

SPEED Applianceによる成人矯正治療について
—その4. 7本巻超弾性矯正線 (Supercable) の特性と臨床的使用方法について—

山崎俊恒

日本大学歯学部歯科矯正学教室

〈原著〉

SPEED Appliance による成人矯正治療について

—その4. 7本巻超弾性矯正線 (Supercable) の特性と臨床的使用方法について—

SPEED Appliance Technique in adult cases

—Part 4. The properties of seven stranded nickel-titanium coaxial wire (Supercable) and its clinical use—

山崎俊恒

日本大学歯学部歯科矯正学教室

Toshihisa YAMAZAKI DDS, PhD

Nihon University School of Dentistry

キーワード: Supercable、SPEED Appliance、微弱矯正力、超弾性ワイヤー

要旨 Supercableは、SPEED Applianceの開発者であるHansonがSPEED Applianceで使用するために1993年に開発したnickel titanium 7本巻のcoaxial wireで、歯の移動に際し究極的に微弱で持続的な矯正力を発現し、永久変形を起こさないarch wireである。SPEED bracketを用いてbracket間距離10mmで中央に力を加え、1～3mmまでの変位をさせる三点曲げ試験を行った結果、Supercableは65gの持続的な一定の力が変位の解放を通じて生じていた。また、上顎右側側切歯の1～3mmの舌側転位を想定して、strain gauge応用の歯列弓模型にて計測を行った結果、SupercableとSPEED bracketの組み合わせは他のnickel titaniumのwireと比較して18.5%～29.8%の弱い力を示し、歯列内の固定源となる歯にもリアクションが少ないことがわかった。この組み合わせを抜歯症例の初期排列に用いた場合、発現する微弱な矯正力は前歯群のflare outを起こさずに、側方歯群は抜歯空隙に向かってmigrationを起こし排列される。このため、中程度の叢生においては犬歯の遠心移動などによって予め排列空隙の確保を行う必要がない。また、重度の叢生においては、SupercableをSPEED bracketに組み込まれているauxiliary tubeにdouble wireとして併用することにより、排列空隙を確保しながら転位歯の排列を同時に行うことができる。Supercableを臨床で用いる場合の手技や臨床効果についても併せて報告する。

緒言

矯正臨床医はnickel titaniumや β -titaniumなどの新合金に注目している。それは矯正での歯の移動に際して、stainless steelに比べてより弱く持続的な力を発現するからである。近年、中程度の叢生を有する症例に対しての非抜歯による治療の試みが増えていることから、より弱く持続的な力を発現する超弾性矯正線にさらに注目が集まっている。

Andreasenら¹⁻³⁾は1970年代にNitinolの性状を確かめた。これが形状記憶合金の始まりで、アメリカのNASAでの研究の産物であることは有名である。さらに、Nickel titaniumと開発された研究所のNaval Ordnance Laboratoryの頭文字を取っていることもよく知られているところである。

Burstoneら⁴⁾は1958年に超弾性Chinese NiTiの

spring backがstainless steelの4倍もあり、Nitinolの1.5倍であることを示した。NiTiは、大きなspring backを有した低い剛性のwireを必要とされる臨床の場面において非常に有用であると主張している。

三浦ら⁵⁾は1986年に引っ張り試験および曲げ試験を通してJapanese NiTiが超弾性を有することを確かめた。そして、このwireの性状は歯の移動に際して他のwireより生理的に望ましい力を発現することを暗示した。

1993年にHansonは超弾性nickel titanium 7本巻coaxial wireであるSupercable (図1)を開発した。このwireは歯の移動に際し究極的に微弱な力を発現するとされ、永久変形を起こさないarch wireである。この弱い力をWoodsideは講演の中でlight forceより微弱であるとして、minute forceと呼んでいる。

著者はこの論文でSPEED Appliance⁶⁻¹⁸⁾ (図2)と

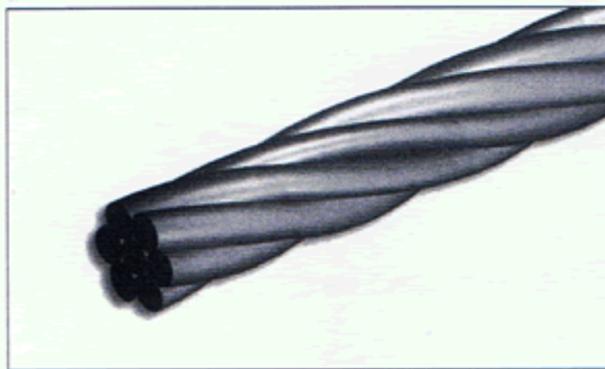


図1 Supercable
Supercableは超弾性nickel titanium 7本巻 coaxial wireである。SPEED Applianceの考案者であるHansonにより1993年に開発された。(SPEED System Orthodontics, STRITE INDUSTRY LIMITED, User's Guideより引用)

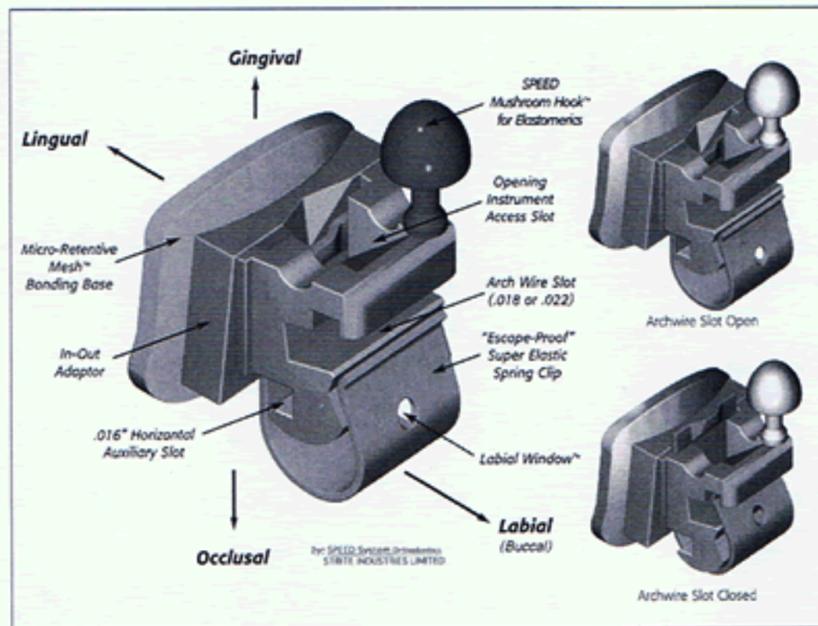


図2 SPEED bracke
SPEED bracketは21世紀になってから、組み込みのspring clipがnickel titanium製になったことで4倍もflexibleになり変形が少なくなった。さらに、labial windowが設けられて開閉などの操作性も向上した。(SPEED System Orthodontics, STRITE INDUSTRY LIMITED, User's Guideより引用)

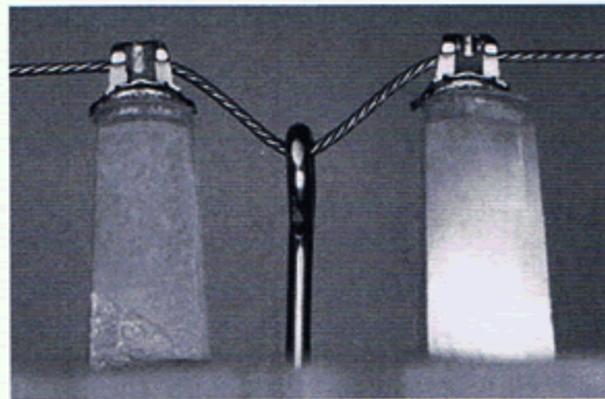


図3 三点曲げ試験
0.022" slotのSPEED bracketを用い bracket間距離10mmでwireを装着した模型の中央に力を加え、3mmまでの変位をさせ計測を行った。

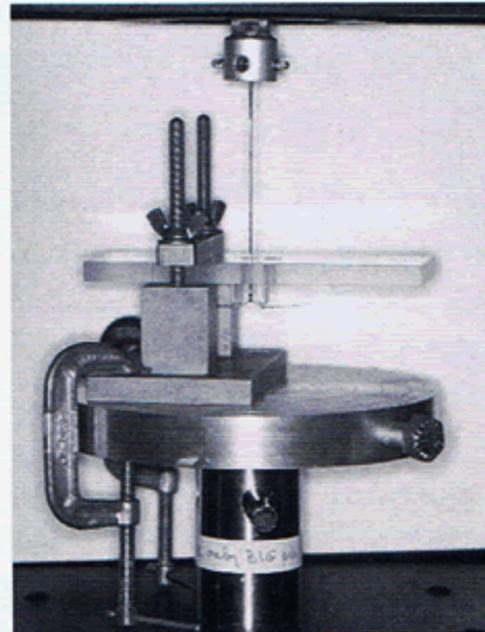


図4 Instron Universal machine
計測はInstron Universal machineを用い、loadingの限界点は1800gに設定して計測を行った。

Supercableとの組み合わせが発現する微弱矯正力とその持続性について検討し、臨床効果について検証し、その使用に際しての手技と注意点とを呈示する。

Supercableが発現する微弱矯正力の検討

1. 三点曲げ試験による検討

Toronto大学歯学部矯正学教室のWoodside教授と共同でbracket間距離10mmで中央に力を加え、3mmまでの変位をさせる三点曲げ試験(図3)を行った結果、Supercableは従来のnikel titanium wireと比較して1/2以下の有意に微弱である minute forceを持続的に発現することを明らかにした。

1) 資料および方法

0.022" slotのSPEED bracketを用いbracket間距離10mmでwireを装着した模型の中央に力を加え、3mmまでの変位をさせInstron Universal machine(図4)を用いて計測を行った。使用したwireは、それぞれ0.016"径のStainless steel(American Orthodontic社製)、Elgiloy-green(Rocky mountain orthodontics社製)、Nickel titanium(SPEED

SYSTEM社製)、Sentalloy-light(TOMY INTERNATIONAL社製)、Stainless steel coaxial(SPEED SYSTEM社製、stainless steel 7本巻)、およびSupercable(SPEED SYSTEM社製、nickel titanium 7本巻)の6種類である。

Instron Universal machineのload cellは2000gのものを用い、loadingの限界点は1800gに設定した。記録はchart speedは毎分10mmあるいは20mm、full scale loadは200g~2000gにてX-Y recorderにより自動記録を行った。さらに、digital表示の読み取りをloading時およびunloading時の1.0mm、2.0mm、3.0mm時点と最終loading時、永久変形の量について行った。変位は0.0mm~3.0mmのloadingを行った後、30秒間保持した後に引き続き3.0mm~0.0mmのunloadingを行った。

すべての計測は室温(19.5~21.0°)で行い、Sentalloyについては恒温槽内(36.5~37.5°)にて計測を行った。各々10本のwireについて計測を行い平均を求めた。

Data間における有意差の検定は、計測によって永久変形を起こさなかったNickel titanium、Sentalloy、Supercableの3種類についてANOVAに

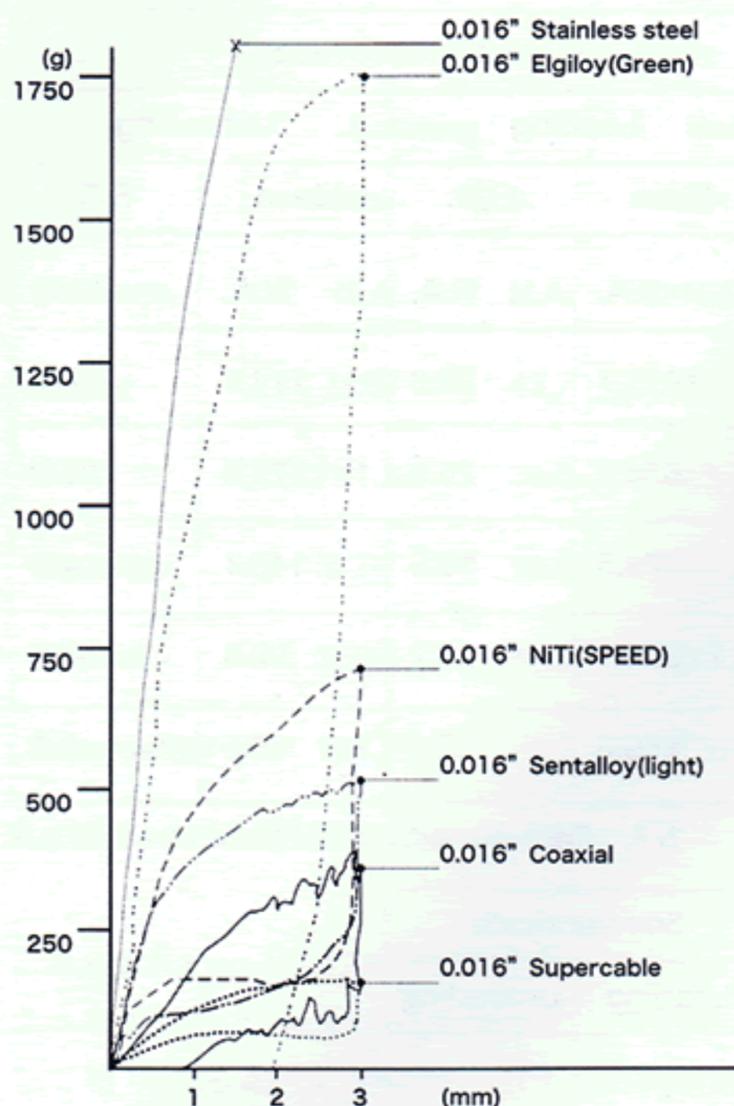


図5 各wireのloading時およびunloading時の代表的な波形
Stainless steelは1mmを超えた変位で1800gの荷重により、scale overした。Elgiloyは2mmで永久変形を起こした。NiTiは約170g、Sentalloy-lightは約120gの力をunloading時に示した。Stainless steel coaxialはわずか約90gの弱い力を発現したが1mmの永久変形が残った。Supercableは約65gの持続的な一定の力が変位の解放を通じて働いていた。

より行った。

2) 結果 (表1～3、図5)

計測および検定の結果を表1～3、各wireの代表的なloadingおよびunloadingの波形を図5に示す。

Stainless steelは1mmを超えた変位で1800gの荷重により、scale overした。Elgiloyは2mmで永久変形を起こした。NiTiは約170g、Sentalloy-lightは約120gの力をunloading時に示した。Stainless steel coaxialはわずか約90gの弱い力を発現したが1mmの永久変形が残った。Supercableは約65gの持続的な一定の力が変位の解放を通じて働いていた (表1、図5)。

Three point suspension testによって発現した力を、Supercable、Sentalloy、NiTi相互間で有意差の検定を行った結果、SupercableはSentalloyおよびNiTiに比較して、SentalloyはNiTiに比較して、全ての場合において0.1% levelで有意に弱い力を発現した (表2)。

また、Supercableは0.022" slotのSPEED bracketとの併用によりunloading時において2mm引き下げ時の66.5gより、1mm引き下げ時の72.1gの方が強い力を発現した (表1)。両者間での有意の差はなかった (表3)。

3) 考察

今回の計測結果をみてわかったことは、矯正治

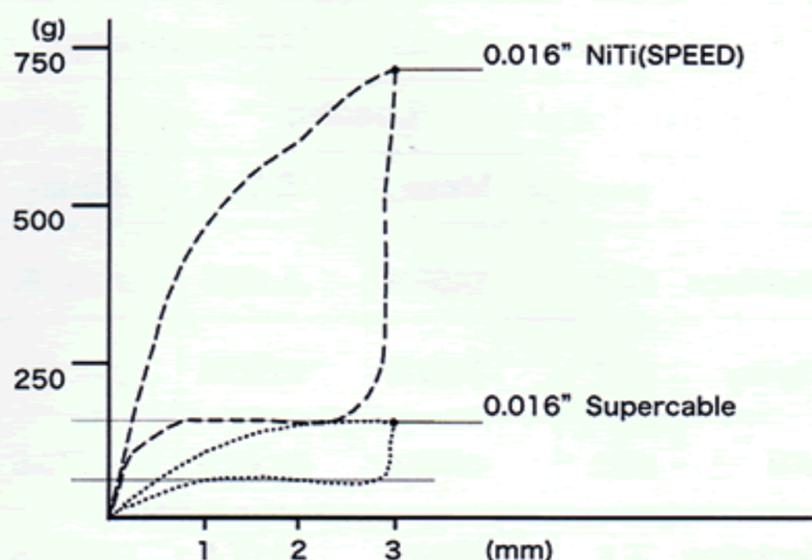


図6 SupercableとNiTiのhystereses curveの比較
両者の軌跡は非常に良く似通っていた。

療において弱い力を求めながらも、実際の臨床においては大きな矯正力がかかっていたことが想定されたことである。0.016"径の矯正線は初期の排列の際に最も頻繁に使用されているarch wireであろう。この0.016"径のarch wireを10mm長の中央でわずか1mm変位させた場合にStainless steelでは約1500gもの力が生じていたことである。さらに、NiTiでさえ1mm変位で約170gもの力が加わっていたことである。今回の10mm長の中央という設定は中程度以上の叢生を有する症例において頻繁に遭遇する状況である。Stainless steel coaxialは比較的弱い力を発現したが3mm変位させると0.86mmの永久変形が残った。またarch wire表面にあるねじれが摩擦を生じさせているのが代表的な波形の図 (図5) でわかる。Supercableも同様の表面構造を有しているが、超弾性wireの持つspring backによって随時補正が行われていると推測され、永久変形も起こさない。Supercableは従来のnickel titanium wireと比較して1/2以下の有意に微弱であるminute forceを持続的に発現し、力の変化が非常に少ない究極的な超弾性の性状を示し、特に0.022" slotのSPEED bracketとの併用によりunloading時において2mm引き下げ時の66.5gより、1mm引き下げ時の72.1gの方が強い力を発現した。SupercableとNiTiとの比較を図6に示すが、

	1mm activation				2mm activation			
	Loading		Unloading		Loading		Unloading	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
Stainless	1469.4	18.1	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.
Elgiloy	1142.3	23.8	0.0	0.0	1675.7	26.6	114.1	7.1
NiTi	462.4	12.3	170.5	11.8	634.0	25.0	175.8	19.8
Sentalloy	392.7	7.5	102.8	4.1	473.5	10.6	145.1	4.6
Coaxial	183.1	9.4	13.5	4.8	325.1	26.2	92.4	6.4
Supercable	106.5	4.8	72.1	2.2	155.6	5.0	66.5	2.6

表1 三点曲げ試験の結果(計測値)

N.A. : The maximum force level was set at 1800g.

	1mm activate		2mm activate		3mm activate	
	Loading	Unloading	Loading	Unloading	Loading	Unloading
0.022" X 0.028" SPEED bracket						
Supercable-Sentalloy	***	***	***	***	***	***
Supercable-NiTi	***	***	***	***	***	***
Sentalloy-NiTi	***	***	***	***	***	***

表2 三点曲げ試験の結果(wire間での有意差)

NS : nonsignificant, Statistically significant : * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

	0.022" X 0.028" SPEED bracket		
	Supercable	Sentalloy	NiTi
Loading 1mm-Unloading 1mm	***	***	***
Loading 2mm-Unloading 2mm	***	***	***
Loading 3mm-Unloading 3mm	NS	***	***
Loading 1mm-Loading 2mm	***	***	***
Loading 2mm-Loading 3mm	NS	***	***
Loading 1mm-Loading 3mm	***	***	***
Unloading 1mm-Unloading 2mm	NS	***	NS
Unloading 2mm-Unloading 3mm	***	***	***
Unloading 1mm-Unloading 3mm	***	***	***

表3 三点曲げ試験の結果(転位量間での有意差)

NS : nonsignificant, Statistically significant : * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

超弾性のwireにおいては見かけ上の変形と回復によって、このようなhysteresis curveを描くことがよく知られているとおり、この両者の軌跡は非常に良く似通っている。NiTiにおいても、unloading時において2mm引き下げ時の175.8gが1mm引き下げ時の170.5gと逆転は起こさなかったものの、非常に近似していて、両者間で有意の差がなかつ

た(表3)。このように平均値では現れなかったが、実際NiTiにおける10本のwire計測において1mmと2mm引き下げ時で逆転を起こしたものが2例ほどあった。この転位量が小さい方が転位量が大きい方よりも強い矯正力が生じるという逆転現象は、通常の蓄積される弾力とその解放という常識では理解しがたいものであろう。近い方が強い力が生

	3mm activation				Deformation (mm)		Loading peak	
	Loading		Unloading				(g)	(mm)
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Force	Activate
Stainless	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	N.A.	1800.2	1.45
Elgiloy	1698	43.7	1577.1	33.1	1.82	0.01	1750.4	2.56
NiTi	741.5	34.0	715.8	37.3	0.00	0.00	746.6	2.96
Sentalloy	517.7	16.2	495.2	16.9	0.03	0.01	523.0	2.87
Coaxial	358.6	32.0	330.7	35.8	0.86	0.05	397.2	2.84
Supercable	161.7	6.4	155.3	6.5	0.00	0.00	169.6	2.77

表1(続き) 三点曲げ試験の結果(計測値)

N.A.: The maximum force level was set at 1800g.

じる mechanics は磁力以外に想像はできない。このような転位歯と arch wire の関係にして然り、coil にして然りである。いわゆる「バネ」の構造は蓄積される弾力が解放されるに従い力は減るのである。しかしながら、SPEED bracket と Supercable との組み合わせでは恒常的に生じる性質である。これは推測するに SPEED bracket に組み込まれている spring clip の働きによるものであろうことは確実である。いずれにしても SPEED bracket と Supercable との組み合わせは究極的に微弱な力 (minute force) を持続的に発現することによって生理的な歯の移動を効率的に起こすことは間違いない。

4) 結論

- (1) Supercable は実験材料中最も弱い力を発現し、永久変形を起こさなかった。
- (2) Supercable は Sentalloy および NiTi に比較して、全ての場合に於いて 0.1% level で有意に弱い力を発現し、その力は 1/2 以下であった。
- (3) Supercable は、引き下げ距離による力の変化が非常に少ない究極的な超弾性の性状を示し、特に 0.022" slot の SPEED bracket との併用により unloading 時において 60~70g の力を持続的に発現した。

2. Strain gauge 応用の歯列弓模型による検討

Supercable と SPEED bracket の組み合わせにより歯列内に生じる力について、上顎右側側切歯の 1~3mm の舌側転位を想定して、strain gauge 応用の歯列弓模型にて計測比較した結果、Supercable と

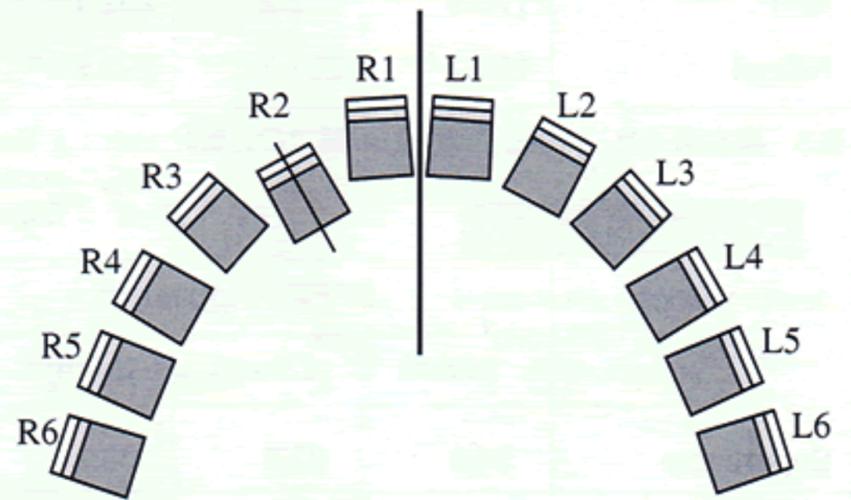


図7 上顎右側側切歯の舌側転位を想定した実験装置の模式図
野間の方法¹⁹⁾に準じ4mm角の真鍮棒により上顎歯列弓を模倣した実験モデルを用いて上顎右側側切歯(R2)の3mmまでの舌側転位を想定し、strain gaugeを用いて各々の歯に生じる矯正力の強さと方向を計測した。

SPEED bracket の組み合わせは NiTi との組み合わせに比較して 18.5~29.8% の弱い力を示し、歯列内の固定源となる歯にもリアクションが少ないことが明らかになった。

1) 資料および方法

Supercable から個々の歯に発現される矯正力について検討するため、野間の方法¹⁹⁾(図7)に準じ4mm角の真鍮棒により上顎歯列弓を模倣した実験モデルを用いて上顎右側側切歯(R2)の3mmまでの舌側転位を想定し、strain gaugeを用いて各々の歯に生じる矯正力の強さと方向を計測した。

計測には野間の0.018" slotの Edgewise bracket の data との比較のため0.018" slotの SPEED bracket を使用した。計測に用いた wire の種類は、0.016" 径の Supercable (SPEED SYSTEM 社製、nickel

	SPEED Appliance			Edgewise Appliance #		
	1.0mm	2.0mm	3.0mm	1.0mm	2.0mm	3.0mm
Supercable	53.5	87.4	117.7	60.5	127.3	277.8
SS Twist	69.9 ***	135.9 ***	202.4 ***	76.7 **	189.9 ***	405.9 ***
NiTi	289.0 ***	347.5 ***	394.7 ***	237.1 ***	390.8 ***	480.8 ***
Nitinol	232.7 ***	376.4 ***	583.0 ***	203.5 ***	463.5 ***	645.5 ***

表4 舌側転位を想定したR2に生じた力 (wire間での比較) Unit : g, Statistically significant : * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001
: Edgewise Appliance, Data from Noma's study except Supercable

	SPEED Appliance			Edgewise Appliance #		
	1.0mm	2.0mm	3.0mm	1.0mm	2.0mm	3.0mm
Supercable	28.2	42.7	62.2	0.9	95.7	230.3
SS Twist	36.9 **	70.4 ***	93.0 **	13.4 NS	75.1 NS	337.2 ***
NiTi	178.9 ***	193.2 ***	202.1 ***	118.5 ***	187.1 NS	275.7 *
Nitinol	127.7 ***	207.7 ***	292.9 ***	75.4 ***	213.3 *	341.0 ***

表5 隣在歯 (R1) に生じた力 (wire間での比較) Unit : g, Statistically significant : * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001
NS : nonsignificant, Statistically
: Edgewise Appliance, Data from Noma's study except Supercable

	SPEED Appliance			Edgewise Appliance #		
	1.0mm	2.0mm	3.0mm	1.0mm	2.0mm	3.0mm
Supercable	34.0	43.2	66.9	25.9	87.9	214.6
SS Twist	49.2 **	70.2 ***	126.6 **	37.8 NS	96.0 NS	238.6 NS
NiTi	186.5 ***	212.2 ***	269.5 ***	151.8 ***	196.3 ***	233.2 NS
Nitinol	136.2 ***	195.2 ***	376.1 ***	114.9 ***	233.4 ***	287.8 ***

表6 隣在歯 (R3) に生じた力 (wire間での比較) Unit : g, Statistically significant : * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001
NS : nonsignificant, Statistically
: Edgewise Appliance, Data from Noma's study except Supercable

	1.0mm			2.0mm			3.0mm		
	SPEED	SIG.	Edgewise #	SPEED	SIG.	Edgewise #	SPEED	SIG.	Edgewise #
Supercable	53.5	NS	60.5	87.4	***	127.3	117.7	***	277.8
SS Twist	69.9	**	76.7	135.9	***	189.9	202.4	***	405.9
NiTi	289.0	***	237.1	347.5	***	390.8	394.7	***	480.8
Nitinol	232.7	***	203.5	376.4	***	463.5	583.0	***	645.6

表7 舌側転位を想定したR2に生じた力 (bracket間での比較) Unit : g, Statistically significant : * p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001
NS : nonsignificant, Statistically, ■ : SPEED > Edgewise
: Edgewise Appliance, Data from Noma's study except Supercable

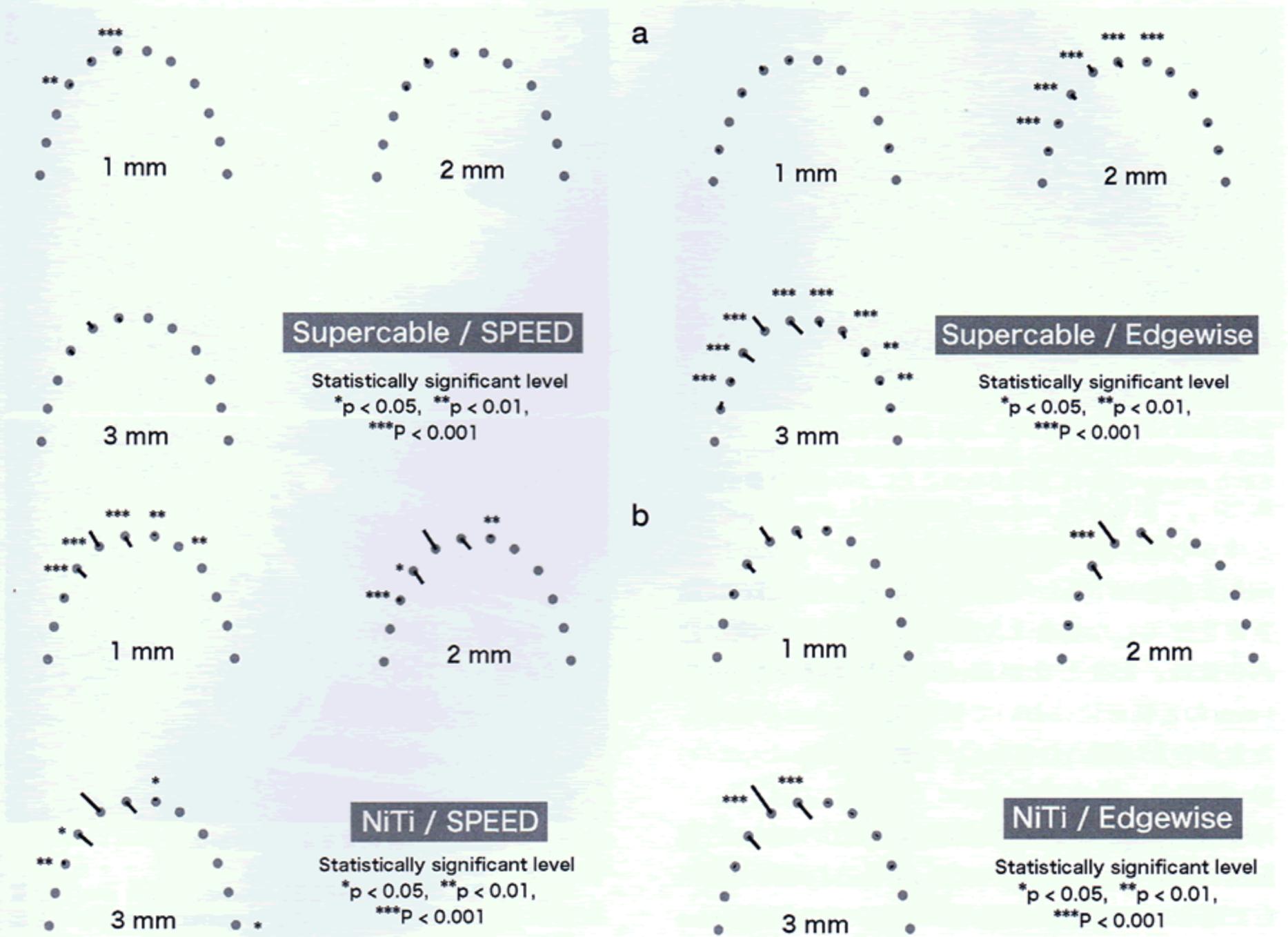


図8 各々の歯に生じる矯正力の強さと方向

- a) Supercable を SPEED Appliance と Edgewise Appliance に装着した場合
 0.016" 径の Supercable を装着した場合に歯列内の各々の歯に生じた力の大きさをベクトル表示で表す。Edgewise Appliance で用いた場合に、2、3 mm で有意に大きいのは結紮線で wire のねじれ目を lock した影響であると考えられる。SPEED Appliance で用いた場合に、1 mm で隣在歯 (R1、R3) のリアクションが有意に大きいのは arch wire の弾力と SPEED bracket に組み込まれた spring clip との協調のせいである。
- b) NiTi を SPEED Appliance と Edgewise Appliance に装着した場合
 0.016" 径の NiTi を装着した場合に歯列内の各々の歯に生じた力の大きさをベクトル表示で表す。Edgewise Appliance で用いた場合に、2、3 mm で R2 に有意に大きい力を生じていた。SPEED Appliance で用いた場合に、1 mm で R2 と両隣在歯さらにその付近の歯まで有意に大きい力を生じていたのは spring clip との協調のせいである。2、3 mm での両隣在歯およびその付近の歯でのリアクションが強い結果も同様に spring clip との協調のせいである。

titanium 7 本巻)、Stainless steel Twist wire (Rocky Mountain 社製、stainless steel 5 本巻)、NiTi (Ormco 社製)、Nitinol (3M Unitek 社製) の 4 種類の arch wire を用いて計測を行った。各々 5 本の wire について計測を行い平均を求めた。

測定は共和電業社製静歪測定器と scanner を用い記録した。Data 間における有意差の検定は t-test により比較検討を行った。

2) 結果 (表4~7、図8)

計測された唇 (頬) 舌方向の力の平均値および検定の結果を表4~7に示す。NiTi および Supercable での各々の歯に生じる矯正力の強さと方向をベクトル表示したものを図8に示す。

Supercable と SPEED bracket の組み合わせにより 1 mm、2 mm、3 mm、の舌側転位を想定した際に R2 にかかる唇舌方向の力は、それぞれ 53.5 g、87.4 g、117.7 g であり、他の wire に比べ全ての条件で有意 ($p < 0.01$) に弱い力を発現した (表4)。また、その力の差は舌側転位量が大きい程顕著であった。

転位歯 R2 の隣在歯に R1 および R3 に反作用として生じた舌側方向の力においても、Supercable は他の wire に比べて有意に弱い力を発現し、その力の差は舌側転位量が大きい程顕著であった (表5、6)。

Edgewise bracket と SPEED bracket との比較では、舌側転位を想定した際に R2 にかかる唇舌方向の力は、SPEED bracket に組み込まれた spring clip で

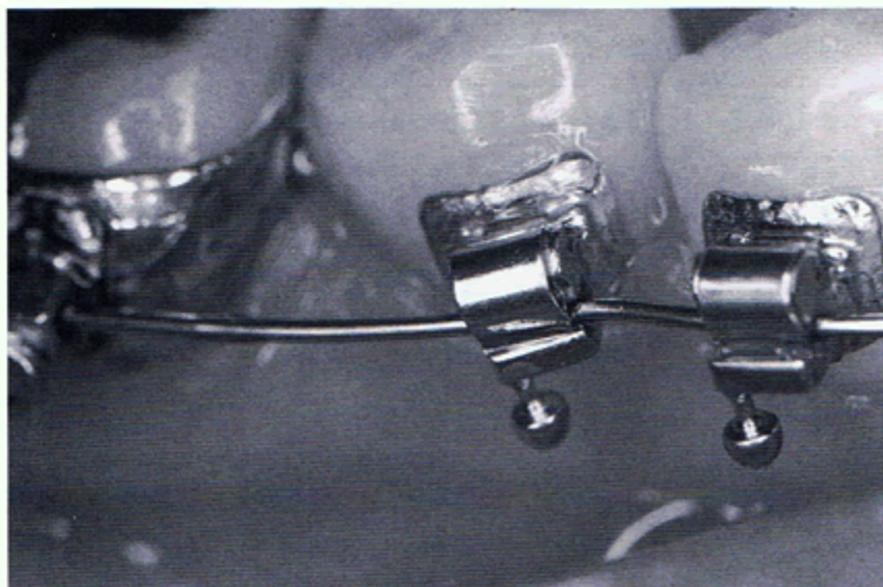


図9 Arch wire と spring clip に蓄積された energy
Arch wire の弾力に spring clip の弾力が加味され、双方に蓄積された energy が徐々に解放されることにより歯の移動が起きる。

wire を固定した場合の方が、Edgewise bracket に結紮線を使用した場合より弱い力を生じる傾向が認められた。しかしながら、NiTi および Nitinol の 1mm の舌側転位において SPEED bracket を使用した方が有意に強い力を示した (表7)。

3) 考察

Strain gauge での検討で側切歯 (R2) の 1mm 舌側転位の際の data でのみ NiTi 系の round wire を使用した場合に SPEED bracket との併用の方が Edgewise bracket との併用よりも有意に大きい値を示したことは興味深い (表7)。これは、SPEED bracket の組み込みの spring clip の弾力と、nickel titanium wire における spring back との相互作用による蓄積 energy (図9) の結果で、SPEED bracket の大きな特徴が証明された結果である。SPEED Appliance での SPEED はそれぞれ S : Self ligating、P : Precision、E : Edgewise、E : Energy、D : Delivery の意味を表現している。Self ligation 機構を組み込んだ精密な Edgewise 装置であり、energy の配達機能を有しているという意味合いである。SPEED bracket の特徴は組み込みの spring clip であり、様々な利点をも生み出している。SPEED Appliance では不正な位置にある歯の SPEED bracket に arch wire が装着されると wire から受ける力により spring clip がたわみを起こす。この状態から wire と bracket との関係を home position (図10a、b) という適正位置に control することにより不正の改善が行われるのである。Arch wire の弾力に spring clip の弾力が加味され、双方に蓄積された energy が徐々に解放されることで、常に wire-bracket 間の位置関係を姿勢制御することにより歯の移動をするのである。上記の 1mm

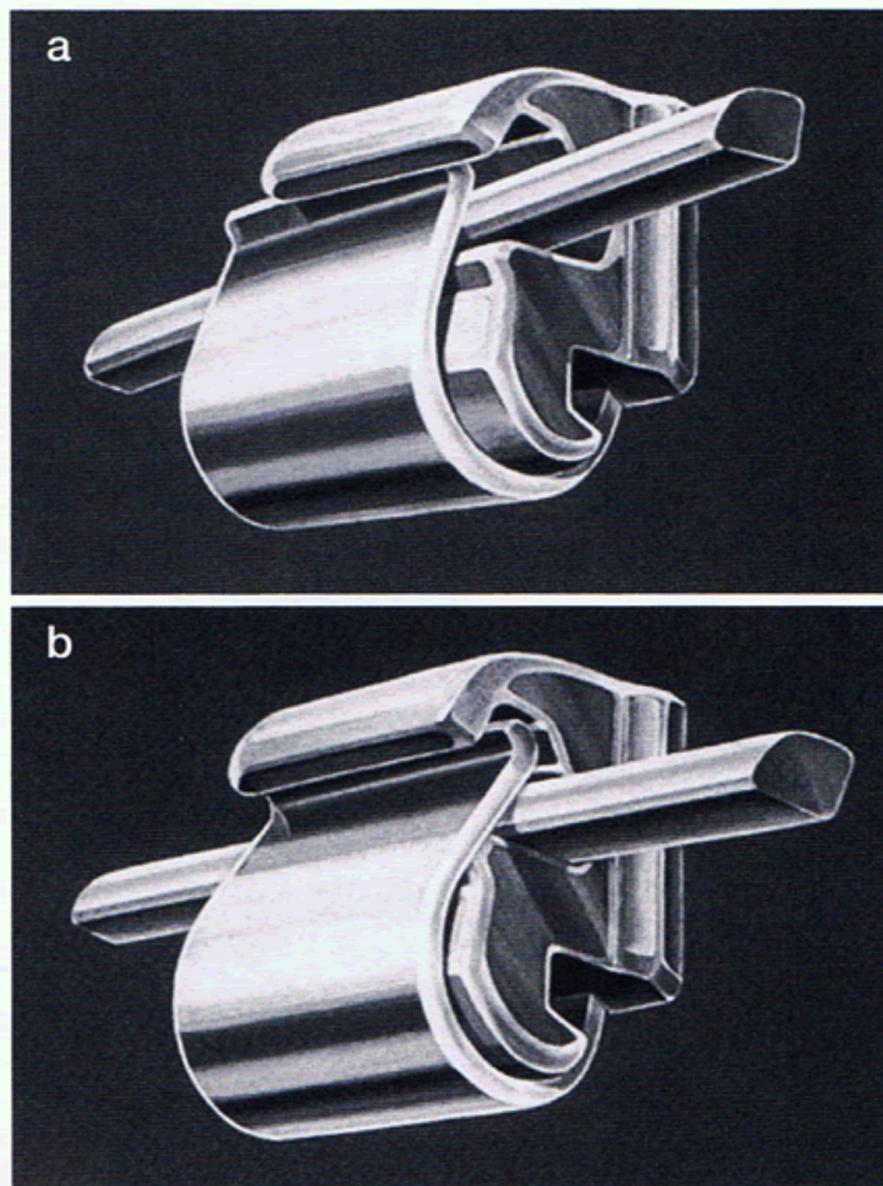


図10 SPEED bracket による歯の姿勢制御

- a) Active position
不正な位置にある歯の SPEED bracket に arch wire が装着されると wire から受ける力により spring clip がたわみを起こす。
- b) Home position
Wire と bracket との関係を常に home position という適正位置関係に戻し維持する。

舌側転位の計測値において NiTi 系の round wire を使用した場合に SPEED bracket との併用の方が Edgewise bracket との併用よりも有意に大きい値を示したことについては、NiTi 系の round wire は wire の spring back が大きいため、1mm 舌側転位の状況において SPEED bracket に組み込みの spring clip のたわみによる付加力が顕著に現れた結果である。

このことは図8で示した R2 の舌側転位量によって各々の歯に生じる矯正力の強さと方向をベクトル表示した Edgewise Appliance との比較でより一層明確になる。一見混同する結果であるが事実を明確に示している。

図8a は Supercable を arch wire として使用した場合の結果であるが、Edgewise Appliance で用いた場合に、2、3mm で有意に大きいのは結紮線と wire のねじれ目の影響であると考えられる。この実験では計測時の結紮方法として R2 (右側側切歯) を除い

て、L1 (左側中切歯) から始め、R1 (右側中切歯)、L2 (左側側切歯) ……と正中を挟んで左右順番に遠心へと結紮していき、最後にR2 (右側側切歯) を結紮したことが少なからず影響を与えていると思われる。各部位でwireがbracketに結紮線により締め付けられる際にwireのねじれ目がlockされているため、3mmと転位の強いR2を最後に結紮したときに各部位にtensionがかかったものと考えられる。これについてはbracketとwire間の摩擦についての問題として後述する。これに対してSPEED Applianceで用いた場合には、SPEED bracketは動摩擦が非常に少ない^{7,20)}ので、Edgewise bracketに結紮線を用いるような影響は起こさない。このため、1mmで隣在歯(R1、R3)のリアクションがEdgewise Applianceで用いた場合より有意に大きいのは上述のarch wireの弾力とSPEED bracketに組み込まれたspring clipとの協調のせいである。

さらにこのことは、図8bのNiTiをarch wireとして使用した場合の結果より明確になる。1mmの転位量でSPEED ApplianceとNiTiの組み合わせを用いた場合に、上記のR2での結果のみでなくリアクションとして生じる力が両隣在歯付近の歯までEdgewise Applianceとの組み合わせで用いた場合より有意に大きいのは、同様にspring clipの付加力が顕著に現れた結果である。これに対してEdgewise ApplianceとNiTiの組み合わせでは、Supercableのような結紮のlockが生じないので、単純に2、3mmでR2が優位に大きい力を生じている。これに対して、SPEED Applianceとの組み合わせでのR2の2、3mmの転位量ではspring clipが緩衝することによりEdgewise Applianceとの組み合わせよりも弱い力になるのである。それでは、NiTi使用時の2、3mmの転位量で、両隣在歯付近の歯のリアクションがSPEED Applianceの方が有意に強いのはなぜであろうか？これこそリアクションとしてたわんだarch wireからの力が、1mm転位量と同等の力になるので、これもまたspring clipのたわみによる付加力が顕著に現れた結果である。

総合的に考えてみるとやはり三点曲げ試験の結果と同様に、実際の臨床においては大きな矯正力がかかっていたことが想定されたことである。このsimulationによるとSPEED ApplianceとSupercableの組み合わせを用いれば、3mmの転位に対しても100gを幾分超えた力以内の力で初期の排列を行うことができるということであった。こ

の結果は0.018" slotでの結果であるので、著者が用いている0.020" slotとの組み合わせの場合は更に弱い力であることは確実である。さて、このような弱い力では排列の進行が遅いもしくは進行しないなどが起きるであろうか？そのようなことは決してないのである。この組み合わせによる臨床効果については、症例を挙げて後述する。

4) 結論

- (1) SupercableはSPEED bracketとの併用でR2の舌側転位に発現する力は他の3種類のwireに比べ全ての条件で有意 ($p < 0.01$) に弱い力を発現した。
- (2) SupercableはSPEED bracketとの併用で、R2の1mmから3mmの舌側転位に対して約50gから120gの微弱な力を発現し、より生理的な歯の移動が可能であると考えられた。
- (3) これをNiTiと比べると、18.5～29.8%の力であった。
- (4) Bracket間の比較では、R2の舌側転位に発現する力は、SPEED bracketの方が、Edgewise bracketを使用した場合より弱い力を生じる傾向が認められた。しかしながら、NiTiおよびNitinolの1mmの舌側転位においてSPEED bracketを使用した方が有意に強い力を示した。
- (5) これにより、SPEED bracketに組み込まれているspring clipの協調性が証明された。
- (6) 転位歯R2の隣在歯にR1およびR3に反作用として生じた舌側方向の力においても、Supercableは他のwireに比べて有意に弱い力を発現していた。
- (7) SupercableはSPEED bracketと組み合わせることによってその特性が十分に生かされ、特に転位量が大きい場合、持続的なminute forceによりさらに効果的な歯の移動が可能であり、歯列内の固定源となる歯にもリアクションが少ないことが示唆された。

Bracket と wire間の摩擦について

前述のように、SupercableはSPEED bracketとの組み合わせで用いるためにSPEED Applianceの開発者であるHansonにより1993年に開発されたarch wireである。このため、self ligation systemとの組み合わせにおいてその特性が十分に発揮される。この場合、Supercableが発現する微弱な矯正力によ

る排列の進行に際し、口唇圧の support により各々の歯は flare out しないで抜歯空隙に向かって排列されていく。非抜歯でも arch form の拡大が前歯群の前方への flare out が抑制されながら行われる。これは self ligation bracket との組み合わせというよりも friction free の system と言い換えた方が適切である。周知の通り self ligation bracket のほとんどが non-active 機構である。つまり、結紮の代わりに bracket slot の解放面に蓋をする機構だが、蓋をすれば tube に wire が挿入されている状態と同一になって、いわゆる bracket に結紮されている状態とは違うのである。Self ligation system 以外では arch wire は bracket に対して結紮による拘束を受ける。この拘束が摩擦を生じる。もちろん結紮線による結紮や elastomeric ring による結紮、これも○結紮と∞結紮によって違うが、いずれにしても摩擦という問題が介在してくるのである。使用する bracket slot と arch wire の双方の size の条件によっても違うが、self ligation bracket では arch wire の size が細くなればなるほど摩擦が減じ、というよりもほとんどなくなって wire の滑り摩擦による抵抗がなくなるのである。SPEED Appliance は self ligation bracket としては珍しく active 機構であり、弾力性のある spring clip で wire を保持するが、1990年に Berger²⁰⁾ は SPEED bracket における spring clip での wire の保持が、Edgewise bracket における結紮線による結紮や elastomeric ring による結紮での保持に比べて、受ける摩擦が非常に少ないことを証明している。

繰り返しになるが、Supercable は self ligation bracket との組み合わせ、言い換えれば friction free の system においてその特性が十分に発揮される。しかしながらこの特性も、Edgewise bracket と組み合わせて使用すると、結紮により wire のねじれ目が lock されるため、排列に際して歯の flare out を引き起こしてしまうので注意が必要である。

図11は1997年に著者のグループが上述の三点曲げ試験と同一で、bracket 間距離 10mm で中央に力を加え、3mm までの変位をさせる three point suspension test を日本大学歯学部において行った結果²¹⁾からの引用であるが、0.016" Supercable を 0.022" slot の SPEED bracket の spring clip での装着と 0.022" × 0.028" slot の Edgewise bracket での elastomeric による○結紮をした場合とを比較したものである。図のように、Supercable を Edgewise bracket と組み合わせて使用すると、3mm の変位量

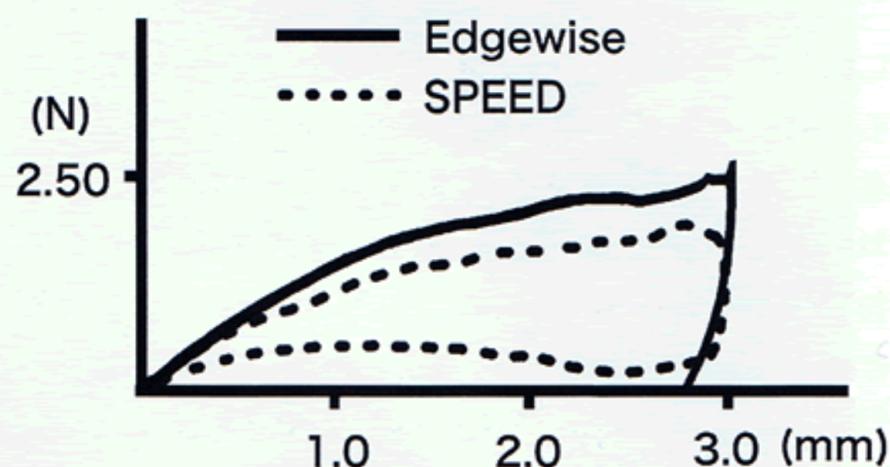


図11 Supercable 三点曲げ試験での3mm変位の軌跡
Supercable を Edgewise bracket と組み合わせて使用すると、3mm の変位量では結紮により wire のねじれ目が lock されるため、unloading できなかった。

では結紮により wire のねじれ目が lock されるため、unloading できなかった結果である。このように、Edgewise bracket に対して 0.016" Supercable を結紮して使用する場合、転位量が大きかったり、stainless steel の結紮線で強固に結紮したりすると結紮により wire のねじれ目が lock されるため、排列に際して歯の flare out を引き起こしてしまったり、他の部位に好ましくない影響を生じるおそれがある。また、重篤な前歯部の叢生に対しての Edgewise bracket での結紮による使用は、0.016" Supercable の発現する力が究極的に微弱なために、口唇圧に阻まれて flare out も引き起こさない結果、排列が進行しない場合もある(図25d、e)。あくまでも Supercable は friction free の system で使用することによってその特徴が遺憾なく発揮されるのである。

臨床効果の検証

Supercable は SPEED Appliance との組み合わせによって混合歯列後期では 6~10 週間、永久歯列や成人の症例においても 3 カ月程度で初期排列の目的を達成できる。上述の計測結果により、この際の矯正力は 0.020" slot SPEED Appliance と Supercable の組み合わせを用いれば、3mm の転位に対しても 100g 以内の力で初期の排列が進行しているということが想像される。

抜歯症例の初期排列に Supercable と SPEED Appliance との組み合わせを用いた場合、発現する微弱な矯正力は口唇圧の support により前歯群の flare out を起こさずに、側方歯群は抜歯空隙に向かって migration を起こし自動的に排列される。この

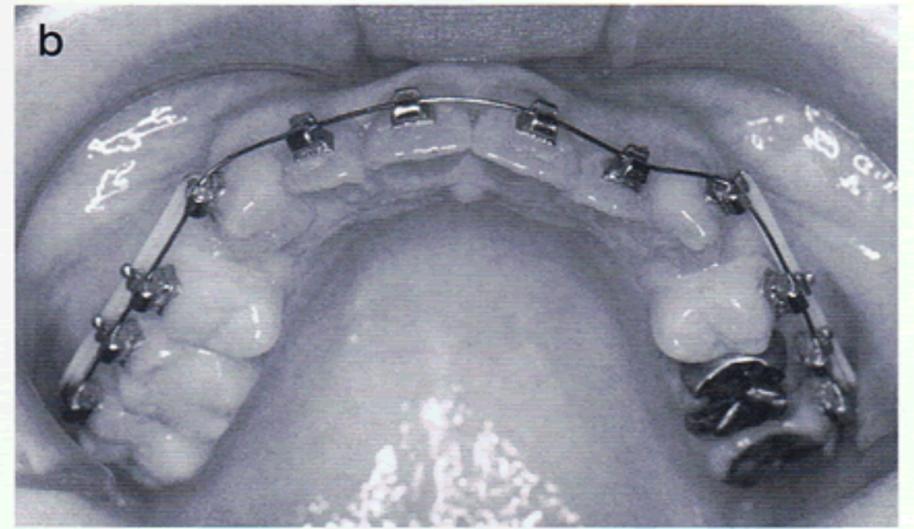


図12 SupercableとSPEED Applianceとの組み合わせを用いた症例1

a) Initial archとして0.016" Supercableを装着した。犬歯の排列を促進する目的で、犬歯と第二大臼歯間で2 ounce (約60 g)の顎内ゴムを使用した。

b) 8週後には0.016" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。前歯のflare outは起こさなかった。

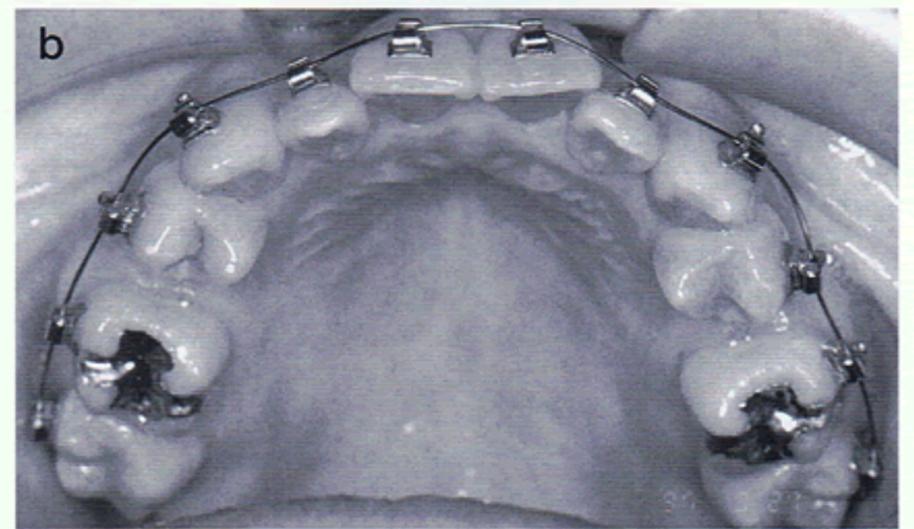
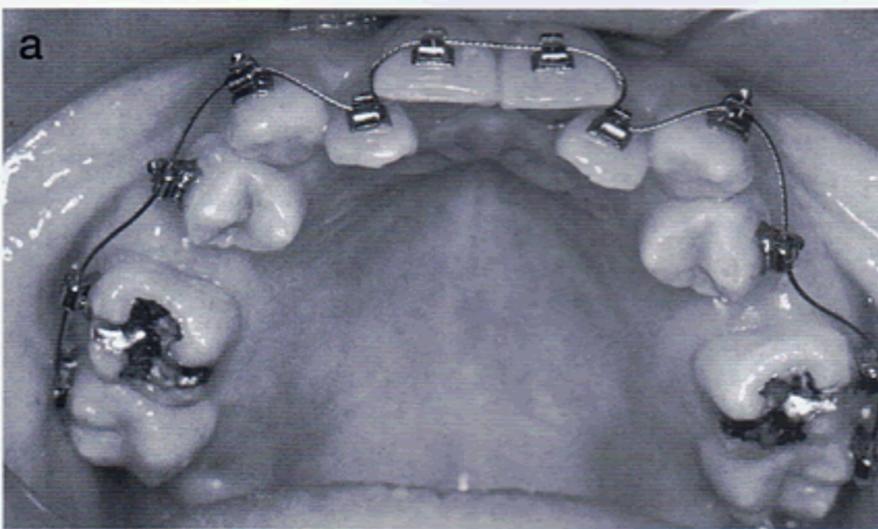


図13 SupercableとSPEED Applianceとの組み合わせを用いた症例2

a) Initial archとして0.016" Supercableを装着した。

b) 11週後には0.016" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。第二小臼歯の抜歯による排列の際も側方歯群は抜歯空隙に向かってmigrationを起こし自動的に排列される。

ため、中程度の叢生においては犬歯の遠心移動などによって予め排列空隙の確保を行う必要がない。また、重度の叢生においては、SupercableをSPEED bracketに組み込まれている auxiliary tubeに double wireとして併用することにより、排列空隙を確保しながら転位歯の排列を同時に行うことができる。Double wireによる転位歯の同時牽引法の症例については後述する。

症例1 (図12a、b)

成人抜歯症例。Initial archとして0.016" Supercableを装着した。8週後には0.016" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。前歯のflare outは起こさなかった。犬歯の排列を促進する目的で、犬歯と第二大臼歯間で2ounce (約60g)の顎内ゴムを使用した。

この手法は成人患者で治療時間の短縮のために著者はしばしば用いるが、顎内ゴムを使用しなくとも進行が2週間程度長くかかるだけで同様の効果が得られる。幼弱永久歯列では使用しなくとも著

明な効果が得られるので、初期排列時に顎内ゴムを使用して犬歯の遠心移動を促進しなくとも抜歯空隙に向かって自動的に排列される。

一般的に初期排列において、細い径のNiTiなどを使用している際に、顎内ゴムや elastomeric chain等を用いて犬歯の遠心移動を同時に行うと、固定源となっている大臼歯のlossや小臼歯の近心傾斜や犬歯の遠心傾斜等様々な好ましくないリアクションが生じるのでこれまでの常識では禁忌の手法である。これは、強い牽引力に弱い力の arch wireの維持力が負けてしまう結果起こる変化である。故に、牽引力を弱くして arch wireが硬ければこのような好ましくない変化は起こさないのである。しかしながら、arch wireの径がある程度太くて硬いものになるまで待てば時間が経過してしまうし、太い径の arch wireで牽引力を弱くすると摩擦の問題が生じる。これに対して、SPEED bracketは組み込みの spring clipの弾力で常に wire-bracket間の位置関係を姿勢制御していて、さらに friction freeの systemであるため、0.016" Supercableのような弱い力を発揮する arch

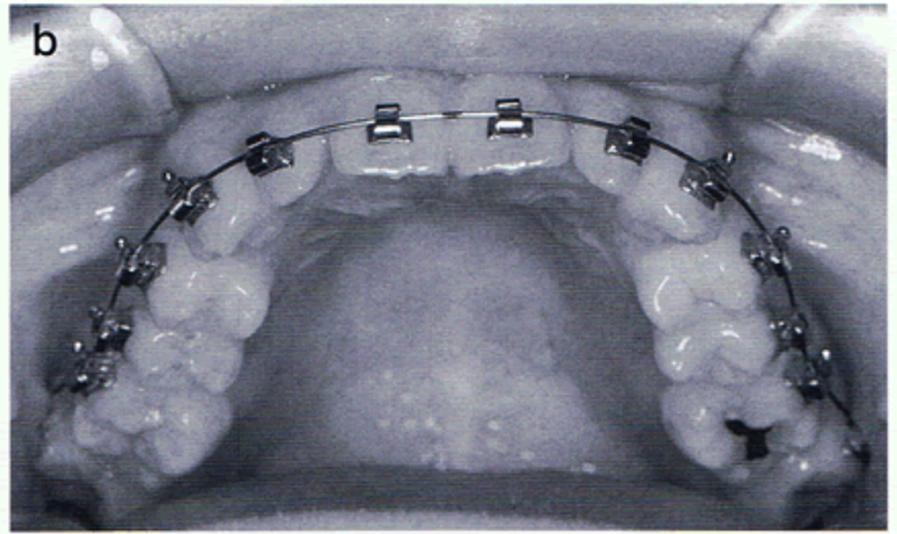
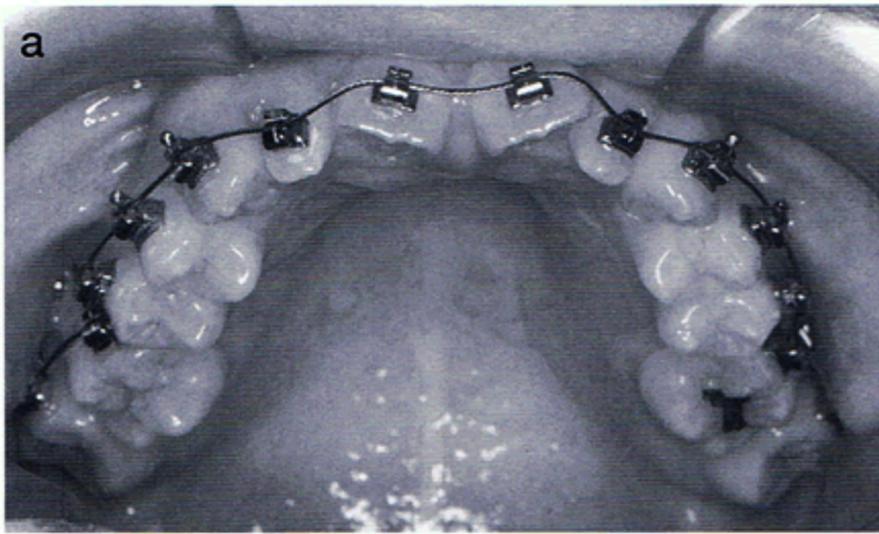


図14 SupercableとSPEED Applianceとの組み合わせを用いた症例3
a) Initial archとして0.016" Supercableを装着した。右側第一大臼歯の近心捻転が強かったため4週間経過後に0.020" Supercableに交換した。
b) 治療開始から9週後には0.018" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。

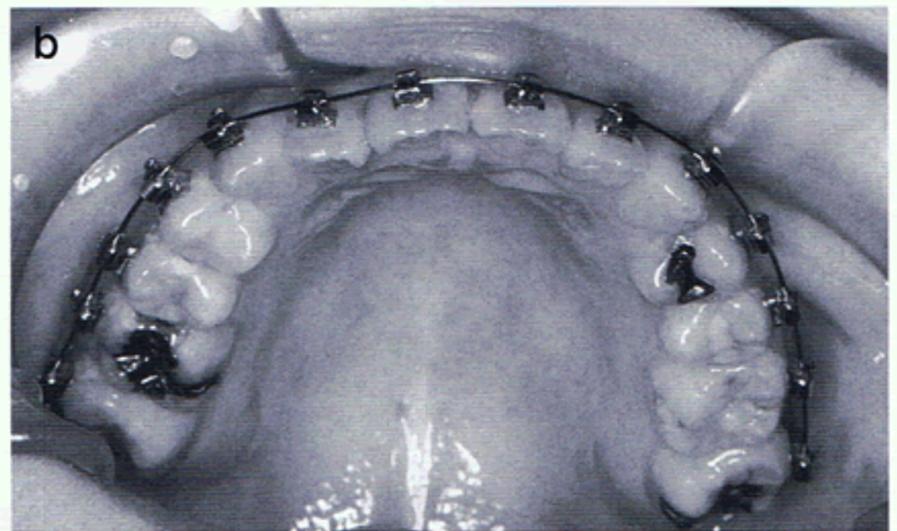
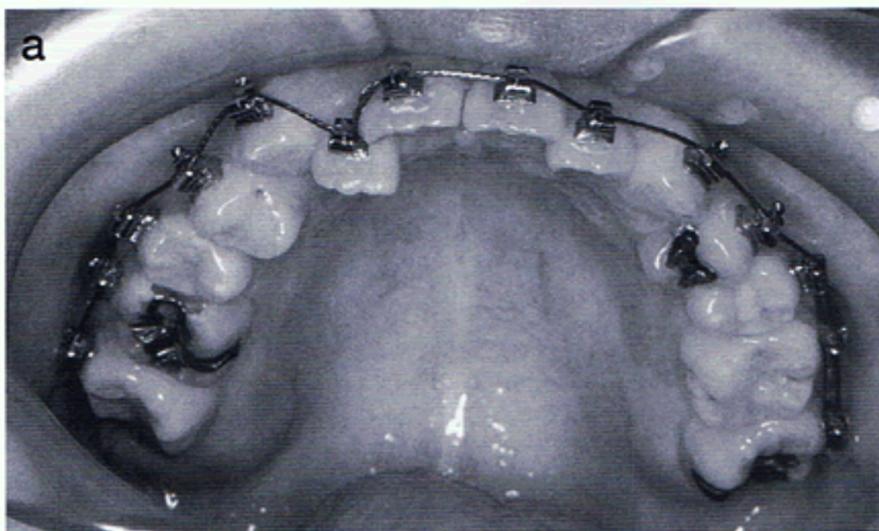


図15 SupercableとSPEED Applianceとの組み合わせを用いた症例4
a) Initial archとして0.018" Supercableを装着した。
b) 11週後には0.018" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。

wire使用下での初期排列時に弱い力の顎内ゴムを使用して犬歯の遠心移動を促進することができるのである。ただし、顎内ゴムを使用する際は決して強い力をかけてはいけない。あくまでも促進の意味合いで弱い牽引力を使用する。著者は前述のように2ounce (約60g)の力を使用している。大臼歯のloss等の不安に関するSPEED bracketにおける大臼歯のcontrolについては後述する。

症例2 (図13a、b)

成人抜歯症例。Initial archとして0.016" Supercableを装着した。11週後には0.016" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。

この症例は上顎第二小臼歯の抜歯により治療を行った。0.016" Supercable使用下で顎内ゴムによる側方歯群の排列促進は全く行っていない。このように、第二小臼歯の抜歯による排列の際も側方歯群は抜歯空隙に向かってmigrationを起こし自動的に排列される。しかも、前歯群のflare outは起こさないものである。

症例3 (図14a、b)

成人非抜歯症例。Initial archとして0.016" Supercableを装着した。右側第一大臼歯の近心捻転が強かったため4週間経過後に0.020" Supercableに交換した。治療開始から9週後には0.018" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。このように徐々にarch formの拡大を行いながら排列されていくのである。捻転の改善においては、前述のSPEED bracketにおける歯の姿勢制御の機構が、Supercableの様な弱い力のarch wireとも協調して素晴らしい効果を見せてくれるのである。

症例4 (図15a、b)

成人非抜歯症例。Initial archとして0.018" Supercableを装着した。11週後には0.018" NiTiが装着可能なまでに排列が進行した。

この症例では排列当初から0.018" Supercableを使用して進行した。Supercableの使用にあたってのwire sizeの選択は、基本的には入るものを使用するという選択基準が良い。著者は最近ではなるべく

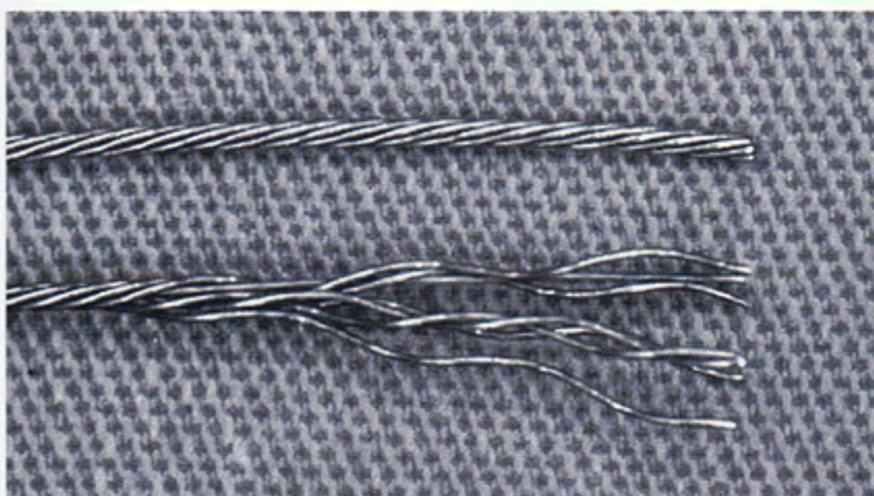


図16 Supercableの切断

鈍磨したend cutterなどで切断すると切断端がほつれてしまう。多少のほつれは巻き戻すことによって回復するが、中心1本、外周6本の7本のそれぞれが形状を記憶している、その1本1本は非常に細く繊細なので、切断時に過度な力が加わると変形が残って巻き戻らない場合がある。



図17 End tubeより抜け出してしまったSupercable
Supercableは細いnickel titanium製wireの集合であるのでcinch backの手法が使えないため、末端にstopを装着しないと抜け出してほつれてしまう。

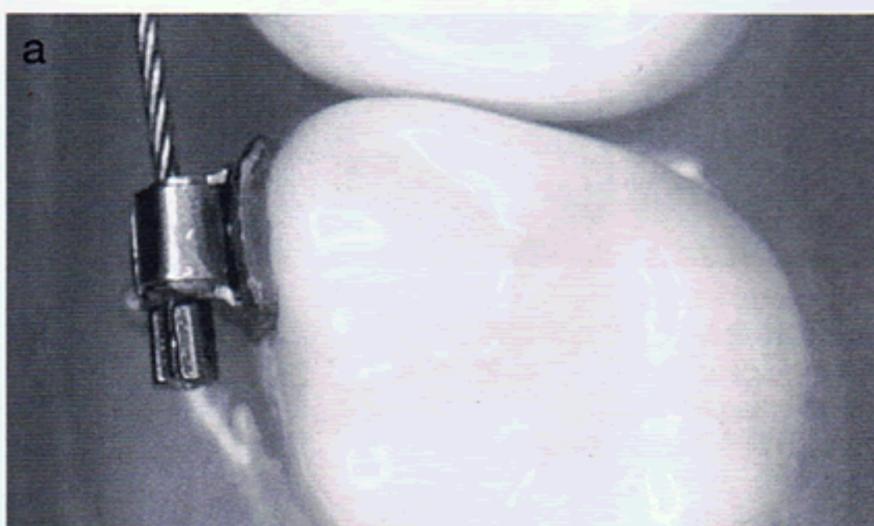
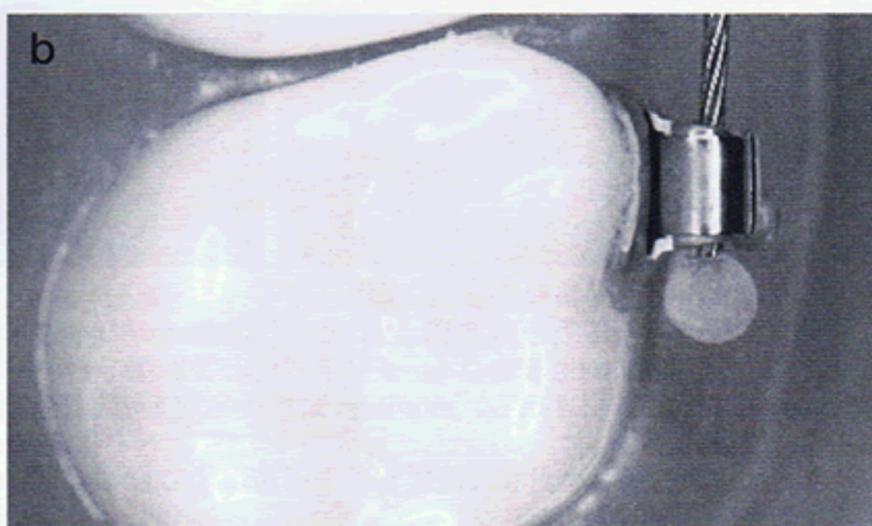


図18 Supercable末端の処理

Supercableの末端にはstopを装着してend tubeよりの抜け出しを防止するとともにwireのほつれを防止する。

a) 末端に装着するための専用のstopがある。

b) 専用のstopの代わりにresin玉を作って代用することもできる。



0.018" Supercableを使用するようにしているが、0.016" Supercableは叢生が重篤でそれしか入らないような場合に使用している。著者は0.022" slotのSPEED Applianceを使用しているが、0.020" Supercableを使用することは稀である。その理由は、症例3のような大白歯捻転があるような症例は特別で、通常は0.020" Supercableの使用を選択しようとするような症例では、0.016"もしくは0.018" NiTiが入ってしまうからである。

Supercableを用いる際の手技と注意点

SPEED ApplianceにSupercableを装着する際に行われる歯列末端のtube遠心よりarch wireを挿入するsnake inと呼ばれている方法、bracketが近接する際のarch wireの挿入方法およびdouble wireとして使用する際のauxiliary tubeへの挿入方法などの手技について紹介する。

1. Supercableの装着方法

Supercableはnickel titanium製の7本巻coaxial wireであり、その切断は鋭利なpin and ligature cutterなどで行った方が良い。鈍磨したend cutterなどで切断すると切断端がほつれてしまう。多少のほつれは巻き戻すことによって回復するが、中心1本、外周6本の7本がそれぞれに形状を記憶しているが、その1本1本は非常に細く繊細なので、切断時に過度な力が加わると変形が残って巻き戻らない場合がある(図16)。

Nickel titanium製のarch wireを使用する際に、末端を火焰で焼き鈍しておいてcinch backする場合があるが、これには様々な理由があるが、その一つとして、患者の生活上の口腔機能によってarch wireが左右にずれてend tubeより抜け出してしまうことを防止する意味で非常に重要である。しかしながらSupercableはこのようなcinch backの手法が使えない。細いnickel titanium製wireの集合であるので、

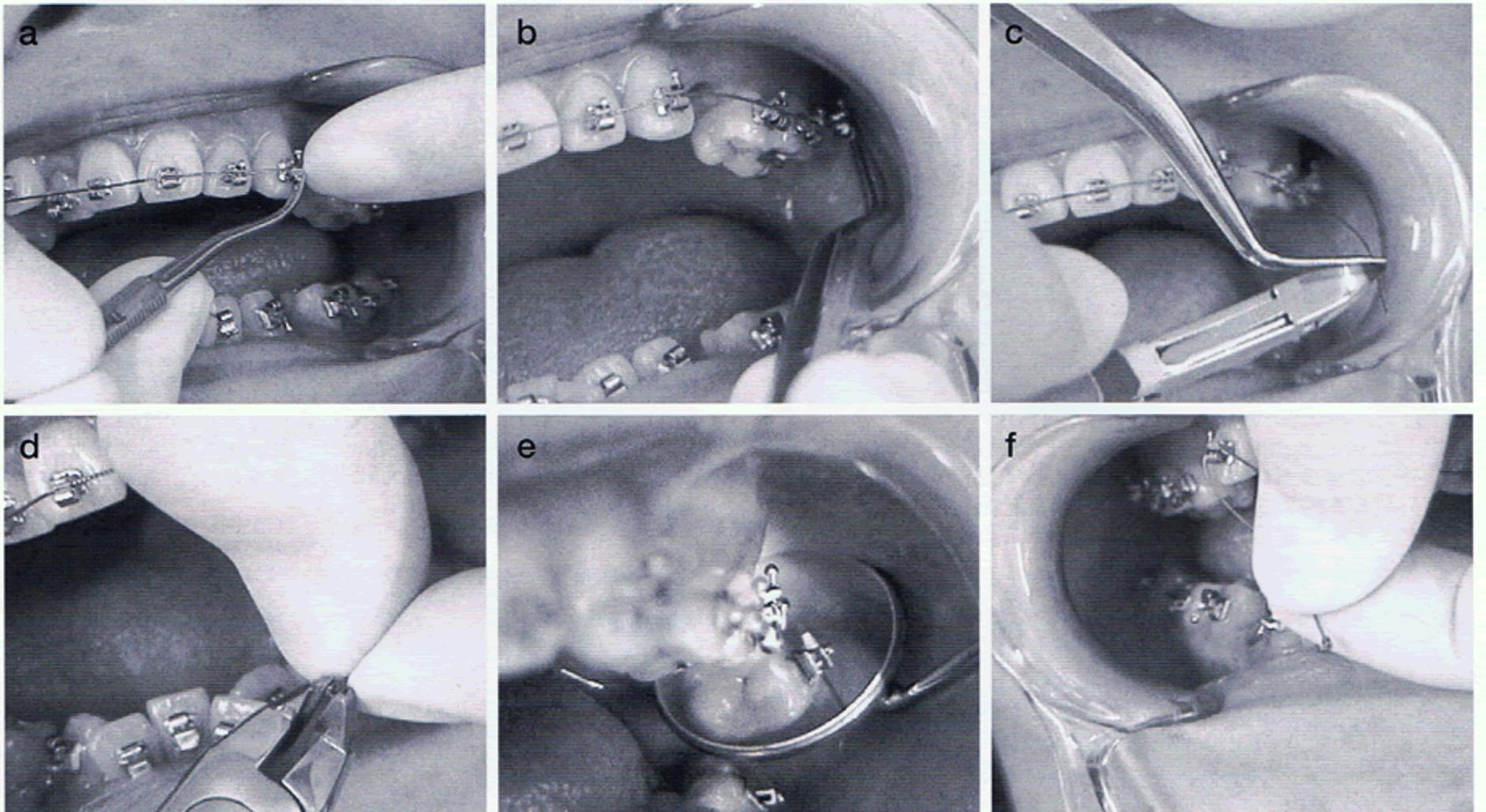


図19 Supercableの装着方法(上顎)

- a) やや余裕を持って切断したSupercableの既成archの中央を歯列中央と大体合わせ、左右の犬歯までの前歯群に装着する。
 b) 片側のterminal tubeまたはbracketまでの必要距離を計測する。
 c) 口腔外に断端を引き出し、stopを装着する余地を残して余剰を切断する。
 d) Stopを装着する。
 e) Supercableをbracket slotに戻して小白歯以後のspring clipを閉じる。
 f) 反対側も同様に行う。

焼き鈍して屈曲ができない。このため、専用のstopを末端に留めてこの代わりとするのである。このstopをすることによってend tubeよりの抜け出し(図17)を防止するばかりでなく、wireのほつれを防止できるので一石二鳥である。専用のstopの代わりにresin玉を作って代用することもできる(図18)。

装着に際し、大体の長さを計測して余剰を切断するが、少し長めに切断した方が無難である。それは上記の様に切り損なった場合の変形などの際に再切断の余地を残しておくためと、末端に装着するstopをつけるための必要長を確保しておく必要があるからである。また、arch wireの中心の左右のずれや、左右の長さの非対称性は極端にならない限りあまり気にする必要はない。Supercableが発現する力は非常に弱いので、歯列弓形態が歪んだりしてしまふことはない。通常抜歯症例ではstopはなるべくtube遠心に近接させて装着する。それは、抜歯症例では排列が進行してくるとarch wireの長さに余剰が生じ、tube遠心にwireが突き出してくるからである。しかしながら、Supercableは非常に弾力性が弱いため相当量突き出しても口腔粘膜を傷つけることがなく、患者も余り気にならな

いようである。一方、非抜歯症例では余裕を持たせて装着する。その理由は、排列と歯列弓の拡大のために余剰が必要であるからである。

1) 上顎での装着方法(図19a~f)

- (1) やや余裕を持って切断したSupercableの既成archの中央を歯列中央と大体合わせ、左右の犬歯までの前歯群に装着する(図19a)。
- (2) 片側のterminal tubeまたはbracketまでの必要距離を計測する(図19b)。
- (3) 口腔外に断端を引き出し、stopを装着する余地を残して余剰を切断する(図19c)。
- (4) Stopを装着する(図19d)。
- (5) Supercableをbracket slotに戻して小白歯以後のspring clipを閉じる(図19e)。
- (6) 反対側も同様に行う(図19f)。

2) 下顎での装着方法(snake in)(図20a~g)

- (1) Supercableの一端にstopを装着し、他端は余剰を残して少し長めに切断し、mosquito forceps等で把持して片側のend tube遠心より挿入する(図20a)。

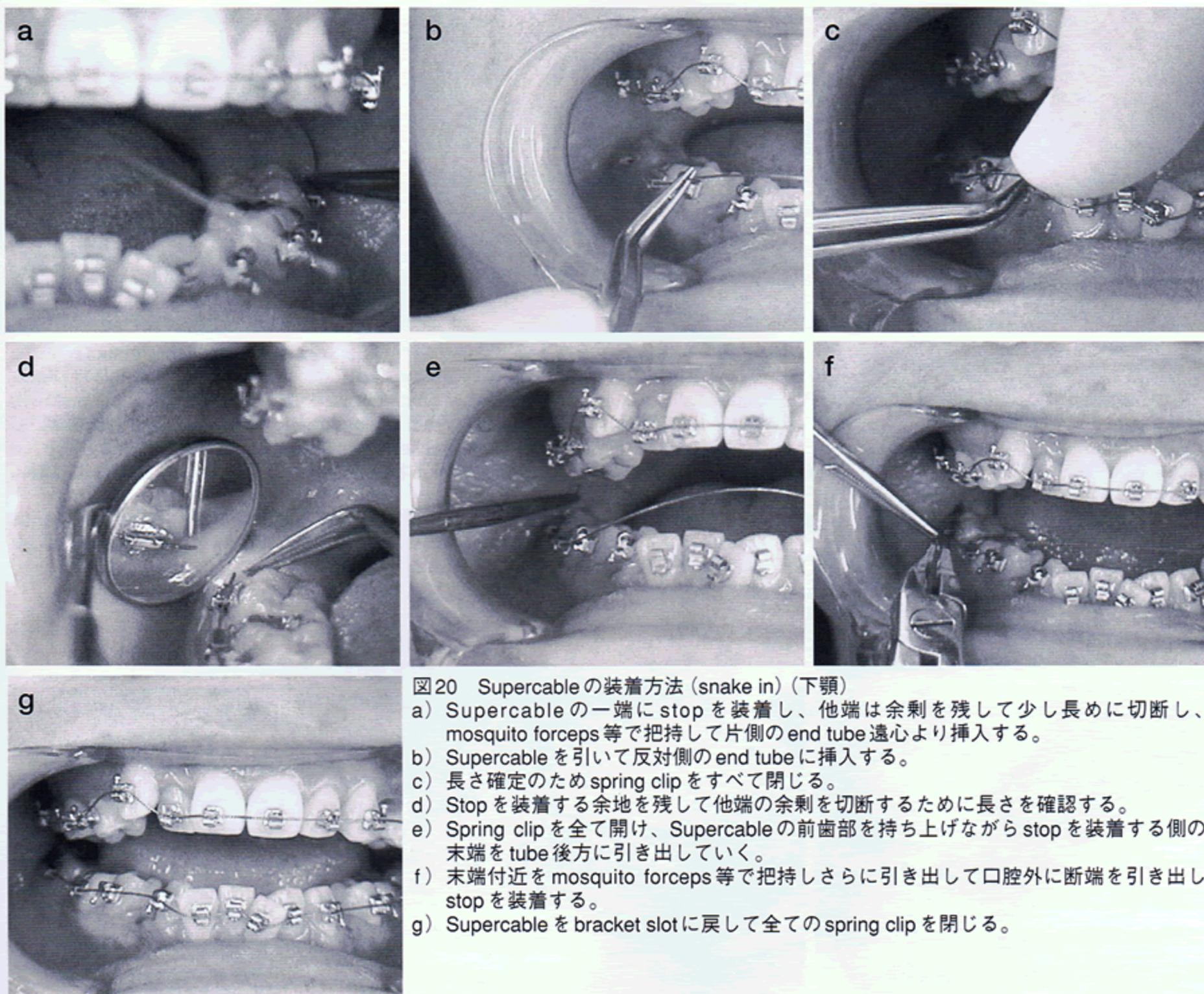


図20 Supercableの装着方法 (snake in) (下顎)

- a) Supercableの一端にstopを装着し、他端は余剰を残して少し長めに切断し、mosquito forceps等で把持して片側のend tube遠心より挿入する。
 b) Supercableを引いて反対側のend tubeに挿入する。
 c) 長さ確定のためspring clipをすべて閉じる。
 d) Stopを装着する余地を残して他端の余剰を切断するために長さを確認する。
 e) Spring clipを全て開け、Supercableの前歯部を持ち上げながらstopを装着する側の末端をtube後方に引き出していく。
 f) 末端付近をmosquito forceps等で把持しさらに引き出して口腔外に断端を引き出しstopを装着する。
 g) Supercableをbracket slotに戻して全てのspring clipを閉じる。

- (2) Supercableを引いて反対側のend tubeに挿入する (図20b)。
 (3) 長さ確定のためspring clipをすべて閉じる (図20c)。
 (4) Stopを装着する余地を残して他端の余剰を切断するために長さを確認する (図20d)。
 (5) Spring clipを全て開け、Supercableの前歯部を持ち上げながらstopを装着する側の末端をtube後方に引き出していく (図20e)。
 (6) 末端付近をmosquito forceps等で把持しさらに引き出して口腔外に断端を引き出しstopを装着する (図20f)。
 (7) Supercableをbracket slotに戻して全てのspring clipを閉じる (図20g)。

重度の叢生を有する際の Supercable の挿入方法

近接したbracketにSupercableを装着する際には、

その柔軟性を最大限に応用し、捻転など、不正状態の重篤な部位のSPEED bracketのslotにarch wireを最初に挿入しclipすることができる。

1. 重篤な舌側転位を有する上顎側切歯への装着 (図21a～d)

- 最初に舌側転位の重篤な右側側切歯のbracketのslotに0.016" Supercableを挿入しclipする (図21a)。
- Spring clipが完全に閉鎖し、arch wireがmain slot内に収納されていることを確認してから、弱い力でwireを隣接歯のbracketのslotに誘導しclipする (図21b)。
- 反対側の左側側切歯の舌側転位は不正状態が中程度なため、近心位の歯より順にclipできる (図21c)。
- 写真のように側切歯bracketと中切歯遠心歯面が近接するなどの場合には、dental flossなどを用

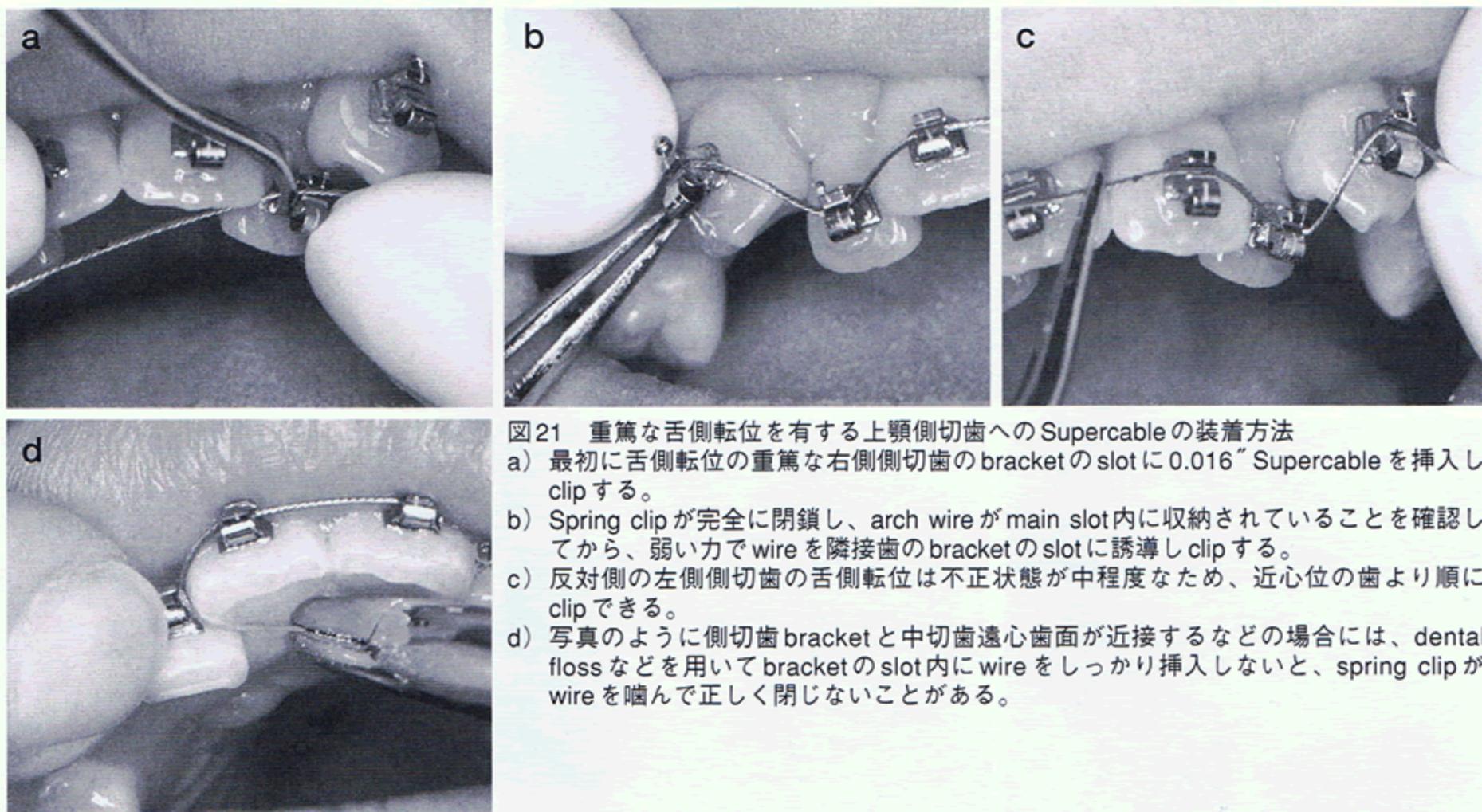


図21 重篤な舌側転位を有する上顎側切歯への Supercable の装着方法
 a) 最初に舌側転位の重篤な右側側切歯の bracket の slot に 0.016" Supercable を挿入し clip する。
 b) Spring clip が完全に閉鎖し、arch wire が main slot 内に収納されていることを確認してから、弱い力で wire を隣接歯の bracket の slot に誘導し clip する。
 c) 反対側の左側側切歯の舌側転位は不正状態が中程度なため、近心位の歯より順に clip できる。
 d) 写真のように側切歯 bracket と中切歯遠心歯面が近接するなどの場合には、dental floss などを用いて bracket の slot 内に wire をしっかり挿入しないと、spring clip が wire を噛んで正しく閉じないことがある。

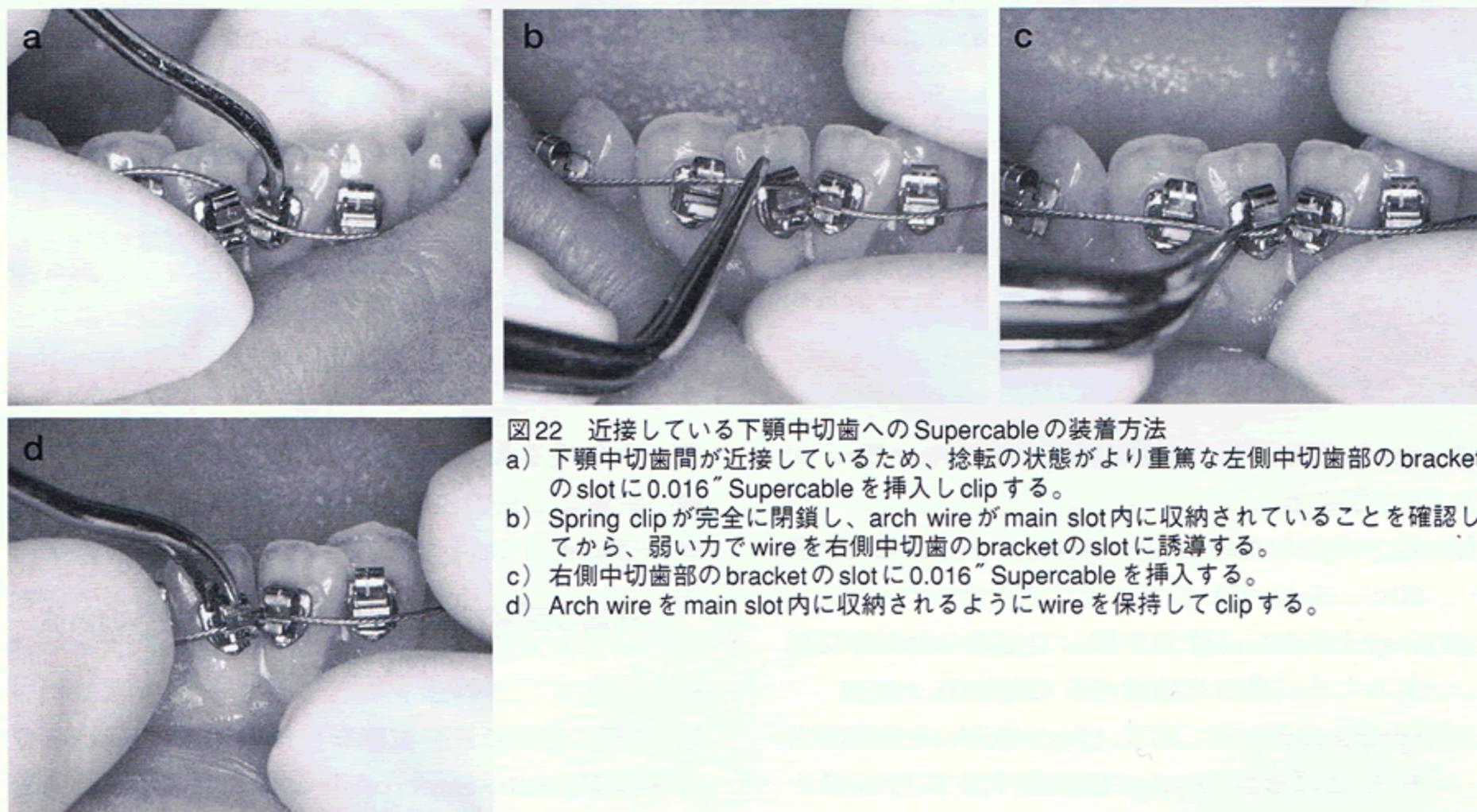


図22 近接している下顎中切歯への Supercable の装着方法
 a) 下顎中切歯間が近接しているため、捻転の状態がより重篤な左側中切歯部の bracket の slot に 0.016" Supercable を挿入し clip する。
 b) Spring clip が完全に閉鎖し、arch wire が main slot 内に収納されていることを確認してから、弱い力で wire を右側中切歯の bracket の slot に誘導する。
 c) 右側中切歯部の bracket の slot に 0.016" Supercable を挿入する。
 d) Arch wire を main slot 内に収納されるように wire を保持して clip する。

いて bracket の slot 内に wire をしっかり挿入しないと、spring clip が wire を噛んで正しく閉じないことがある (図21d)。

2. 近接している下顎中切歯への装着 (図22a~d)

- 1) 下顎中切歯間が近接しているため、捻転の状態がより重篤な左側中切歯部の bracket の slot に 0.016" Supercable を挿入し clip する (図22a)。
- 2) Spring clip が完全に閉鎖し、arch wire が main

slot 内に収納されていることを確認してから、弱い力で wire を右側中切歯の bracket の slot に誘導する (図22b)。

- 3) 右側中切歯部の bracket の slot に 0.016" Supercable を挿入する (図22c)。
- 4) Arch wire を main slot 内に収納されるように wire を保持して clip する (図22d)。



図23 Double wireによる同時牽引法

舌側転位していた上顎右側側切歯を double wire による同時牽引法により治療した症例である。

- a) Main archには0.017"×0.022" nickel titanium SPEED wire、auxiliary tubeには0.016" Supercableが装着されている。Main archに装着されているclosed coil springは引き延ばすことによって活性化されている。
 b) 5週後の経過。排列spaceが確保されながら側切歯が徐々に唇側に移動されてきているのが認められる。
 c) 10週後経過。Main archに使用した0.017"×0.022" nickel titanium SPEED wireが側切歯のmain slotにclipできるまでに改善された。

Double wire^{14), 15)}の装着方法

SPEED bracketにはmain slotの他に0.016"×0.016" horizontal auxiliary slotが組み込まれており auxiliary tubeとして利用できる。このため、double wireによる同時牽引法が簡単に活用できる。これは、矯正臨床で遭遇する頻度の高い舌側転位した側切歯の改善に特に有効である。

図23は舌側転位していた上顎右側側切歯を double wire による同時牽引法により治療した症例である。5週後の経過(図23b)で、排列spaceが確保されながら側切歯が徐々に唇側に移動されてきているのが認められる。10週後には(図23c) main archに使用した0.017"×0.022" nickel titanium SPEED wireが側切歯のmain slotにclipできるまでに改善された。

Double wireを使用する際は最初にsectional archを auxiliary tubeに挿入する。この際spring clipは開けておく方が auxiliary tubeが見やすく wireを挿入し易い。Sectional archとして用いる wireは0.016" Supercableが最適であるが、0.012"もしくは0.014" nickel titanium round wireも使用できる。しかし、0.016" nickel titanium round wireは牽引力が強くなりすぎるため、リアクションも大きくなるので使用しない方がよい。

Sectional archを挿入する個所は該当歯の両隣接歯2歯づつが適当であるが、側切歯の舌側転位の症例では、しばしば隣接した犬歯から左右中切歯までの該当歯を含めた4歯に挿入する方法を採っている。

Sectional archが挿入できたら、Supercableを使用

する場合には wireのほつれの防止と抜け出し防止のため、断端に resinで玉状の stopを付ける。Supercable専用の Supercable stopを用いても良い。挿入前に wireの一端には stopを装着しておいた方が楽である。Nickel titanium round wireを使用する場合には、予め適正な長さに切断して両端を火焰等で焼き鈍し、一端は bend inしておき挿入後にもう一端を bend inする。Sectional archの装着ができたなら、0.017"×0.022" nickel titanium SPEED wireを上顎右側側切歯以外の main slotに clipする。0.017"×0.025" nickel titanium rectangular wireで代用しても良い。最終段階では舌側転位していた歯の torque controlのために必ず full sizeである0.020"×0.025" stainless steel SPEED wireを装着する。

その他の臨床応用

1. Supercableによる大臼歯の control (図24a～d)

図24は上顎左右側第一大臼歯の近心捻転のために頬面観での大臼歯関係が end onのⅡ級関係を呈していた(図24a)症例である。初期の排列のために initial archとして0.016" Supercableを装着した(図24c)。この弱い力でも左右側第一大臼歯の近心捻転の是正が起き1カ月後には0.016" NiTiが装着でき、2カ月2週後に0.016" stainless steelが装着された時には第一大臼歯の近心捻転がほぼ改善された(図24d)。その後も良好な controlが持続され、15カ月後に装置を撤去した際には大臼歯関係が super Class Iに改善された(図24b)。

前述した Supercableと SPEED Applianceとの組み合わせによる臨床効果で示した症例3での右側第一

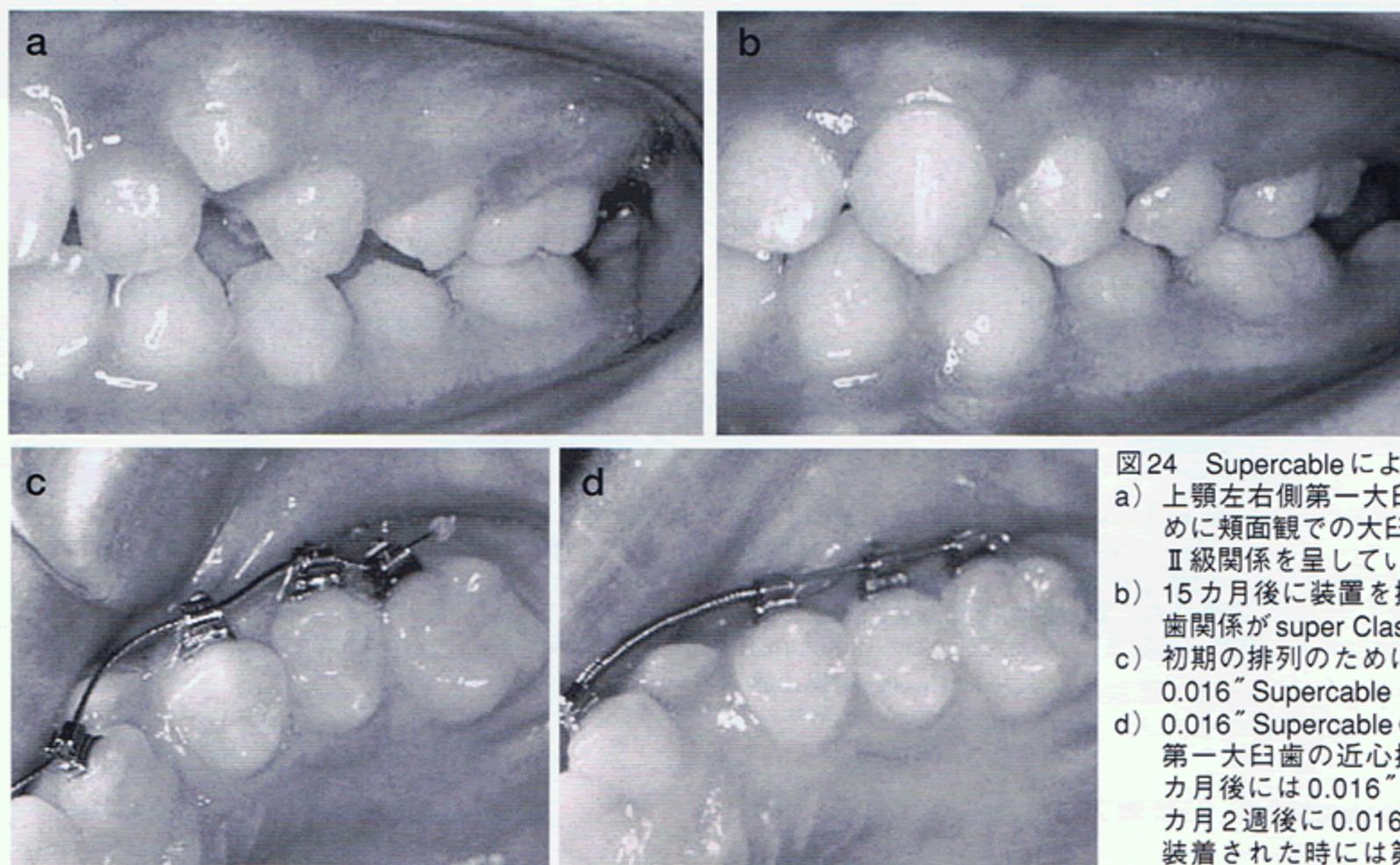


図24 Supercableによる大臼歯のcontrol
 a) 上顎左右側第一大臼歯の近心捻転のために頬面観での大臼歯関係がend onのⅡ級関係を呈していた。
 b) 15カ月後に装置を撤去した際には大臼歯関係がsuper Class Iに改善された。
 c) 初期の排列のためにinitial archとして0.016" Supercableを装着した。
 d) 0.016" Supercableの弱い力でも左右側第一大臼歯の近心捻転の是正が起き1カ月後には0.016" NiTiが装着でき、2カ月2週後に0.016" stainless steelが装着された時には第一大臼歯の近心捻転がほぼ改善された。

大臼歯の近心捻転の改善(図14)もSupercableによる大臼歯のcontrolが良好に進行する一例である。

SPEED Applianceにおける固定のことについては非常に頻繁に質問を受ける。上顎大臼歯にもSPEED bracketを使用する訳だがband用のものはないのか? 大臼歯の近心移動防止のためにNance's holding archなどの使用はしないのか? その際bandは使えるのか? Head gearは? 等々である。その解答は、SPEED bracketに組み込まれているspring clipによっていつも姿勢制御され、wireとbracketがhome position(図10)という関係を維持するので、抜歯症例での特別な加强固定の手段を講じなくとも大臼歯のlossは最低限に抑えられるということである。また、前述のようにSPEED bracketはlow frictionの構造を有しているので抜歯空隙の閉鎖時のsliding mechanicsの際の牽引力も弱い力で十分であるという事実もまた大臼歯のlossが起きにくい理由である。抜歯空隙の閉鎖による前歯部の後方牽引の際にその固定源となる大臼歯は、まず、近心に引かれ近心捻転が最初に起こる。強い力によってこのような変化が起こると、初期の変化は回復されずに連続した変化は近心移動という形で現れてくるのである。SPEED bracketにはこの初期の近心捻転という変化を常に是正する機構が備わっているために固定大臼歯のlossが起きにくいのである。上記の症例は上顎大臼歯に対してのspring clipのactionを説明するのに適当な症例である。

2. Supercableによる水平埋伏した下顎第二大臼歯の整直(図25a~e)

図25は下顎において左右側の第三大臼歯のみならず第二大臼歯までもが埋伏をしていたため、第三大臼歯の抜歯後に第二大臼歯の整直を行っている症例である。術前の状態は左右側共に完全埋伏しており、傾斜は左側第二大臼歯の方が重篤であった(図25a)。

前準備として下顎に0.018"×0.025" slotのStandard Edgewise Applianceを装着し、左右側第二小臼歯間に固定源としてlingual archを装着した(図25d)。第三大臼歯の抜歯を矯正処置開始前に行った際の歯肉切除の効果により、左側第二大臼歯遠心面の一部が口腔内に露出している。

最初に右側から開窓し、その約1カ月後に左側を開窓し、開窓の際に埋伏歯の頬側歯面にtubeを装着し、0.016" Supercableを第二大臼歯から犬歯までsectional archとして装着した。

左側開窓処置後1カ月のパノラマX線写真(図25b)で確認したところ、右側第二大臼歯(移動開始2カ月後)は術前と比較して明らかに傾斜角度の減少が認められ、左側第二大臼歯(移動開始1カ月後)では隣接する左側第一大臼歯遠心との接触が緩くなっている像が確認できた。

さらにその2カ月後のパノラマX線写真(図25c)では、右側第二大臼歯(移動開始4カ月後)は僅か

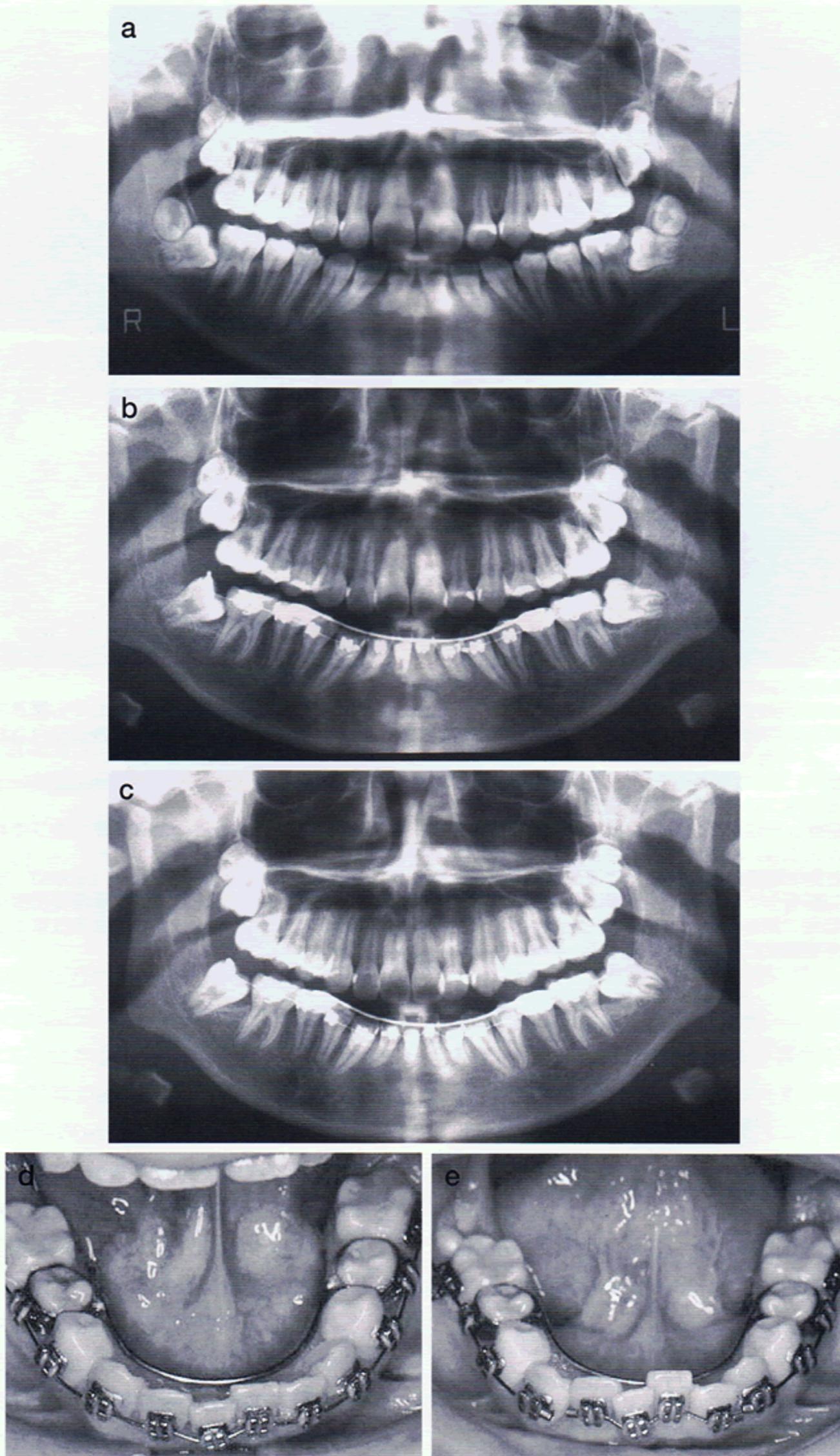


図25 Supercableによる水平埋伏した下顎第二大臼歯の整直

- a) 術前のパノラマX線写真：左右側の第三大臼歯のみならず第二大臼歯までもが埋伏をしていた。傾斜は左側第二大臼歯の方が重篤であった。
- b) 左側開窓処置1カ月後のパノラマX線写真：右側第二大臼歯（移動開始2カ月後）は術前と比較して明らかに傾斜角度の減少が認められ、左側第二大臼歯（移動開始1カ月後）では隣接する左側第一大臼歯遠心との接触が緩くなっている像が確認できた。
- c) 左側開窓処置3カ月後のパノラマX線写真：右側第二大臼歯（移動開始4カ月後）は僅かな傾斜を残すのみで、左側第二大臼歯（移動開始3カ月後）も大幅に改善されていた。
- d) 開窓処置前の準備：左右第二小臼歯間に固定源としてlingual archを装着した。第三大臼歯の抜歯を矯正処置開始前に行った際の歯肉切除の効果により、左側第二大臼歯遠心面の一部が口腔内に露出している。
- e) 左側開窓処置3カ月後の口腔内写真：左右側第二大臼歯共に咬合面が観察でき、とくに右側第二大臼歯の咬合面は下顎咬合平面の方向とほぼ一致するまで改善されたことがわかる。

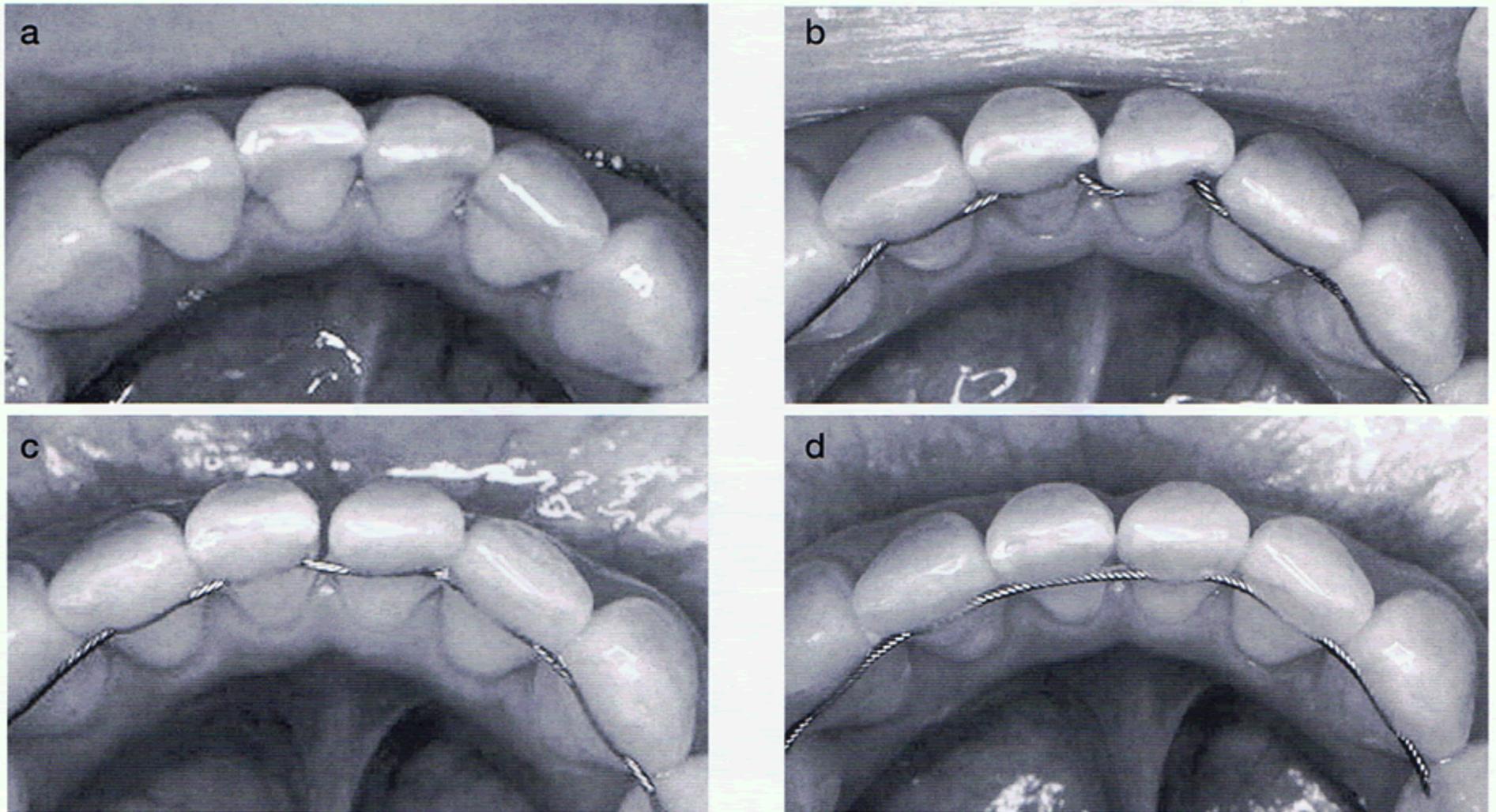


図26 Supercableの直接貼り付け法による叢生の術後再発の是正

- a) 22歳頃に矯正治療の既往がある成人女性で、術後5年を経過していた。来院時には保定的手段はなんら講じてなかった。下顎右側中切歯の近心捻転の再発の再治療を希望したが症状が軽度であったため、Supercableの舌側直接貼り付け法による改善を行った。
- b) 0.018" Supercableを下顎右側第一小臼歯近心小窩から順次前歯群の舌側面にlingual retainer接着用光重合レジンにて直接貼り付けた。
- c) 6週後に改善が進行した時点で、捻転が強かった下顎右側中切歯近心にwireの余剰距離による空隙が生じてきたがこのまま観察した。
- d) 約2カ月後下顎右側中切歯の近心捻転がほぼ改善したので、0.0195" stainless steel coaxial wireをbonded lingual retainerとして貼り替え、保定に移行した。貼り替えの際、下顎右側中切歯近心の空隙は個々の歯を舌側方向に手指で圧接することにより、移動中の歯の動揺範囲で閉鎖できた。この貼り替えによって個々の歯に新たな矯正力が生じてさらなる改善が起こり、wireの活性がなくなった時点で固定式の保定装置となる。

な傾斜を残すのみで、左側第二大臼歯（移動開始3カ月後）も大幅に改善されていた。そのときの口腔内写真（図25e）では、左右側第二大臼歯共に咬合面が観察でき、とくに右側第二大臼歯の咬合面は下顎咬合平面の方向とほぼ一致するまで改善されたことがわかる。

このようにSupercableは究極的に微弱なminute forceを持続的に発現し、生理的な歯の移動を効率的に起こすのである。

3. Supercableの直接貼り付け法による叢生の術後再発の是正^{16, 17)} (図26a~d)

図26は22歳頃に矯正治療の既往がある成人女性で、術後5年を経過していた。来院時には保定的手段はなんら講じてなかった。下顎右側中切歯の近心捻転の再発の再治療を希望したが症状が軽度であったため、Supercableの舌側直接貼り付け法による改善を行った。

0.018" Supercableを下顎右側第一小臼歯近心小窩

から順次前歯群の舌側面にlingual retainer接着用光重合レジンにて直接張り付けた。

6週後に改善が進行した時点で、捻転が強かった下顎右側中切歯近心にwireの余剰距離による空隙が生じてきたがこのまま観察した。

約2カ月後下顎右側中切歯の近心捻転がほぼ改善したので、0.0195" stainless steel coaxial wireをbonded lingual retainerとして貼り替え、保定に移行した。貼り替えの際、下顎右側中切歯近心の空隙は個々の歯を舌側方向に手指で圧接することにより、移動中の歯の動揺範囲で閉鎖できた。この貼り替えによって個々の歯に新たな矯正力が生じてさらなる改善が起こり、wireの活性がなくなった時点で固定式の保定装置となる。

まとめ

SPEED Applianceは1976年にHansonによって開発され、1980年にアメリカ矯正歯科学会雑誌に発

表されてからもはや悠に20年が経過している。その間にbracket本体や、この装置を活かすarce wireなどの開発が進んできた。

SPEED bracket本体は、21世紀になってから組み込みのspring clipがnickel titanium製になったことで4倍もflexibleになり変形が少なくなった。さらに、labial windowが設けられて開閉などの操作性も向上し、self ligating systemとしてさらなるchair timeの軽減に寄与している。

Arch wireの開発もHansonの独創的なideaによってSPEED Applianceでの使用を目的として絶え間ない開発が進められてきた。Rectangular wireの唇側歯肉側の角が丸められている独特の断面形態を持つSPEED wireはSPEED Applianceと同時開発され、組み込みのspring clipと協調して優れたtorque controlを生み出す。近年開発された断面がalphabetのD形をしているD-wireは、SPEED bracketとの協調でsliding mechanicsなどの滑走させる手法に有利なように摩擦を減少させ、なおかつtorque controlを失わせない考慮を背景に開発された。

その中でも1993年に開発されたSupercableは超弾性nickel titanium 7本巻coaxial wireであるが、この論文でclose-upしたように非常に優れたarch wireである。とくに初期排列においてSPEED Applianceと組み合わせて使うことによって、3mmの転位に対しても100g以内の力で初期の排列が進行しているということが想像され、抜歯症例では発現する微弱な矯正力は口唇圧のsupportにより前歯群のflare outを起こさずに、側方歯群は抜歯空隙に向かってmigrationを起こし自動的に排列される。このため中程度の叢生においては犬歯の遠心移動などによって予め排列空隙の確保を行う必要がない。しかも、この組み合わせによって混合歯列後期では6~10週間、永久歯列や成人の症例においても3カ月程度で初期排列の目的を達成できる。

Supercableが発現する究極的に微弱なminute forceは、生理的な歯の移動を持続的にかつ効率的に起こすので、その活用の可能性は無限である。

文献

- Andreasen, G.F. : An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics, J Am Dent Assoc, 82 : 1373-1345, 1971.
- Andreasen, G.F. : A use hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics, Angle Orthod, 42 : 172-177, 1972.
- Andreasen, G.F. and Morrow, R.E. : Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, Am J Orthod, 73 : 142-151, 1978.
- Burstone, C.J., Qin, B. and Morton, J.Y. : Chinese NiTi wire—A new orthodontic alloy, Am J Orthod, 87 : 445-452, 1985.
- Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y. and Hamanaka, H. : The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics, Am J Orthod Dentofac Orthop, 90 : 1-10, 1986.
- Hanson, G.H. : The SPEED system: A report on the development of a new edgewise appliance, Am J Orthod, 78 : 243-265, 1980.
- Hanson, G.H. : J.C.O. interviews, Dr. G. Herbert Hanson on the SPEED bracket, J Clin Orthod, 10 : 183-189, 1986.
- Berger, J.L. : The Speed appliance : A 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism, Am J Orthod Dentofac Orthop, 105 : 217-223, 1994.
- 山崎俊恒 : SPEED Applianceによる成人矯正治療について、日成人矯歯誌、3 : 31-56、1996.
- 山崎俊恒 : SPEED Applianceの特徴—装置の利点とbracket positioningおよびarch wireの選択について—、東京矯歯誌、7 : 144-161、1997.
- 山崎俊恒、田村幸子、中久木正明、納村晋吉 : SPEED Applianceによる治療効果について—動的治療期間の短縮—、日矯歯誌、57 (5) : 327-339、1998.
- 山崎俊恒、高見澤由紀、大谷 純、有本方恵、納村晋吉 : SPEED Applianceにおけるトルクの効果について、東京矯歯誌、8 (1) : 8-15、1998.
- 山崎俊恒、有本方恵 : SPEED Applianceによる成人矯正治療について—その2 bite blockの併用—、日成人矯歯誌、5 (2) : 55-72、1998.
- 山崎俊恒、糸井健太郎、本目祥人、中嶋 昭、納村晋吉 : SPEED Applianceにおけるdouble wireにより舌側転位した側切歯の改善時に生じる矯正力について : 日大歯学、73 (2) : 223-231、1999.
- 山崎俊恒 : SPEED Applianceによる成人矯正治療について —その3 double wireによる舌側転位歯の排列とtorque controlについて—、日成人矯歯誌、7 (1) : 13-24、2000.
- Woodside, D.G., 黒田敬之、山崎俊恒 : 矯正治療のグローバルな展望—トレント発(前)、臨床矯正ジャーナル11月号 : 11-24、2002.
- Woodside, D.G., 黒田敬之、山崎俊恒 : 矯正治療のグローバルな展望—トレント発(後)、臨床矯正ジャーナル12月号 : 11-24、2002.
- 山崎俊恒 : 術後5年経過した成人前歯部開咬症例、日成人矯歯誌、11 (1) : 20-25、2004.
- 野間秀郎 : 実験モデルによるエッジワイズメカニズムに関する研究—ストレインゲージを用いて測定した側切歯唇側移動時の矯正力の分布について—、日矯歯会誌、47 : 351-363、1988.
- Berger, J.L. : The influence of the Speed bracket's self-ligating design of force levels in tooth movement : A comparative in vitro study, Am J Orthod Dentofac Orthop, 97 : 219-228, 1990.
- 中嶋 昭、今井宏実、深瀬康公、浅野雅子、納村泰弘、中久木正明、本吉 満、山崎俊恒、沼田圭介、西山實、納村晋吉 : ブラケットとアーチワイヤーとの間に生じる頬(唇)舌方向の摩擦力について—SpeedブラケットおよびEdgewiseブラケットについての検討—、日大歯学、71 : 830-843、1997.

受付 : 2004年7月31日

(連絡先)

日本大学歯学部歯科矯正学教室

〒101-8310 東京都千代田区神田駿河台1-8-13

TEL : 03-3219-8085 (歯科矯正科受付)

SPEED Appliance Technique in adult cases —Part 4. The properties of seven stranded nickel-titanium coaxial wire (Supercable) and its clinical use—

Toshihisa YAMAZAKI DDS, PhD
Nihon University School of Dentistry

Abstract : Supercable was designed for use with SPEED Appliance in 1993 by Dr. Hanson, an inventor of the appliance. It is a superelastic nickel-titanium coaxial arch wire consisting of 7 strands of wire that exerts minute, continuous orthodontic forces without permanent deformation.

A three-point suspension test was conducted with SPEED brackets to produce wire displacements ranging from 1 to 3 mm by force application in the center of 10 mm interbracket distance. Supercable generated 65g of constant and continuous force through unloading.

Strain gauges were used to measure orthodontic forces delivered by a combination of Supercable and SPEED brackets on typodont simulating 1 to 3mm lingual displacement of the upper right lateral incisor. The combination exerted only 18.5 ~ 29.8 % of the forces produced with other nickel-titanium wires, causing little reaction on anchor teeth within the dental arch.

This combination, when used for initial tooth alignment in extraction cases, generates minute orthodontic forces that allow migration and alignment of the buccal segments into extraction spaces without flaring the anterior teeth. This eliminates the need for creating space for anterior alignment by canine retraction in moderately crowded cases. In severely crowded cases, Supercable can be used as a second wire into the auxiliary slots of SPEED brackets to move displaced teeth into the arch while creating space for tooth alignment at the same time.

The presentation will also cover SPEED Appliance Technique using Supercable and its clinical effects.

Key words : Supercable, SPEED Appliance, minute force, superelastic wire