられる。しかし、歯槽性の歯の移動を行おうとする場合に、初期荷重としてこのような大きさの矯正力を求めることは考えられない。したがって切断時強度という点では、十分な強度を有していると考えられた。

以上のことから、臨床応用の初期荷重の負荷のためには全試料とも使用可能と判断しうる。

2) 経時的応力緩和試験の結果について

Andreasen & Bishara^{1,2)}, Ware³⁾, Hershey & Reynolds⁴⁾, Wong⁵⁾らが報告しているように、従来の既製リングレットは、2～3時間後に

は、荷重が急激に減少し、以後この傾向はますます進行し3週間で75%も減少するといわれている。

本実験結果をみると、市販品は測定6時間後、1日後に急激な応力の減少を生じ、以後徐々に減衰が進行し、4週後に至っては、約60%の応力の減衰をみた。すなわち、従来からの報告と一致した所見を呈している。装着後、早期に応力の大きな減衰が生ずると、歯に加わる力は小さくなり、当初予定した歯の移動を十分達成することが困難となり、加えて、減衰する程度を考慮して初期荷重の調整を必要とすることになろう。より大きな初期荷重を得るには伸長度を増大し、その結果永久伸びも強く生ずることとなり、必ずしも臨床に供す材料としては適当ではないように考えられる。

一方、試作リングレットは、厚さ・形状の違いから4種類あるが、その経時的な応力の減衰傾向は、市販品に比較するといずれもきわめて小さい値であった。すなわち、第1報で報告したように、試作リングレットの材質が熱硬化性¹⁴⁾であるので、セグメントが架橋されていることと、疎水性の高い骨格構造をもった硬化剤 B-H-E-B (ビス-ヒドロキシ-エトキシ-ベンゼン) が使用されているために、有意の差をもって応力の減衰が小さいものと考えられる。さらに、4週間経過した後もなお初期荷重の70%程度の保持率を有すことから、当初与えられた力が比較的継続的に加えられていることが期待でき、従来の材料より効率よく歯の移動が進行するのではないかと考えられる。

3) 永久伸び試験の結果について

永久変形の小さい材料ほど経時的に応力を保持できると判断し、4週後の変形量を調べるために本実験を実施した。

本実験結果から、経時的応力緩和が大きい材料は、永久伸びも大きな値を示すことが判明した。このことは、第1報と同じ結果を示している。すなわち、市販品が全試料中最も大きい永久伸び率を示し、経時的応力緩和試験結果と一致した。こ

れは、素材が熱可塑性であるため、伸長された時点で分子間の凝集力が弱まり、さらには水分子が入り込み凝集力を減じ、永久変形が生じやすくなった¹⁵⁾ためと考えられる。試作リングレット4種類の中では、4049, 5149両材料が、4060, 5160に比較してやや大きな永久伸び率を示していたが、両者の間には有意の差は認められない。

このようなことから、試作リングレットは、50%, 100%の伸長度の条件では、明らかに永久変形の程度は、市販品よりも優れた材料であるといえよう。

3. 臨床試験について

1) 歯の移動

近年、矯正臨床においては、レジリエンスの大きいライトワイヤーを用いた歯の移動方法が盛んに取り入れられている。この種の術式のなかでは移動させようとする歯によって、それぞれ、最適な力“Optimum force”があると考えられ、犬歯の遠心移動に対しては、Storey & Smith^{16, 17)}やBegg¹⁸⁾は150gから200g, Reitan^{19, 20)}は250g, Burstone²¹⁾は150g, Sleicher²²⁾も150gから200gの力が適していると報告している。

しかしながら、矯正力としてリングレットのように、高分子材料を用いる時は、材質の劣化が生ずることを念頭におかねばならない。Andreasen & Bishara¹⁾は、従来から使用されているリングレットの市販品は、荷重の経時的減衰量が大いことを指摘し、1日に75%も減衰を生ずる熱可塑性材を用いる場合、もし100gの力が望まれるならば400gの力を初期荷重にすべきだと述べている。

本研究では、基礎的物性試験の結果、試作した試料の荷重減衰は、1日後に約25%であったことから、犬歯の遠心移動のためのOptimum Forceをおよそ200g前後と考え、初期荷重を約300gに設定するようにした。4週後の移動量を比較してみると、試作リングレットのなかでは厚さの違いが歯の移動量に対して最も大きな要因として考えなくてはならないことを示していた。もちろん、歯根の形態、歯周組織の状態など生物学的条件の

影響があるために必ずしも物性的な観点からだけでは判断しかねるところであるが、薄いリングレットの使用により伸長距離の変化に対して荷重の増大度が少なく、その結果、比較的矯正力として調節しやすい条件を備えているのではないかと推察される。また同じ厚さを有するリングレットのなかでは、スパンの長さの差や連鎖の数の差によっては、ほとんどその移動量には差異が認められなかった。このことは、リングレットの形状よりも材質の物性そのものが、歯の移動量には強く影響を及ぼすものと考えて差し支えないのではなかろうか。このことは市販品との比較をみることでより明瞭となってきた。すなわち、基礎的物性試験の結果からもわかるように、市販品は、劣化が大きく、その影響で歯の動きは、鎖3連で平均1.65mm, 鎖2連で平均1.06mmと著しく小さな値を示していた。これらの事実、熱硬化性ポリウレタンゴムDC-4978を素材として試作したリングレットの臨床応用の価値が従来のものに比較してきわめて高いことを示していると言っても過言ではない。

2) 経時的な歯の移動様相について

歯の移動様相については、矯正学の分野では、矯正力が間歇的に働く場合と、連続的に働く場合とで、その組織の応答が異なっていると考えられてきている。ライトワイヤー法²³⁾においては、最適な力を連続的に加えることにより、生物学的な歯の移動を遂行するという立場をとっている。そこで本研究では、リングレットを応用した際の4週間にわたる歯の移動様相を追跡してみた。すなわち、基礎的物性試験の結果をもとに、経時的な応力緩和度と、残存応力の観点から、歯の移動距離を考察することにした。

まず全体として、4週後の移動量の推移をみると、図13から明らかなように熱硬化性材料、熱可塑性材料いずれにおいても程度の差こそあれ、同じような移動様相を示すことが知られた。すなわち、装着1日目に0.7mmから0.8mmの著明な変化が現れ、1日目から3日にかけてその動きはかなり減少する。その後1週目まで、ほとんど

歯の移動はみられず、2週目に入り漸次歯の移動量が増加する傾向を示した。

装着1日目に0.7mmから0.8mmの移動量を見たことは、歯根膜の厚さをおよそ0.35mmから0.40mmと考えれば、1日目すでに骨の吸収を惹起し歯の移動が開始されていると考えられるかもしれない。しかし、3日目から1週目にかけて移動量が減衰することをみると、1日目の移動は必ずしも骨の吸収を伴った歯の移動の開始と考えるのは妥当ではないと思える。むしろ、計測部位が歯冠の中央に設定されているため、加えられた力により犬歯歯冠部の遠心傾斜が生じ、その影響が歯根膜の厚さを凌駕した計測値として現れていると考えた方が妥当であろう。この時期の組織変化は歯の傾斜移動により、歯槽頂付近の歯根膜が潰されて、いわゆる動物実験²⁴⁾において観察されている壊死様組織が歯根膜に出現している状態ではないかと推察される。また、相反的な力を受けて可及的に臼歯部の近心移動を防止しているにもかかわらず、第2小臼歯のわずかな近心傾斜も起きているのではないと思われる。これらのことから、1日目であたかも、大きな歯の移動が起きたかのような数値が計測されたと考えられる。このことは図16にみる装着時および同一患者の1日目

の口腔内X線写真からも推察しうる。すなわち、犬歯歯槽骨の遠心側に見られた歯根膜白線が、1日目で消失してしまっており、歯槽頂付近の歯根膜は圧閉されている像がうかがわれる。

次に、1週目以後になると、徐々に移動量が増加していることは、動物実験において確かめられている、いわゆる局所における破骨細胞の活性の高まりによる骨の吸収が開始されてきたためと考えられる。このような歯の移動様相は、従来動物実験でみられた強い力が加わった場合の穿下性骨吸収を伴う移動様相に類似している現象といえよう。このことは、本実験で加えた初期荷重300gがOptimum Force 200g 前後として、たとえ1日に25%減少することを加味して採用したとはいえ、やはり、1日目に至る24時間の過程の中では強すぎる力として歯槽組織に働いていると考えた方がよいのではなかろうか。確言すれば、臨床的立場からは、初期荷重として、たとえ減衰が1日目に25%あったとしても、より弱い力を適用した方がより速い歯の移動が期待できると考えられる。

次に、経時的な応力の緩和について、基礎実験にもとづき平均的な残存荷重を算出してみると、1日目には、熱硬化性材料では225g、熱可塑性材で140g、3日目には、熱硬化性材で200g、熱可

装着前

装着1日後

図16 X線所見

塑性材は110g, その後さらに徐々に減少を示し, 4週目には, 熱硬化性材では160g, 熱可塑性材では80gという数値が得られた。実際の臨床では, 歯の動きと材料の劣化が生ずるため, さらに残存する荷重は小さくなっていることは考慮せねばならない。これら残存荷重の程度の差異は, 歯の移動を目的とする場合には, 熱硬化性材料と熱可塑性材との間の決定的な材質の優劣と結びついてくる問題の1つといえよう。すなわち, 熱可塑性材料では, 経時的に応力緩和が著しいことから歯の移動には不利となる。すなわち, Optimum Forceをはるかに超えた大きな荷重を加えなければならず, しかも, 経時的にその残存する荷重が急激に減ずることさらに, Optimum Forceを保てる期間がきわめて短いという臨床的に不都合な条件を与えることになる。一方, 熱硬化性材料については, 先に述べたように, 本実験での初期荷重の設定がやや大きすぎた点是否めないが, 3週目, 4週目と歯の移動量曲線が上昇してきていることから, 初期荷重の設定をOptimum Forceの上限(約230gから250g)に抑えて, 通常, 歯槽骨の改造が始まるといわれている1日から3日目以後での歯の移動量の低下と, それに続く1週間までの停滞期を軽減させることにより, より速い歯の移動を遂行させようのではないかと考えられる。この点に関しては, 臨床例を増やし, 歯種による差異を含めて, さらに検討を加えてみたい。

一方, 歯周組織の物理学的性状として, 倉島²⁵⁾, 大山²⁶⁾が粘弾性体であることを証明している。歯の移動は, 粘弾性体の中での移動であるため, 初期の弾性成分の応答とその後に続く粘性成分の応答との混合変化として考えることができよう。従来, 主として歯の移動のためにはワイヤーという弾性体から派生される矯正力が用いられてきていた。本実験に用いた高分子化合物である熱硬化性ポリウレタンゴムは, その荷重-ひずみの特性からすれば, 一種の粘弾性体と考えることができる。すなわち粘弾性体である歯周組織の変化に粘弾性を有す矯正力を用いることは, 円滑な歯の移

動を誘起するためには理想的な方法ではないかと著者は考えている。粘弾性矯正力 (Viscoelastic Orthodontic Force)という考え方は, ライトワイヤー法の基礎である持続的な弱い力 (Light continuous force)をさらに理論的に発展させる基盤ともなるものであろう。この点粘弾性矯正力の定量的把握を含めて, 今後十分検討を加える必要がある。

他方, 本試料の経時的な材質の変化として, 劣化の問題があげられる。口腔内における環境は, 唾液, 食物など, 物理的, 化学的刺激が試料に加わるために, 基礎実験で得られた37°C水中での永久伸び試験の結果に比べ程度の差はあるが, 試作リングレットも市販品も劣化が進んでいることが明らかである。さらに切断時荷重, 伸び率についても同様な結果を呈した。この点は, Ash & Nikolai²⁷⁾らの報告と一致している。このような劣化の現象を可及的最少に抑えて, 粘弾性矯正力を発揮することができる材料の開発は, 今後さらに進められなければならないと思われる。

最後に, このような新製品の臨床応用という観点から, 最大の検討事項と考えられる項目に毒性の問題があげられる。この点に関して, 吉井²⁷⁾は, 本研究の試料の素材となっている熱硬化性ポリウレタンゴムDC-4978と類似したポリオール硬化のポリウレタンゴムを用いて動物実験により, 組織に対する為害性が全く認められなかったことを報告している。本研究に用いた材料には, 硬化剤としてB-H-E-Bが使用されており, 組織への為害性は全く考えられない。すなわち, きわめて安全性の高い物質であるといえよう。臨床的にも, 現在までのところ, 口腔内軟組織などへの炎症症状などの為害作用は全く認められておらず, 慢性症状としての特異的な反応も認められていない。

以上, 基礎的, 臨床的立場から本研究で試作した矯正用リングレットの臨床応用の検討を行ってきたが, 本研究の効果から, 本試料は, 現在のところきわめて有効な利用価値の高い材料であると結論できる。

V. 結 論

熱硬化性ポリウレタンゴムDC-4978（日本ポリウレタン社）を用い、矯正用リングレットを試作し、臨床応用の可能性について材質の変化、経時的な歯の移動などから種々の検討を加え次のような結論を得た。

1. リングレットの試作に当たり、その形状を、(1)応力集中の緩和、(2)臨床的に犬歯遠心移動に対する使いやすさ、の観点から検討し、厚さならびに、リングとリングの間のスパンの異なる4種類のリングレットを試作した。

2. 試作した4種類のリングレットと市販品とを用い基礎的物性を検討するため、(1)引張試験、(2)経時的応力緩和試験、(3)永久伸び試験、を実施した。

切断時の伸び率と荷重については約500%, 2,300g, 経時的な応力緩和は、100%伸長条件下にて、6時間後には20%から25%, 1日後に25%から30%, 4週間後では35%から40%の応力減衰を示した。永久伸びについては、100%伸長条件下にて、22%から26%にわたる永久変形が認められた。市販品は、特に応力緩和、永久変形の点で有意の差をもって材質的に劣っていることが明らかとなった。

3. 犬歯遠心移動を実験方法に選び、臨床応用の立場から試作リングレットの材質を検討した。材質の劣化を考慮し、初期荷重を300gに設定し、4週後の犬歯遠心移動量を測定した結果、形状の差異よりも材料の厚さによる差異に有意の差が認められた。経時的な歯の移動様相を検討してみると、残存荷重の程度は、試作リングレットの方がはるかに優れており、装着後2週目以後から移動量の増加が認められた。しかし、初期荷重としては、300gとして設定した量は、歯の移動様相からみると必ずしもOptimum Forceに近い値とは言えず、いわゆる傾斜による歯槽頂付近に壊死組織の出現をみたと推察される所見が得られた。市販品と比較すると、残存荷重ならびに臨床応用後の永久伸び率の点で本試料の材質の優秀性が明ら

かとなった。

稿を終わるに臨み、懇篤なるご指導を賜った東京医科歯科大学矯正学教室三浦不二夫教授、医用器材研究所増原英一教授に対し深く謝意を表するとともに、ご指導いただいた医用器材研究所中林宣男助教授、また東京医科歯科大学矯正学教室石崎正先生はじめご協力をいただいた医用器材研究所ならびに矯正学教室の諸先生に対し深く感謝いたします。

文 献

- 1) Andreasen, G. F. & Bishara, S. E.: Comparison of Alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthodont.*, 40: 151-158, 1970.
- 2) Bishara, S. E. & Andreasen, G. F.: A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. *Angle Orthodont.*, 40: 319-328, 1970.
- 3) Ware, A. L.: Some properties of plastic modules used for tooth movement. *Aust. Orthodont. J.*, 2: 200-202, 1971.
- 4) Hershey, H. G. & Reynolds, W. G.: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am. J. Orthodont.*, 67: 554-562, 1975.
- 5) Wong, A. K.: Orthodontic elastic materials. *Angle Orthodont.*, 46: 196-205, 1976.
- 6) Kovatch, J. S. *et al.*: Load-Extension-Time behavior of orthodontic Alastiks. *J. Dent. Res.*, 55: 783-786, 1976.
- 7) Ash, J. L. & Nikolai, R. J.: Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. *J. Dent. Res.*, 57: 685-690, 1978.
- 8) Varner, R. E. & Buck, D. L.: Force production and decay rate in Alastik modules. *J. of Biomedical Materials Res.*, 12: 361-366, 1978.
- 9) Brantley, W. A. *et al.*: Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthodont.*, 49: 37-43, 1979.
- 10) Young, J. & Sandrik, J. L.: The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthodont.*, 49: 104-109, 1979.
- 11) 加藤博重: ポリウレタン製リングレットの研究 (第1報), 適性材料の検討. *歯科理工学雑誌*, 19: 290-297, 1978.
- 12) 西田正孝: 応力集中. 東京, 1968, 森北出版株式会社, 4-138ページ.
- 13) 大坪淳造: 日本人成人正常咬合者の歯冠幅径と歯列弓及び Basal Arch との関係について. 日

- 矯歯誌, 16 : 36-46, 1957.
- 14) 増原英一, 中林宣男 : 歯科用レジンの知識. 歯科技工, 2 : 25-30, 1974.
 - 15) 岩倉義男 : 高分子化学実験法. 東京, 1968, 朝倉書店株式会社, 18-25ページ.
 - 16) Storey, E. & Smith, R.: Force in orthodontics and its relation to tooth movement. The Australian J. of Dentistry, 56: 11-18, 1952.
 - 17) Smith, R. & Storey, E.: The importance of force in orthodontics. The Australian J. of Dentistry, 56: 291-304, 1952.
 - 18) Begg, P. R.: Differential force in orthodontic treatment. Am. J. Orthodont., 42: 481-510, 1956.
 - 19) Reitan, K.: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am. J. Orthodont., 43: 32-45, 1957.
 - 20) Reitan, K.: Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am. J. Orthodont., 53: 721-745, 1967.
 - 21) Burstone, C. J.: The application of continuous forces to orthodontics. Am. J. Orthodont., 59: 1-14, 1961.
 - 22) Sleichter, C. G.: A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces. Angle Orthodont., 41: 66-75, 1971.
 - 23) 三浦不二夫, 井上直彦 : ライトワイヤーテクニック. 東京, 1972, 医歯薬出版株式会社.
 - 24) Azuma, M.: Study on histologic changes of periodontal membrane incident to experimental tooth movement. Bull. Tokyo Med. Dent. Univ., 17: 149-178, 1970.
 - 25) 倉島晃一 : 歯周組織の力学的性状に関する研究. 口病誌, 30 : 361-385, 1963.
 - 26) 大山 肇 : 矯正力による歯周組織の静的粘弾性の変化. 国際歯科ジャーナル, 1 : 225-236, 1975.
 - 27) 吉井 修 : 新しい歯科矯正用弾性高分子材料の研究 (第2報). 日矯歯誌, 31 : 168-174, 1972.