

平成 17 年度秋季セミナー講演

Self-ligation orthodontic system における最近の話題

—Self-ligation, low friction, light force について—

山崎 俊 恒

東京矯正歯科学会雑誌 別刷

第 16 卷 第 1 号 (2006 年 6 月)

Self-ligation orthodontic system における最近の話題

—Self-ligation, low friction, light force について—

山崎 俊恒

キーワード: SPEED appliance, self-ligation, low friction, light force, 治療期間の短縮

はじめに

近年 self-ligation orthodontic system の話題が再燃している。おそらく, passive self-ligation system の代表である Damon system の minor change による Damon 3 の発表に刺激を受けてのことであろうが, self-ligation orthodontic system 全体が話題再燃している。

Self-ligation system についての特徴や治療手法については, 新鮮で新しいことと捉えがちであるが, その基本手法は straight wire technique の流れのなかで発展してきていることは確実で, 決して新しい考え方ではない。さらに遡ってみても, その基本は Tweed の Standard Edgewise の anchorage の考え方や Begg の light force の考え方が脈々と受け継がれ発展してきたであろうことは疑いの余地はない。しかしながら, これらの流れのなかで形状記憶合金の archwire との組み合わせにより飛躍的な進化を遂げていることもまた事実であろう。そのなかでも再認識されている self-ligation, low friction, light force の3点について close up して論じてみたい。

Self-ligation system の開発

Self-ligation system は新しいようであるが1930年代前半に最初の装置が開発され, 1970年代以降に開

発されたものが現在まで残っている。そして, それぞれが当初より chair time の減少, 歯周組織に優しい, 感染防護に有利であること, 痛みの減少, 通院間隔の延長, 治療期間の短縮などの利点について主張してきたばかりでなく, 約四半世紀の時間をかけて, それぞれの system が装置そのものの機構の改善や装置の特徴を活かす archwire など, system 全体の向上を図ってきている。

最初の self-ligating orthodontic attachment は1933年の Boyd band bracket だそうであるが, 大きい形態と製作コストのことで開発を断念したといわれている¹⁾。同年代に Ford Lock, 1950年代に Russell appliance, Schurter device, Rubin device, 1966年に Branson が発表されたが現在は供給されていない。これらすべての attachment は archwire の把持に passive な機構が採用されていた。

1972年に開発された SPEED system (図1) はそれまでの常識を覆し archwire の把持に spring clip を採用し, active な機構をもたせた最初の attachment である。この SPEED system は現在もなお供給され続けている。

その後, 1972年に開発された Edgelok bracket (passive 機構, 図2) は, 1979年に開発された Mobillock bracket (passive 機構, 図3) にその座を譲った。1986年に開発された Activa bracket (図4) は passive 機構をもった low friction の bracket として著名であったが, 製造を中止されて現在供給されていない。

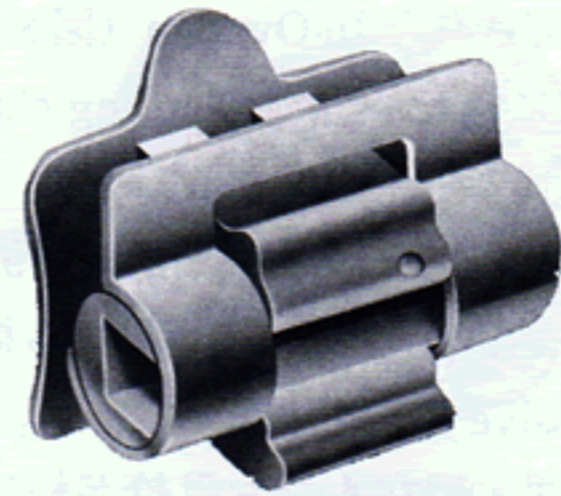
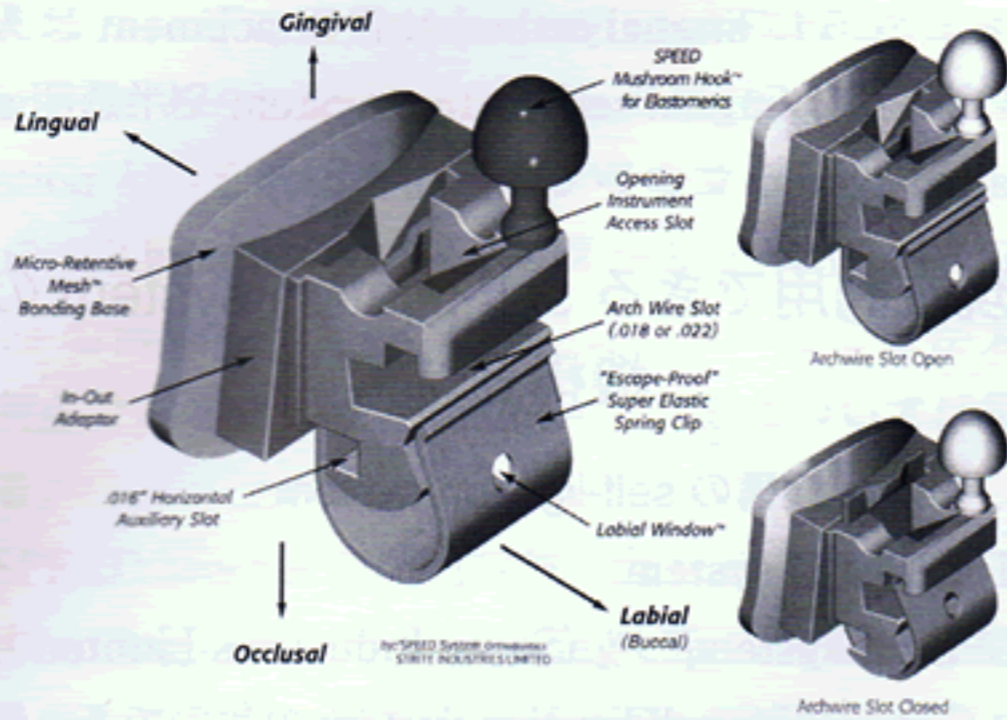


図4 Activa bracket
("A" company 社: Activa のパンフレットより引用)

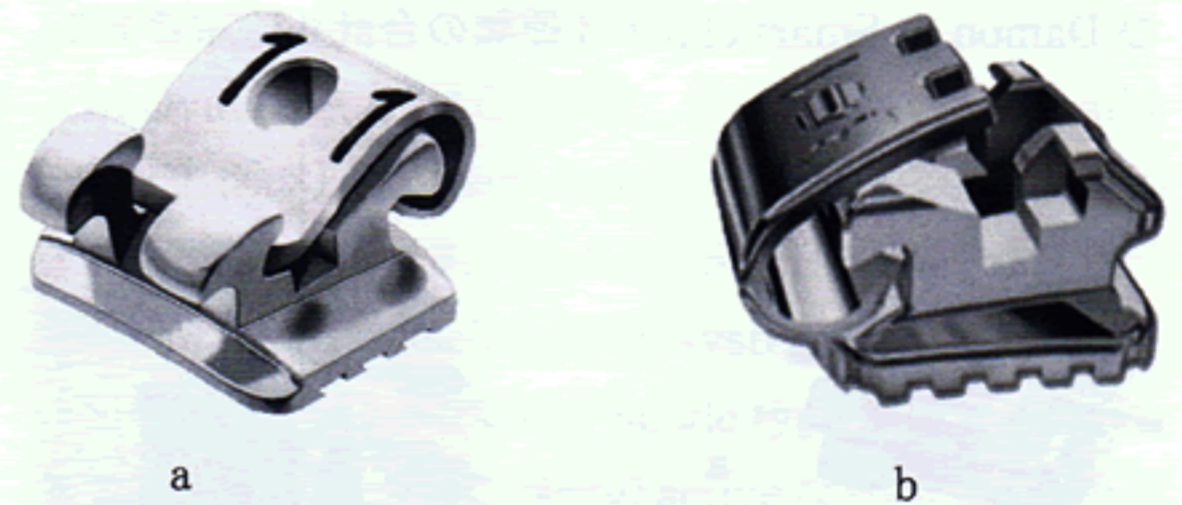
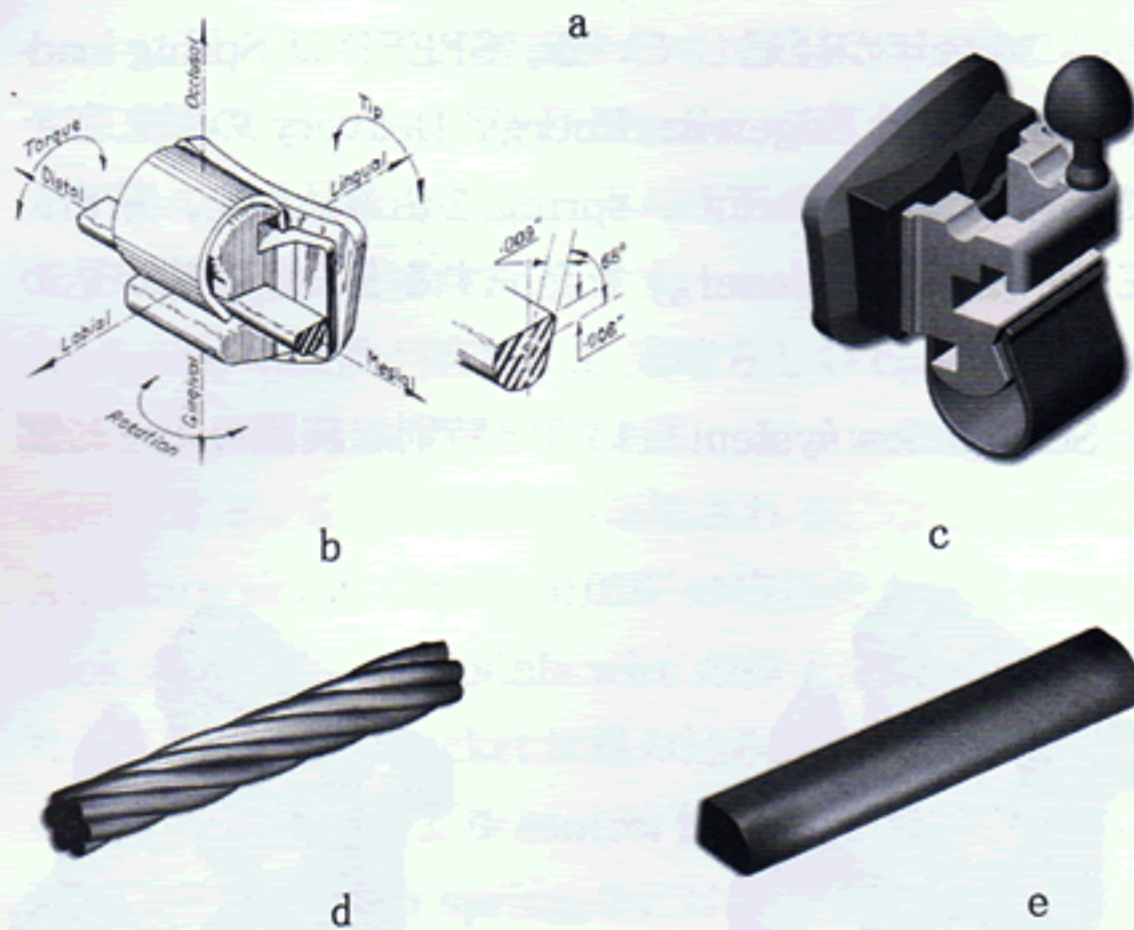


図5 Time bracket
(American Orthodontics 社のパンフレットより引用)
a: Time bracket b: Time 2 bracket

図1 SPEED bracket と SPEED system の wire
a: 21 世紀以後の Super-elastic SPEED bracket
b: prototype の SPEED bracket
c: 20 世紀の SPEED bracket
d: Supercable
e: SPEED wire
(SPEED System: Strite Industries Limited 社の home page より引用)

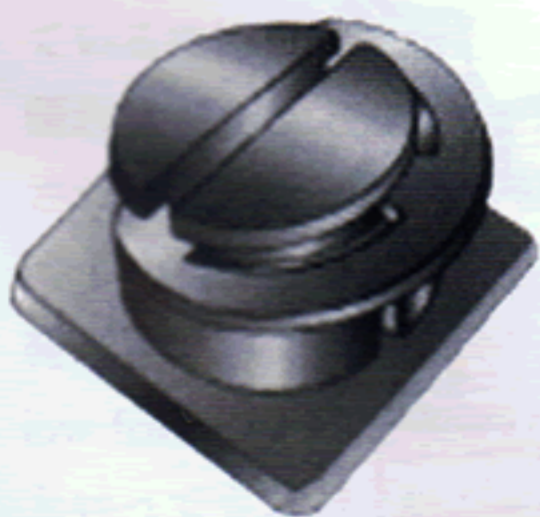


図2 Edgelok bracket
(GAC 社: In-Ovation のパンフレットより引用)

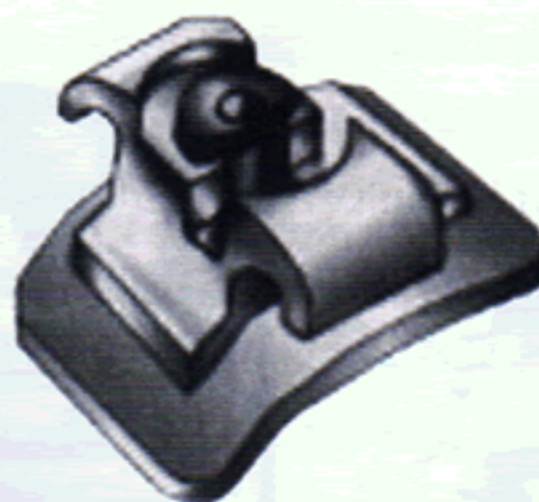


図3 Mobil-lock bracket
(GAC 社: In-Ovation のパンフレットより引用)

い。

1990 年に入ってから self-ligation system の発表が相次いで行われた。

まず、1995 年に発表された Time bracket (図5) は archwire の把持に spring clip に類似の rotational arm を採用しているが、その spring が堅いため passive 機構と分類されている。しかしながら、改良を加えられて現在も現役である。

1996 年に開発された Damon bracket (図6) は、passive 機構の self-ligation system として近年注目されているが、開発から三度の model change を行い、現在供給されているのは、金属製の Damon 2 と composite resin と金属の combination の Damon 3 (2004 年開発) である。

1998 年に開発された Twin lock bracket (passive 機構, 図7) は現在供給されていない。これは Damon bracket と同類の slide 機構によって、解放されている Edgewise bracket slot に第 4 番目の壁を作って archwire を把持させる機構を採用した。

2000年に開発された In-Ovation (図8) は, SPEED system と同様に active 機構の spring clip を採用している。

2004年に開発された Smart clip (図9) は, nitinol 製の clip によって archwire を把持する機構を採用しているが, passive 機構を明言している。

これらの結果, 現在もなお供給が続けられている self-ligation system は, active 機構のものでは SPEED system と In-Ovation の2種類, passive 機構のものでは Mobil-lock bracket, Time bracket, Damon 2 および Damon 3, Smart clip の4種類の合計6種類である。

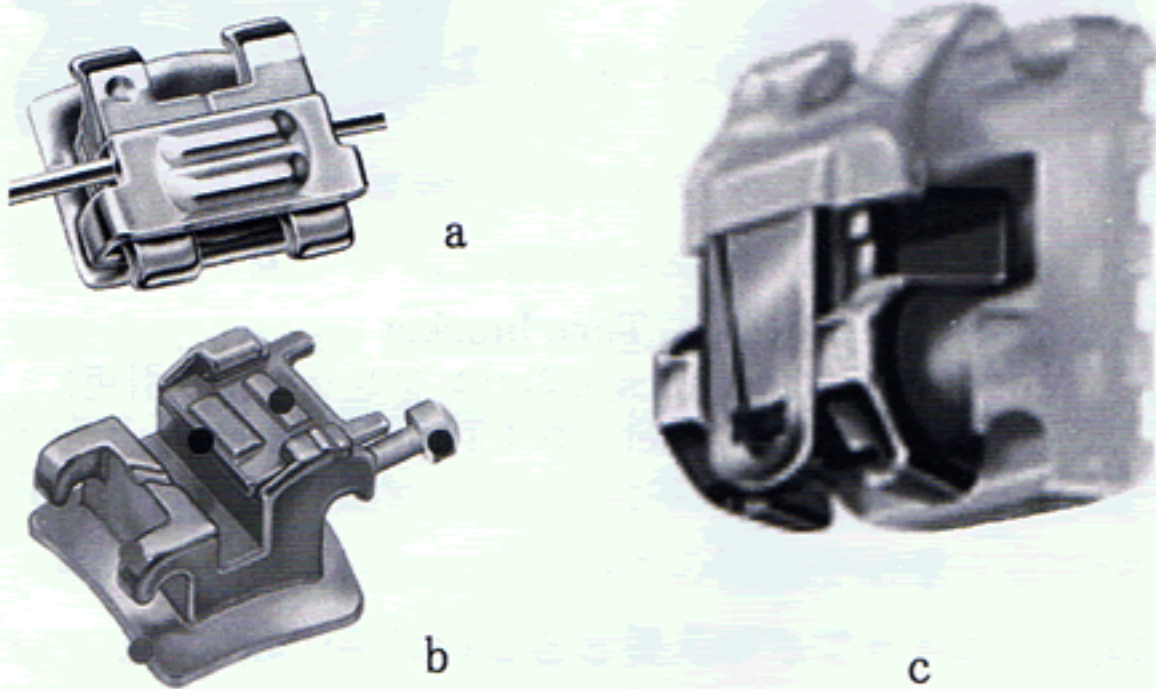


図6 Damon bracket
(Ormco 社のパンフレットおよびインターネットカタログより引用)
a : Damon SL bracket b : Damon 2 bracket
c : Damon 3 bracket

なおこれらに lingual orthodontic attachment は入っていないが, lingual self-ligation system や半透明 self-ligation system については後述する。

現在利用できる self-ligation system の機構と特徴

1. Active 機構の self-ligation system

1) SPEED system

SPEED system^{1~19)} (Strite Industries Limited 社, 図1) は, active self-ligation system の代表であり開発から30余年が経過している。SPEED は Spring-loaded, Precision, Edgewise, Energy, Delivery の頭文字をとっていて, それぞれ, spring を組み込んだ, 精密, Edgewise 装置, energy を発揮するという意味が込められている。

Self-ligation system という特別な装置のように聞

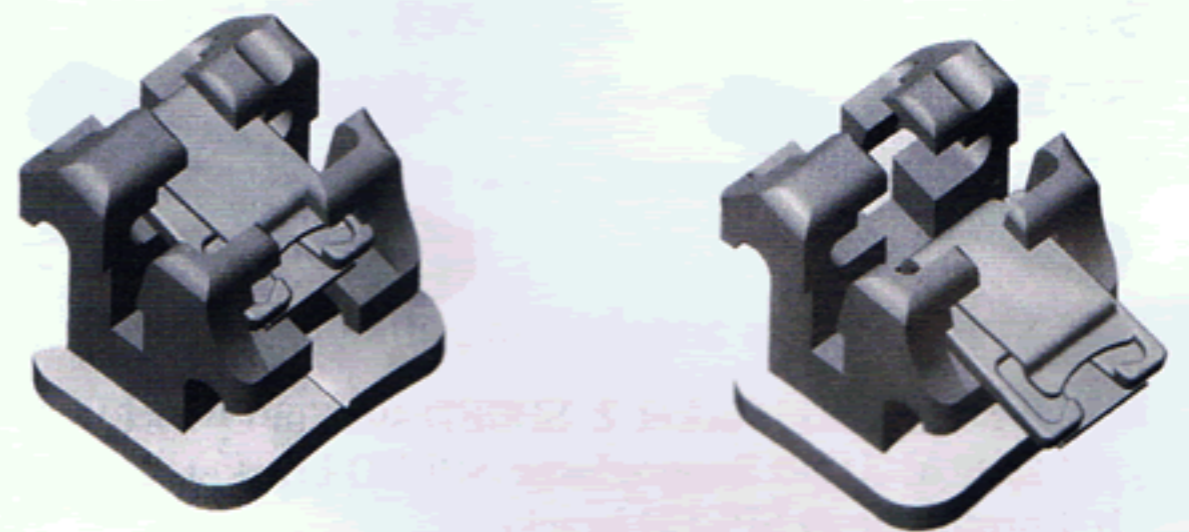


図7 Twin lock bracket
(Ormco 社のパンフレットより引用)

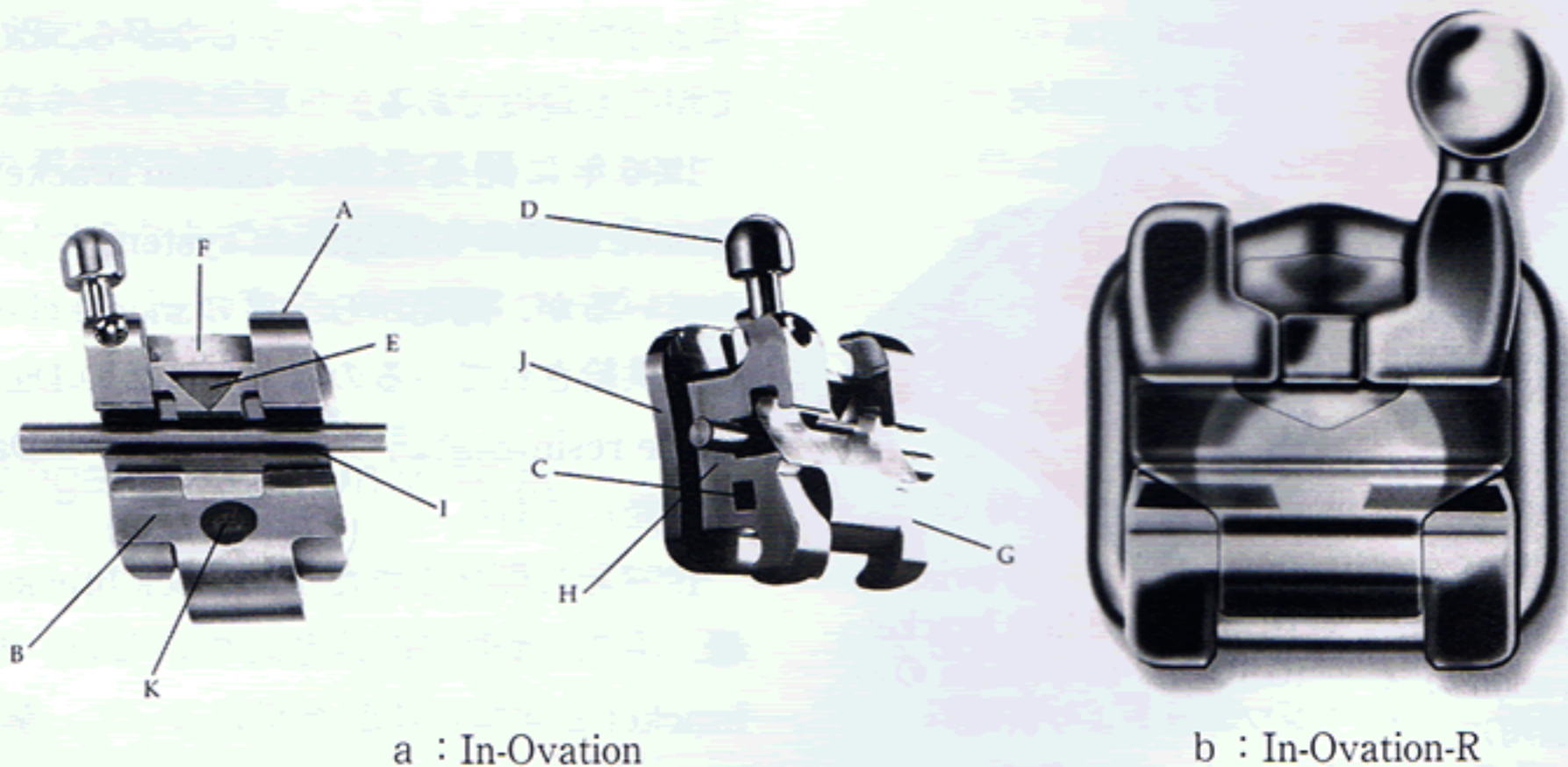


図8
(GAC 社のパンフレットより引用)

こえるが、その実態は pre-adjusted の Edgewise appliance であり、ただ archwire の保持に関して self-ligation という機構をもっているのである。ただし、この self-ligation という機構が low friction で light force の治療 technique を容易にしていることが大きな利点である。この technique の詳細については後述する。

SPEED bracket の構造特徴 (図 1-a) はその組み込みの spring clip にある。Spring clip の開閉は容易で archwire の着脱に要する chair time の減少は、患者の care に割ける時間が増加するので臨床の現場では大きな恵みである。SPEED bracket の利点は種々あるが、そのほとんどが組み込みの spring clip によるものであり、それらは、1. 小さな bracket で衛生的、2. Archwire の交換が容易、3. 素晴らしい control 性、4. Sliding mechanics の使用に有利、5. Auxiliary slot が活用できる、6. 治療期間が短縮される、などである。Auxiliary slot は 0.016"×0.016" の内径をもっていて、hook の追加装着や double wire の挿入に便利である。ただし、SPEED bracket は組み込みの spring clip による active action により control 性に優れるので、auxiliary slot に upright spring などを使用しない。側方歯群の bracket に付けられている mushroom hook は丸みを帯びた形態で刺激が少なく、elastic や elastmeric chain などの装着に便利である。

開発以来 SPEED bracket の特徴を生かすべくさまざまな開発がなされてきたが、開発時に SPEED bracket と同時に開発された SPEED archwire (図 1-e) は 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もち、spring clip と協調して優れた torque control 性能を発揮する。1993 年に開発された Supercable (図 1-d) は、7 本巻きの nickel-titanium (Ni-Ti) coaxial wire で、この wire が持続的に発現する微弱矯正力は self-ligation system における low friction, light force の technique に一石を投じたといっても過言ではない。組み込みの spring clip にも改良が加えられ、21 世紀の Super-elastic model (図 1-a) では、spring clip の素材が stainless steel から Ni-Ti に替えられ、4 倍も柔軟度を増した。さらに、開閉をより容易にするために spring clip 中央部に labial

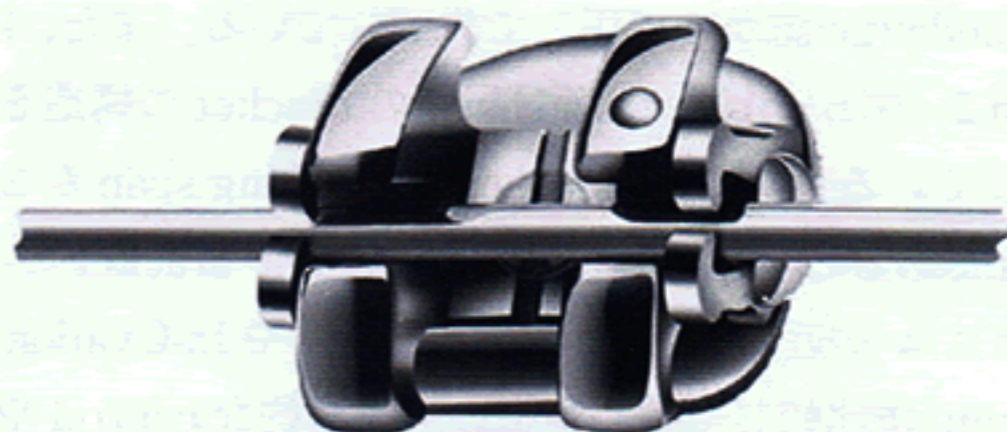


図 9 Smart clip bracket
(3M Unitek 社のパンフレットより引用)

window という小さい穴を設けた。

2) In-Ovation

In-Ovation (米国 GAC 社, 日本 Tomy International 社, 図 8) は twin shape の bracket に cobalt-chrome 製の clip を組み込んだ, SPEED system 以外でただ一つの active self-ligation system である。

SPEED bracket の構造が single type の bracket であるのに対して、世界で唯一の active な spring clip を組み込んだ twin bracket であると主張している。

その構造特徴 (図 8) として、(A) 従来の bracket と同様の四つの tie wing をもつ twin bracket のデザインは rotation の control に優れ、auxiliary の使用も多彩である、(B) Cobalt-chrome 製の active clip は slot 全域をカバーし archwire を優しく適合させる、(C) Horizontal auxiliary slot は sectional や uprighting spring や rotational spring の使用に利用できる、(D) 丸みを帯びた mini post (hook) は刺激が少なく用途が広い、(E) Slot blocker により、bracket slot からの archwire の逸脱を防ぐ、(F) Rhomboid-shaped base は位置付けを容易にする、(G) Metal-injection molding は薄手の形を実現した、(H) Torque-in-base である、(I) CNC (コンピューター数値制御) により精密性と滑沢性を獲得した、(J) 複雑な輪郭の base はより良い解剖学的適合を達成する、(K) Slot 中央の ID Marker はより良い位置付けの際の指標である、という 11 項目をパンフレットに明記している。

なぜ In-Ovation は twin shape の bracket の構造を採用しているかという問題について、歯根の近遠心的な control や捻転の改善において、小白歯や犬歯や上顎の切歯では 3.5 mm の幅径が最適であろうという Raymondo C. Thurow の説を根拠としていると Edgewise

Orthodontic 誌から引用して説明している。また、Damon 2 (図6-b) も twin shape の bracket の構造を採用しているものの、その actual working span が 2.08 mm であるということに関して、single bracket の 1.8 mm により近く、自社 twin bracket や In-Ovation の 3.8 mm に比較して暗に歯根の近遠心的な control や捻転の改善に不利であろうことをほのめかしている。

総合的に、In-Ovation は伝統的な twin shape の bracket の構造に active clip との組み合わせにより、優れた rotation の control を実現させ、抵抗力の減少とともに full control を同時に実現させるといっている。

Horizontal auxiliary slot については、sectional や uprighting や rotational spring の使用に利用できるとし、SPEED bracket と同様の特性をもたせるべく組み込まれたことが想像に難くない。しかしながら、この構造をもたせるために bracket の厚みが増加するという望ましくない問題が生じているため、horizontal auxiliary slot が組み込まれていない薄型の type も販売している。

現在では、In-Ovation は GAC 社の “R” Systems シリーズへの組み込みによって In-Ovation-R (図8-b) として、より丸みを帯びた形態になり bracket の厚みも減少させた。これによって、患者がきわめて快適になったのはもちろんのこと歯周組織に優しいということについては、組み込みの spring clip の呼称を “Interactive clip” とし従来からの結紮によるさまざまな歯周組織への為害性の問題からの解放という利点に加え、spring clip が組織に対してクッションの働きをするといっている。

2. Passive 機構の self-ligation system

1) Mobil-lock bracket (図3)

精密な開閉機構を実現し、優れた構造を昇華させた Mobil-lock (1979年) は Edglock (1972年, 図2) からその座を受け継いだものの、大きめのデザインがゆえと 1970年代に爆発的な普及を遂げた elastomeric ligature の台頭によって受け入れが限定されたといわれている。1972年に開発の発端をもつこれらの system は、passive self-ligation system として、同年に

開発された active self-ligation system の代表としての SPEED appliance とともに passive 対 active の双極を担うべく優れた構造をもち、現在でも継続供給をされているとされながらも、お目にかかる機会がほとんどないということは非常に残念である。著者はその情報の検索に手を尽くしたものの、ご紹介にいたる資料を得られなかった。それらの構造について興味のある方は Graber の第4版¹⁾ をご参照いただきたい。

2) Time bracket (図5)

Time bracket (American Orthodontics 社) は narrow twin shape bracket に spring clip を付与していて、その外見において SPEED bracket に酷似している。しかしながら、その開閉機構において rotational arm という Activa bracket と同様な仕組みと評価されている。これは、spring clip がかなり堅く spring clip 自体に弾性が乏しく、ほとんど “しなり” を生じないことによるものと思われる。しかしながら、Time bracket は spring clip の唇 (頬) 面中央部に小さな穴が設けてあり、この穴に専用器具を差し込んで spring clip を歯肉側に回転させて開閉をする rotational arm 機構である。このため、gentle rolling force と呼んでいる開閉に必要な力は他の self-ligation system に比較して非常に小さいと主張している。この開閉時に歯にかかる力を比較すると、Time 2 が一番小さく SPEED bracket, In-Ovation R, Damon 3 の順に強くなることをグラフで示している。また、この spring clip に設けられた開閉時に使われる小さな穴は非常に有用なため、SPEED bracket の開閉機構に minor change をさせるべく刺激を与えた。SPEED bracket は spring clip の素材を stainless steel 製から nickel-titanium 製に変更する際、spring clip の同様部位にやはり開閉時に使用させるための labial window という小さな穴を設けた。

Time bracket も発売以降改良され、Time 2 bracket (図5-b) では、この spring clip について、interactive “smart” clip と表現している。また、bracket 本体や spring clip の edge にやや丸みを帯びさせ、歯周組織への優しさをうたっている。さらに本体構造に torque rails というものを設け最終 stage での torque 効率を高めている。

3) Damon 2 (図6-b) および Damon 3 (図6-c)

Damon 2はDamon SL (図6-a) のデザイン基準を維持し rotation や torque の control 性を改善させた。Bracket の幅を35%小さくしたことで患者の装着感も良好になり、bracket間距離が増大したことでrotation や tip の control の性能が増した。また、slideの形状の改善により開閉が容易かつ確実になり、slideの閉鎖によって完全なtube形状となるbracket slotはtorqueのcontrol性も増大させた。そして、世界で一番普及しているself-ligation systemであると豪語している。

Damon 3はDamon bracketの第三世代として審美性と信頼性を兼ね備えたpassive self-ligation systemとして発表された。その構造特徴として、①透明な素材とstainless steelの組み合わせにより患者の審美的な要求に応える、②驚くほど簡単なslideのmechanismでwireの交換が容易、③角が丸く非常に滑らかなので装着感が良い、④四つの硬い壁に囲まれたslotでlow frictionによる早く確実な歯の移動ができる、⑤mechanical bonding baseが強く、信頼のあるbondingを可能にする、という5項目を列挙している。Passive self-ligating bracketとhi-tech archwire、そして目立ちにくいという組み合わせは、治療計画を驚くほど簡素化する。これらの3つの要素が、passive self-ligation systemであるDamonのlow frictionでlow forceな矯正手法によって、素晴らしいcontrol性と結果を実現するという、従来の矯正手法に比べて驚くべき利点があることを臨床的に証明してきていると説明している。

4) Smart clip (図9)

Smart clip (3M Unitek社)はMBT Systemの特徴を生かすべく、その系統を引き継いだself-ligating bracketとして4年余りの歳月を費やして開発されたといわれている。その外見はまさにtwin bracketである。対になっているbracket wingの両外側にnitinol製のclipを装備し、archwireを保持する機構であり、これこそ真のself-ligating bracketであると自賛している。Archwireの着脱には専用の器具があるが、装着に関しては押し込むような力を加えればよいので簡単である。ただし、wire sizeの増大によっては押し込む力も大きくならざるをえないため疼痛を伴うかもし

れないことが危惧されるが、実際では患者が激しく痛がるということはない。Archwireの取り外しに関しては無理に引っ張るとbracketの脱離が生じる恐れが高いので、専用器具を使用せねばならない。Dataでは装着時よりも外すときにclipへのストレスがかかっていることを公表している。専用器具ではbracketの歯肉側のbracket wingを“てこ”にしてarchwireの取り外しを行う。専用器具はさらに改良が進んでarchwireの着脱がより容易になってきている。

Passiveなsystemとして予約間隔の延長と患者の不快感の減少を他のself-ligation systemと同様にうたっている。

また、見慣れたtwin bracketの外見と構造は、それまでの治療techniqueを変更することなく導入することができるので有利であるともいっている。

さまざまな利点を訴えてはいるが、bracket wingの両外側にclipを装備している構造上、inter bracket spaceが減少するので、重篤な叢生や捻転を伴った部位で隣接の歯が近接しあった場合には不利である。

Smart clipの本体はstainless steelのtwin bracketである。nitinol製のclipはbracket wingの両外側に位置するように本体に機械的にはめ込まれている。これは将来審美的なceramic系統のbracketとの融合を意図して考案されていることは明らかであろう。

Self-ligation systemにおけるlow friction systemとその効果について

Low frictionについては、それぞれのsystemによって、使用するarchwireのsizeとの関連や治療stageによって、passive, interactive, activeの使い分けがなされていて、治療の最初から最後まで同一levelのfrictionではありえない。

1. Low friction system へのこだわり

1) Low frictionの始まりは？

Tweedはsingle bracketを使用した。もちろんのこと0.022"×0.028" slotである。一般的にtwin bracketのほうがcontrol性に優れると誤解しがちだが、それはrotationやtipの是正にやや有利であるというだけである。Single bracketはinter bracket spaceが増大

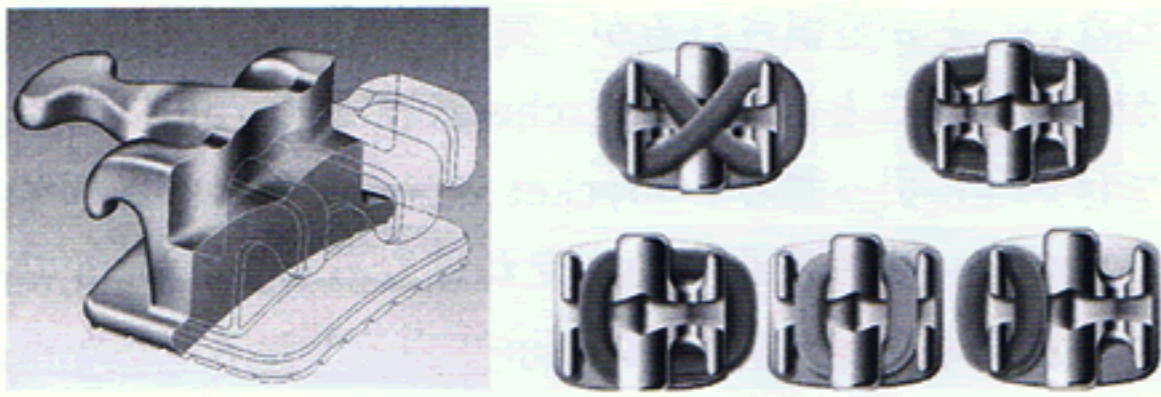


図10 Synergy bracket
(RMO社のパンフレットより引用)

するので、より太い wire のたわみを利用した tip の control 性に優れる。Rotation の control については、Tweed は前歯部には eyelet, 後方歯群には lingual cleat を使用した。問題は archwire の形状である。Tweed の使用していた rectangular wire は真の矩形ではない。その断面は edgewise が丸みを帯びていて、いわゆる rounded rectangular wire の形状をしている。これはすなわち round 形状の wire を押し潰す成型方法によって作られているのである。このため、wire が bracket slot の底面と接触する面積が小さい、いや、接触しないと同等なのである。しかも single bracket であることは low friction そのものの考え方である。さらに、0.022" slot の single bracket であることは、細い wire を使用する場合に stainless steel しかない時代においてさえ light force をも実現していたのである。

2) Bracket の構造に工夫を加えた試み

Synergy (RMO 社, 図10) は triple wings の bracket 形態をしている。しかも bracket slot 内面は3壁ともに湾曲が付与されていて、wire との接触面積を減らすことで low friction を実現させている。さらに、結紮の留め方によって friction の程度を調整でき、control 性能を増減させることができる。結紮方法の多様性によって初期の rotation の control に有利だったり、sliding mechanics による抜歯空隙の閉鎖の際に、歯群のブロックや個々の歯において friction や control の調整ができるので非常に有用であろう。

Delta (Ortho Organizers 社, 図11) は名前のごとく三角形の形状をしていて Synergy と同様に結紮の留め方によって friction の程度を調整でき、control 性能を増減させることができる。Ceramic 製のものもある。



図11 Delta bracket
(Ortho Organizers社のパンフレットより引用)

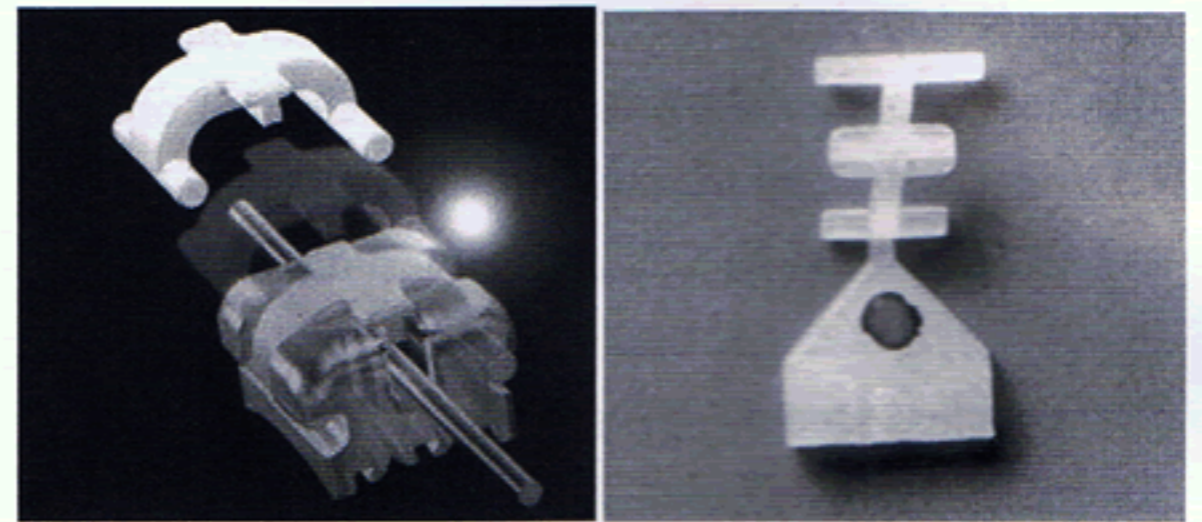


図12 Clear snap
(デンツプライ三金社のインターネットカタログより引用)

従来の装置での elastomeric tie では bracket に archwire を拘束する力が働き、これが friction を生じせしめている元凶であった。しかしながら、上記で紹介した bracket は elastomeric ligation が bracket wing の外側で archwire を grip することによる拘束力を排除できるよう構造に工夫がされていて、確実な control のためには archwire を拘束することも可能であるという優れた性能をもっている。これら以外にも類似の考案を採用している製品はさまざま発表されてきており、self-ligation system ではないが、low friction を実現させようとする試みがなされている。

3) 結紮 attachment による工夫

Clear snap (デンツプライ三金社, 図12) は2004年に市場に出た結紮の attachment である。従来の stainless steel ligation や elastomeric tie ではない結紮方法として考案されている。Clear bracket と対をなす clip は透明白色で審美性を実現し、透明な elastomeric tie の着色や劣化、不潔さを排除し、archwire を拘束しない方式なので low friction も実現させている製品である。

Clear snap の system では、初期排列に 0.010" もしくは 0.012" Ni-Ti archwire を使用することを推奨して



図 13 Neo clip
(Dentsply, GAC 社のパンフレットより引用)

いて、low friction とともに low force による self-ligation system と同様の排列効果が得られる system である。また、この system で使用するよう開発された 0.2 mm の薄さをもった extra super-light power chain は 0.5 mm の厚みの通常のものに比べて非常に微弱な牽引力を発揮するので、self-ligation system での使用に最適である。

Neo clip (GAC 社, 図 13) は Clear snap と同様の製品で、自社の ceramic bracket との組み合わせでの使用で作られているが、日本では現在購入、使用はできない。

Slide (Leone 社, 図 14) は elastomeric tie でありながら bracket wing の外側で archwire を拘束しない。Elastomeric tie での friction を排除するべく、いわゆる縦型の 8 の字結紮のような結紮方法と類似している。交叉する部分にあたる部位の面積が大きくなってあり archwire をより安定させる。

これらの工夫は従来の bracket を使用した low friction を実現させようとする試みである。

2. Active 機構の self-ligation system における low friction vs. control

1) SPEED system (図 1)

前述のとおり self-ligating bracket のほとんどがいわゆる 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

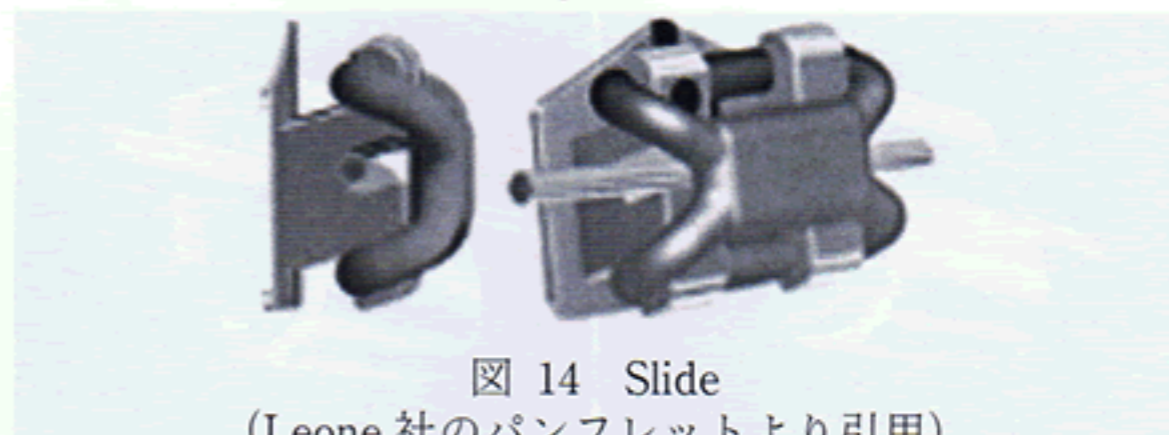


図 14 Slide
(Leone 社のパンフレットより引用)

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 archwire 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 0 結紮と 8 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 archwire の双方の size の条件によっても違うが、self-ligating bracket では archwire 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 bracket は self-ligating 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 Berger⁴⁾ 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。

SPEED system では初期排列に微弱な矯正力を発現する 7 本巻きの nickel-titanium coaxial wire である Supercable¹⁷⁾ (図 1-d) を使用するが、これらの組み合わせは friction free の system である。Friction free の system では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あらかじ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^{11,12)} 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。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

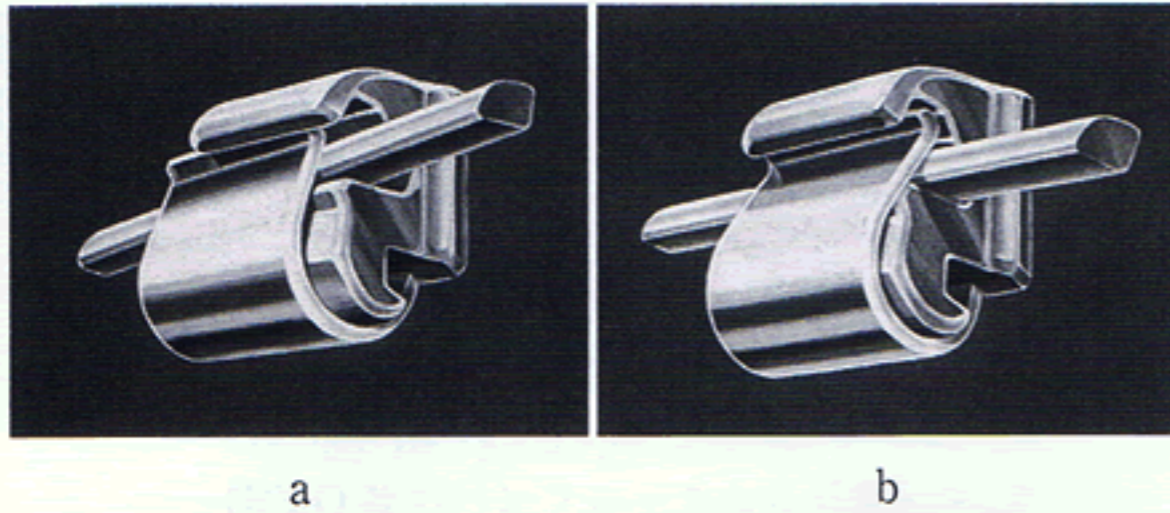


図 15 SPEED bracket による歯の姿勢制御

a : Active position

不正な位置にある歯の SPEED bracket に archwire 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。

われる。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 ヶ月程度で初期排列の目的を達成できる^{6~8)}。

SPEED bracket の特徴は組み込みの spring clip であり、さまざま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 archwire 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 15) 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。Archwire の弾力に spring clip の弾力が加味され (図 16), 双方に蓄積された energy が徐々に解放されることによって歯の移動をするのである。Active self-ligation system である SPEED system は、常に wire-bracket 間の位置関係を姿勢制御していることに特徴があり、最大の利点である。

この archwire と spring clip の相互作用について、著者¹⁷⁾ は実験モデルでの計測で解明している。側切歯の 1~3 mm の転位を想定した実験の結果 (図 17), 1 mm 舌側転位の場合では Ni-Ti 系の round wire を使用した場合に SPEED bracket との併用のほうが Edge-wise bracket との併用よりも有意に大きい値を示した。これは、Ni-Ti 系の round wire は wire の spring back が大きいため、1 mm 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 action は

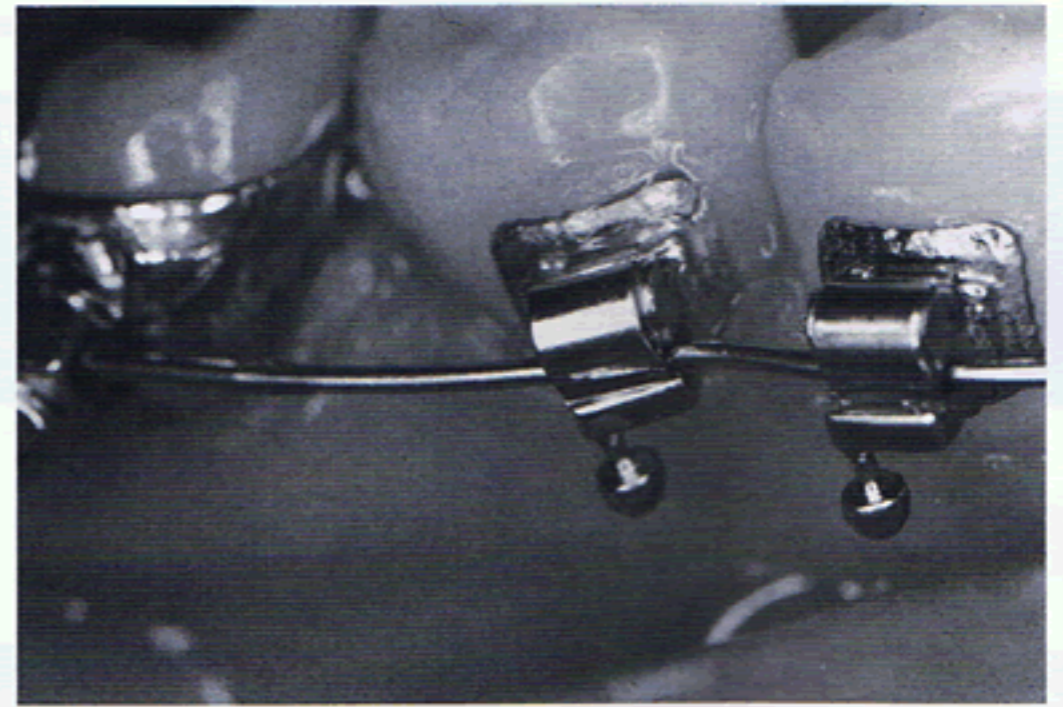


図 16 Archwire と spring clip に蓄積された energy

Archwire 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。

Supercable を使用した際にも 1 mm 転位付近で現れていた。Spring clip の効果は、著者が行った三点曲げ実験の結果でも如実に現れている (図 18)。周知のごとく形状記憶系の archwire は曲げ試験の loading-unloading の軌跡 data は hysteresis curve を描く。しかしながら、SPEED bracket での結果は unloading において見事に flat な軌跡を示している。これは矯正力が一定の力で持続的に働くことを意味している。さらに、Supercable では 1 mm の転位で発現している力のほうが 2 mm で発現している力より大きいという、wire のたわみと力の関係では理解できない結果が現れている。これらのことは、SPEED bracket の spring がいかに効果的な影響を与えているかということの証明である。

図 19 は SPEED system による上顎第一大臼歯の近心捻転の改善である。0.016" Supercable に引き続き 0.016" Ni-Ti を使用した結果、2 ヶ月 2 週後で第一大臼歯の近心捻転がほぼ改善された。SPEED system での spring clip による歯の位置の姿勢制御は、このように効率的に働くばかりでなく、獲得された歯の位置は wire と bracket が home position (図 15) という関係を維持することにより、sliding mechanics による抜歯空隙の閉鎖の際などに大白歯の loss は最低限に抑えられるので、加齢固定などの特別な手段を講じなくともよいのである。また、SPEED bracket は low friction の構造を有しているため、抜歯空隙の閉鎖時の slid-

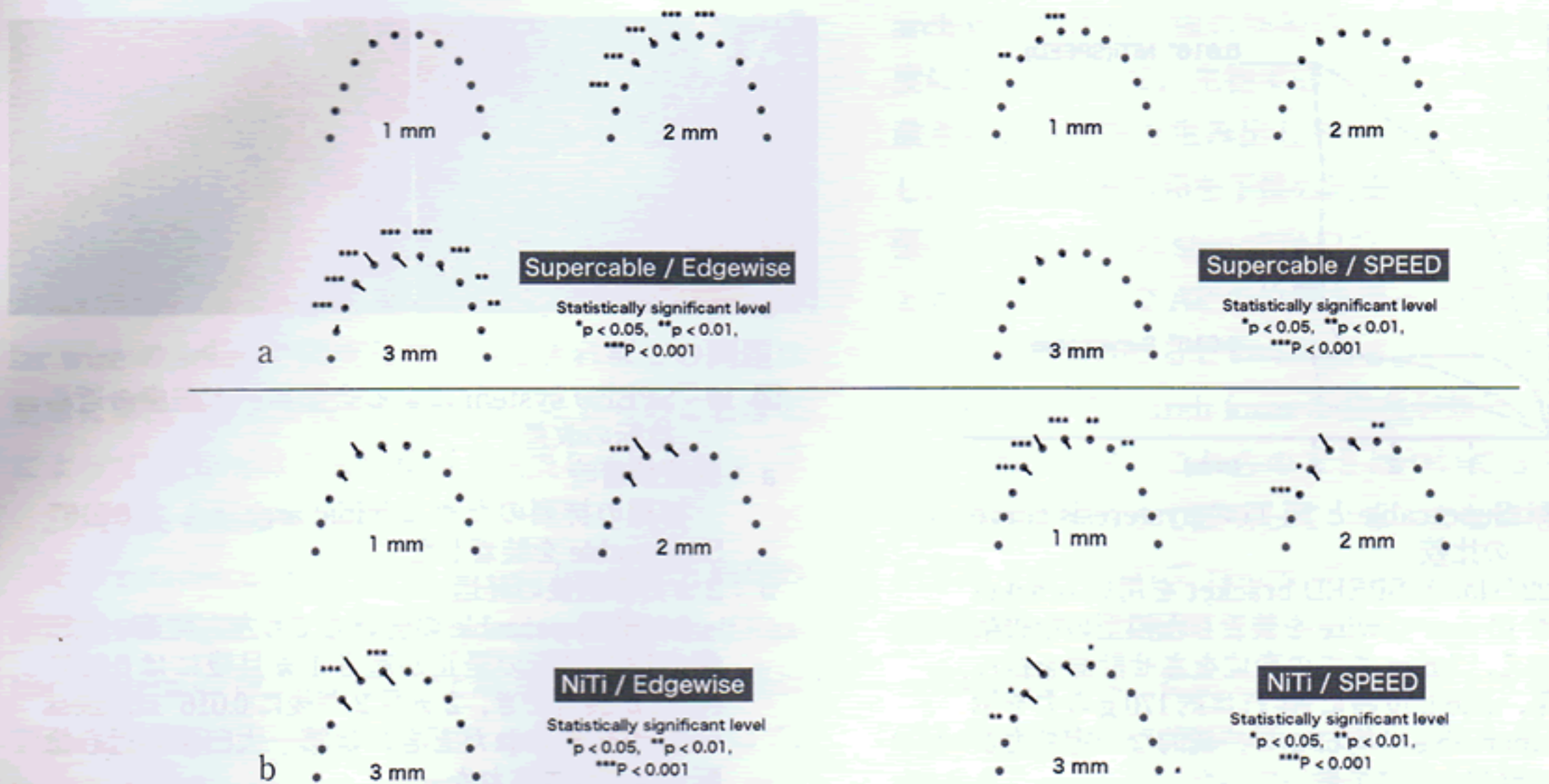


図 17 Archwire と spring clip の相互作用

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おおのこ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 : Ni-Ti を SPEED appliance と Edgewise appliance に装着した場合

0.016" 径の Ni-Ti を装着した場合に歯列内のおおのこ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。

ing 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白歯の 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白歯は、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ないで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白歯の loss が起きにくいのである。以上が SPEED system で head gear や Nance's holding arch, Trans-paratal arch などの加強固定を必要としない理由である。

SPEED arch wire (図 1-e) は 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もつ archwire で、SPEED bracket と同時開発され、治

療の最終段階で組み込みの spring clip と協調して優れた torque control 性能を生み出す。

これらのように、SPEED system は spring clip の弾力を背景に初期では low friction system として機能し、治療 step の進行とともに徐々にその active な control 性を増加させていくが、あらゆる場面において、spring clip の active action は有利に働いているのである。

2) In-Ovation (図 8)

近年 In-Ovation-R (GAC 社, 図 8-b) としてモデルチェンジし、組み込みの spring clip の呼称を "Interactive Clip" と改名したがごとく、その特徴として interactive force を全面的に押し出して主張している。

GAC 社は矯正歯科医師ならば周知のごとく Bio Force という archwire の system をもっている。どの

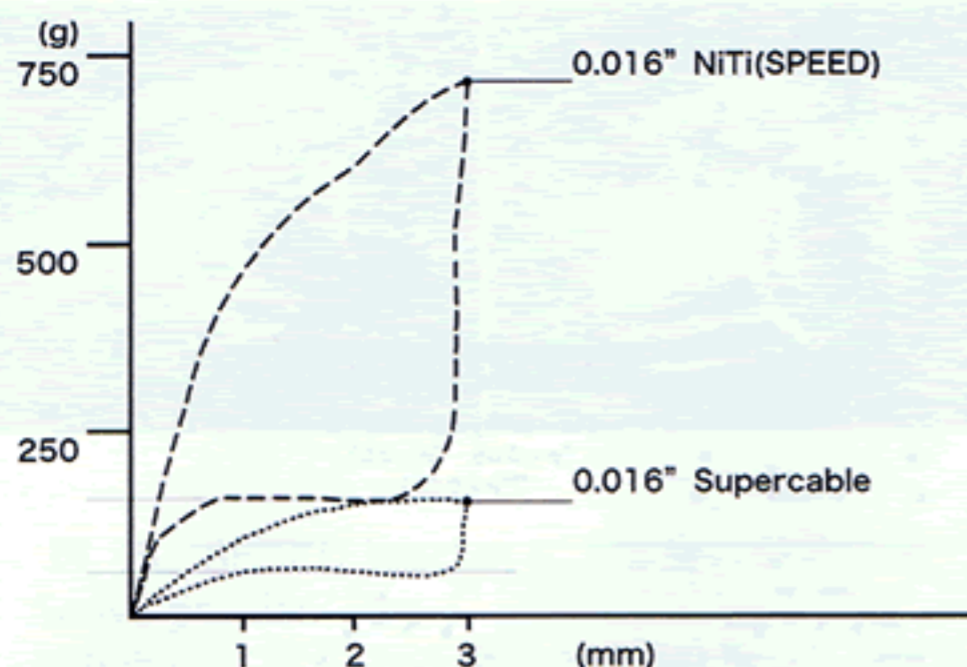


図18 SupercableとNi-Tiのhysteresis curveの比較

0.022" slotのSPEED bracketを用い bracket 間距離10 mmでwireを装着した模型の中央に力を加え、3 mmまでの変位をさせ計測を行った結果、unloading時にNi-Tiは約170 gの力を示し、Supercableは約65 gの持続的な一定の力が変位の解放を通じて働いていた。

社も特徴的な bracket と一緒に、自社の archwire と自社の接着剤を総合的な system として売り込んでいる。もちろんそれは、bracket と archwire の組み合わせは開発者の意図するところで、これらは set であると考えて当然であろう。また、bracket に組み合わせて開発される bonding base においても各社で工夫された特色をもっている。それに最適な接着剤が開発されてしかるべきものであるが、矯正歯科材料の会社の前身の多くが接着剤を得意分野にしていた背景が少なからずみえてくる。それはさておき、Bio Force の archwire は歯の組織学的な移動を通じて歯冠および歯根の是正に対して理想的な矯正力を発揮するように設計されているとし、Jarabak の root resistance における研究を背景に、Bio Force は正中から後方歯群に向かって徐々にその力が增大しているが、歯根に対して過度の力にはならないと説明されている。Bio Force は interactive な力を発揮し、優しく torque 力を伝搬しながら捻転を改善していくとしている。

また、In-Ovation-R と Bio Force の archwire との組み合わせによって、low force を発揮する round wire では passive な機構、中間の square wire では interactive な機構を、rectangular wire から full size では active な機構で full control すると説明している。

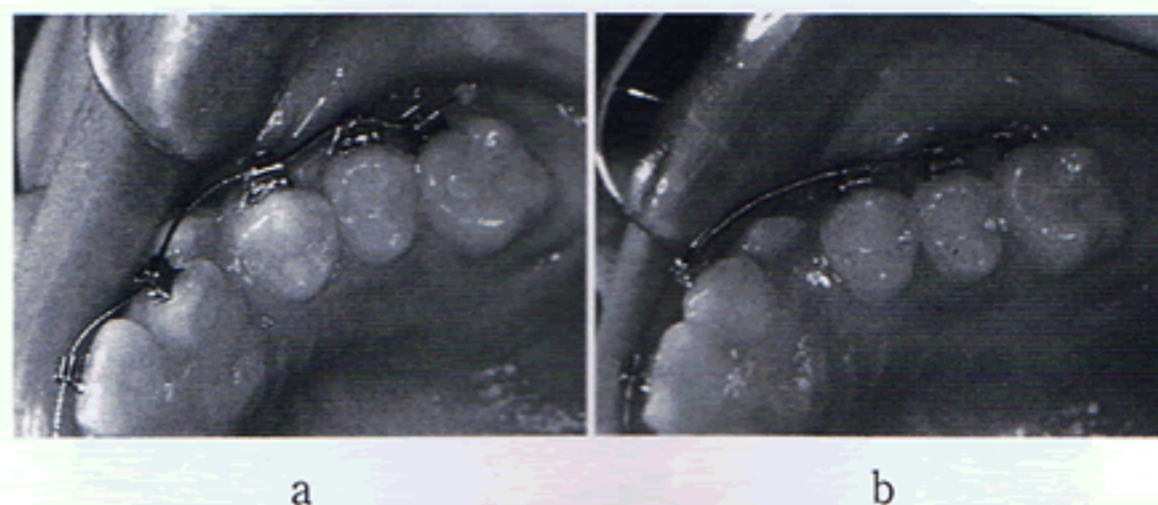


図19 SPEED systemによる上顎第一大臼歯の近心捻転の改善

a : 装置装着時

初期の排列のために initial arch として 0.016" Supercable を装着した。

b : 2ヵ月2週後の経過

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ヵ月後には 0.016" Ni-Ti が装着でき、2ヵ月2週後に 0.016" stainless steel が装着されたときには第一大臼歯の近心捻転がほぼ改善された。

3. Passive 機構の self-ligation system における low friction vs. control

1) Activa (図4)

Activa bracket ("A" company 社) は 1980 年後半に製造され、その頃に台頭してきた sliding mechanic の手法を self-engaging mechanism により簡単にしたと述べている。さらに self-engaging mechanism による摩擦抵抗の減少によって歯が適正排列により早く移動すると説明している。passive 機構をもった low friction の bracket として著名である。開発者の Irwin Pletcher は friction の減少ということは歯の移動により弱い力が必要であるということであり、このことは患者に直接的な恩恵を寄与するといっている。また、sliding mechanics において bracket に wire を拘束している何物かを取り除くことが有益であり、近年の研究では metal-to-metal contact の ligature-less bracket では従来の結紮された bracket に比較して約半分以上の摩擦力の低下が認められていると述べている。滑走摩擦についての研究で Sims ら²⁰⁾ は Activa の摩擦が一番少なく、SPEED においても stainless steel 製の twin bracket における elastomeric tie による 0 や 8 の字結紮に比較して摩擦が非常に少ないことを証明している。Kemp²¹⁾ および Weiss²²⁾ は、特に 0° の tip の場合において、他の bracket と結紮に比べて

self-ligation bracketである Activa および SPEED の摩擦が少なかったことを証明したが、 10° の tip が bracket-wire 間に存在すると、他の組み合わせと同程度に摩擦が増加するという示した。前出の Pletcher はまた、tip と torque は bracket を拘束することを指摘し、straight wire technique での rectangular wire の stage で確実な挿入ができればこの問題は簡単に解決できると説明している。これらのことなどによって Activa は正確で早いと主張している。

2) Time bracket (図5)

その rotational arm という Activa bracket と同様の開閉機構に分類されるゆえに passive 機構の self-ligation system の仲間として分類されるが、実際は Time 2 (図5-b) で組み込みの spring clip について、interactive “smart” clip と表現しているように、完全な passive 機構とは考えにくく、どちらかといえば active 機構に近いと考えられよう。この interactive “smart” clip は round wire を使用する初期段階では passive ligation として機能しながら、治療の最終段階で torque control のために rectangular wire を使用する際には interact な効果を発揮していくといっている。使用する archwire との関連では、leveling や rotation とか tip の解放時に、low friction の Time 2 bracket の slot を細い wire は容易に slide するといっている。また、passive self-ligating bracket について、微少なながらも常に摩擦が生じており、さらに torque と rotation の control の効率においては減少するため、治療の最終段階では挫折的な挑戦に誘導していってしまうと批判する一方で、Time の利点として wire の径が増加するにつれて、Time 2 の interactive “smart” clip が wire を slot の corner に押し込むことによって torque 効率の増大と rotation control を向上させると主張している。

3) Damon 2 (図6-b) および Damon 3 (図6-c)

Damon はその治療の過程で3本の archwire による3つの step を提案している。

まず最初の step は、passive self-ligation system の最大の特徴と主張される弱い力を発現する archwire (0.013" Damon Copper Ni-Ti または 0.014" Align SE Ni-Ti) を装着する。摩擦が少ない状況下で力の弱い

archwire を使用し歯の移動時の血流の中断を最小限度に抑えることで、生物学的に適合した歯の移動が刺激され高い効率を生み出し²³⁾、患者の不快感を減らし、成人の治療期間を子供の治療期間に近づけたと主張している。この step では口腔周囲筋（特に口輪筋と頤筋）が切歯の AP の位置を保って叢生を抜歯空隙の方向に排列させるといっている。非抜歯症例や狭窄歯列の改善では arch form の拡大が頬側や後方に向かって行われる。これらのことについては Damon は多数の症例をもって説明している。また歯槽突起の薄い骨もそれにつれて reform され拡大していくことを CT 画像を用いて証明している²⁴⁾。

次の段階では、捻転を確実にとることを目標とした step で、0.016"×0.025" Align SE Ni-Ti を使用する。捻転の control には archwire と bracket slot の深さに 0.002~0.003" の遊びがあることが重要であると説明し、Damon system では bracket の depth を 0.027" に減らしているといっている。捻転歯には長期安定が必要とされるため、この段階で確実に改善を終了させ、最終段階で control を再び行うことによる刺激で安定を破壊してはいけないといっている。

第3 step では、0.019"×0.025" preposted stainless steel を使用しての sliding mechanics である。確実に排列された bracket slot の連なりは sliding mechanics の効果を最大限にするのである。牽引力には Ni-Ti closed coil spring や Alastics を使用しているが、歯肉に刺激を与えたり不潔にならないように、装着方法を工夫している。これは前述の血流の必要性に起因する骨改造との関連であることは明確である。

Sliding mechanics に関連し、抜歯空隙の閉鎖だけが sliding mechanics ではないと、広義の sliding mechanics を提唱し、passive self-ligation system の利点を強調している。八重歯の改善、in-out の discrepancy, leveling, arch form の改善などあらゆる場面において bracket slot と archwire の passive な関係は必要かつ重要な問題であるといっている。

このように Damon system は passive であることを特徴として全面的に押し出しているが、superior tooth control という項目の説明において、0.022"×0.027" の slot に full size である 0.019"×0.025" の arch-

wire が full engage することによって full control できると説明している。

4) Smart clip (図9)

Smart clip system は passive であり, friction については画期的に減少させていると説明しているのみである。Archwire の progress は MBT と同様 0.016" heat-activate Ni-Ti, 0.019"×0.025" heat-activate Ni-Ti, 0.019"×0.025" stainless steel の3本としている。

Self-ligation system の Light force technique とその効果などについて

Light force については, すべての self-ligation system で治療の初期段階において, 同様にその low friction の特製を活かして弱い力の archwire を使用して効率的に排列を進行させる手法を用いている。

1. Auto alignment

いずれの self-ligation system においても初期排列の効率が良く報告され, 実際の臨床例によって裏付けされている。Self-ligation system を使用した者は, low friction と light force の組み合わせによる効果を体験したとき, 一様に目を見張り驚愕し, 興奮が抑えきれない。それほどまでに明確な事実として新たな展望が広がるのである。

弱い力は口唇圧の support により前歯群の flare out を引き起こすことなく, しかも low friction である archwire と bracket slot の関係は, 抜歯症例の場合には抜歯空隙に向かって歯が移動しながら叢生は解除されるのである。これを Woodside は auto alignment と呼んでいる。調整は不要である。術者は忍耐をもってただ見守るのみである。高位唇側転位の犬歯は高位を解消しながら遠心方向に位置を改善しながら押さえ込んでいた側切歯にその位置を譲るのである。否, 側切歯の排列が犬歯の位置を抜歯空隙の方向に押しやっていくのかもしれない。口唇・頬と舌との間隙に調和しながら叢生は2~3ヵ月で自然に消失し, 抜歯空隙は排列に利用されその空隙を減ずるが, 臼歯群の近心移動によるものではない。非抜歯症例では狭窄した歯列弓は拡大され, 大白歯の捻転までもが改善されていくのである。

2. Control vs. guide

上記のような初期的な変化は self-ligation system では特別な technique を必要とされるものではなく, self-ligation system と light force の組み合わせを使用すれば一様に得られるものである。これはもはや術者の技術で歯を control していくのではない。著者は最近, 歯の control という言葉を使用しなくなってきた。歯は low force によって適切な位置へと guide されていくのである。

3. Supercable

Supercable は7本巻きの Ni-Ti coaxial wire である。Supercable は SPEED system の開発者である Hanson が, 彼の治療 philosophy である light force を用いる矯正方法の考えから, SPEED bracket との組み合わせで使用するために1993年に開発された。著者は0.016" Supercable は0.022" slot の SPEED bracket との組み合わせで使用したときに, 1~3 mm の転位の改善の際約60~70 g の持続的な力を発現していることを証明した(図18)。この微弱矯正力は light force よりはるかに弱い力のため, minute force と呼んでいる。これらの組み合わせもまた上記の low friction と light force の組み合わせであるからして, 歯は適切な位置へと guide され auto alignment されていくのである。図20に Supercable が発現する minute force による auto alignment を理解できる症例を示す。症例は幼若永久歯列の女児で, ある矯正歯科医が非抜歯にて治療を終了させた症例である。その矯正歯科医は第二大臼歯の萌出を待たずに動的治療を終了させ, 術後資料として撮影したパノラマ X 線写真をみて愕然とした。下顎第二大臼歯が両側ともに水平埋伏していたのである。これを引き継いだ著者は, 下顎両側第三大臼歯抜歯後, 開窓した下顎第二大臼歯頬側面に tube を装着し, 0.016" Supercable を装着してただ待ったのである。約半年で埋伏していた下顎第二大臼歯はその歯根を近心に振りながらほぼ upright し, それに引き続く0.016" Ni-Ti の装着によって1年後には完全に upright したのである。

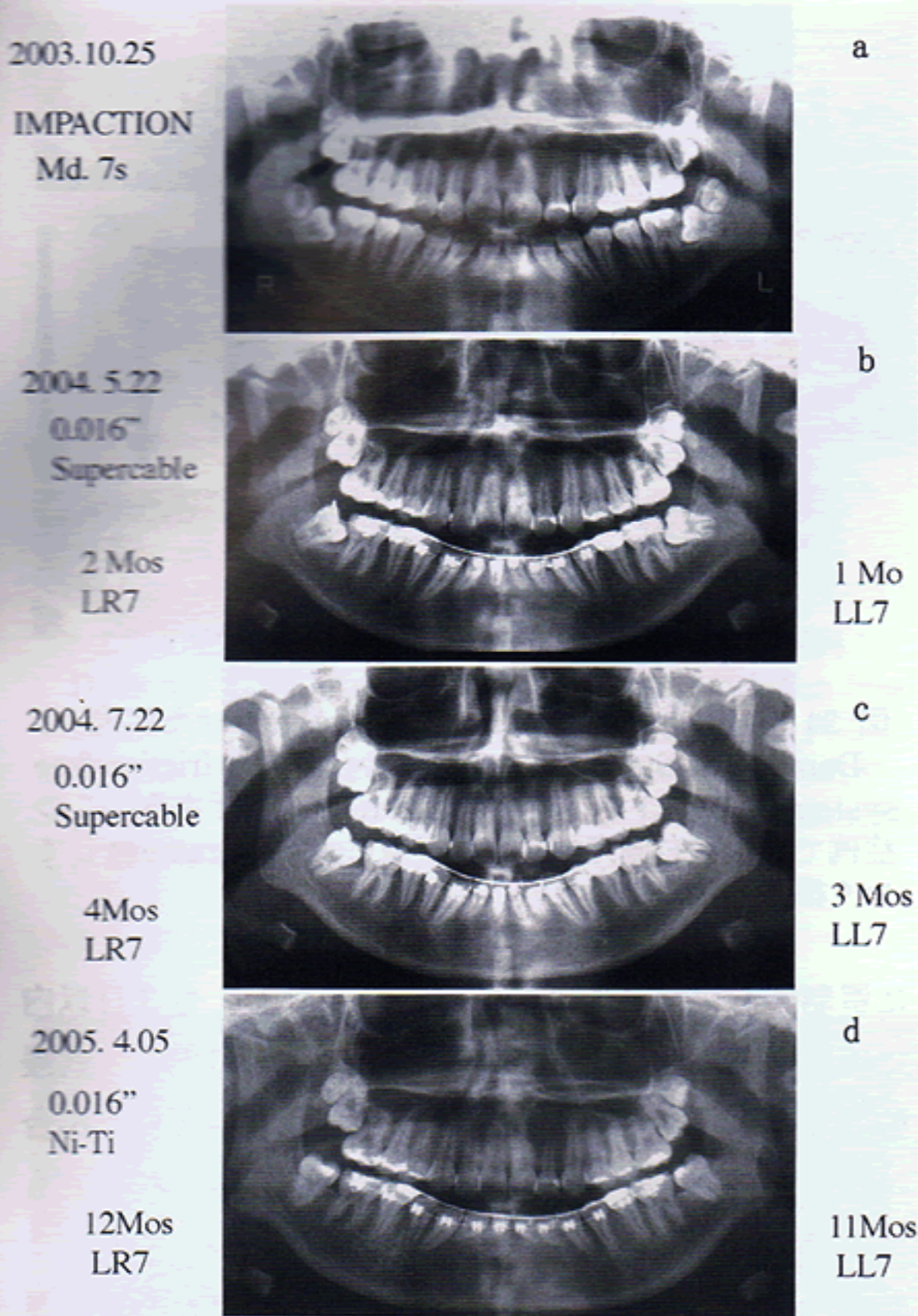


図 20 Supercable による水平埋伏した下顎第二大臼歯の整直

- 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ほうが重篤であった。
- b : 左側開窓処置 1 ヶ月後のパノラマ X 線写真
右側第二大臼歯（移動開始 2 ヶ月後）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 ヶ月後）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 ヶ月後のパノラマ X 線写真
右側第二大臼歯（移動開始 4 ヶ月後）はわずかな傾斜を残すのみで、左側第二大臼歯（移動開始 3 ヶ月後）も大幅に改善されていた。
- d : 左側開窓処置 11 ヶ月後のパノラマ X 線写真
約半年で埋伏していた下顎第二大臼歯はその歯根を近心に振りながらほぼ upright し、それに引き続く 0.016 inch Ni-Ti の装着によって 1 年後には完全に upright した。

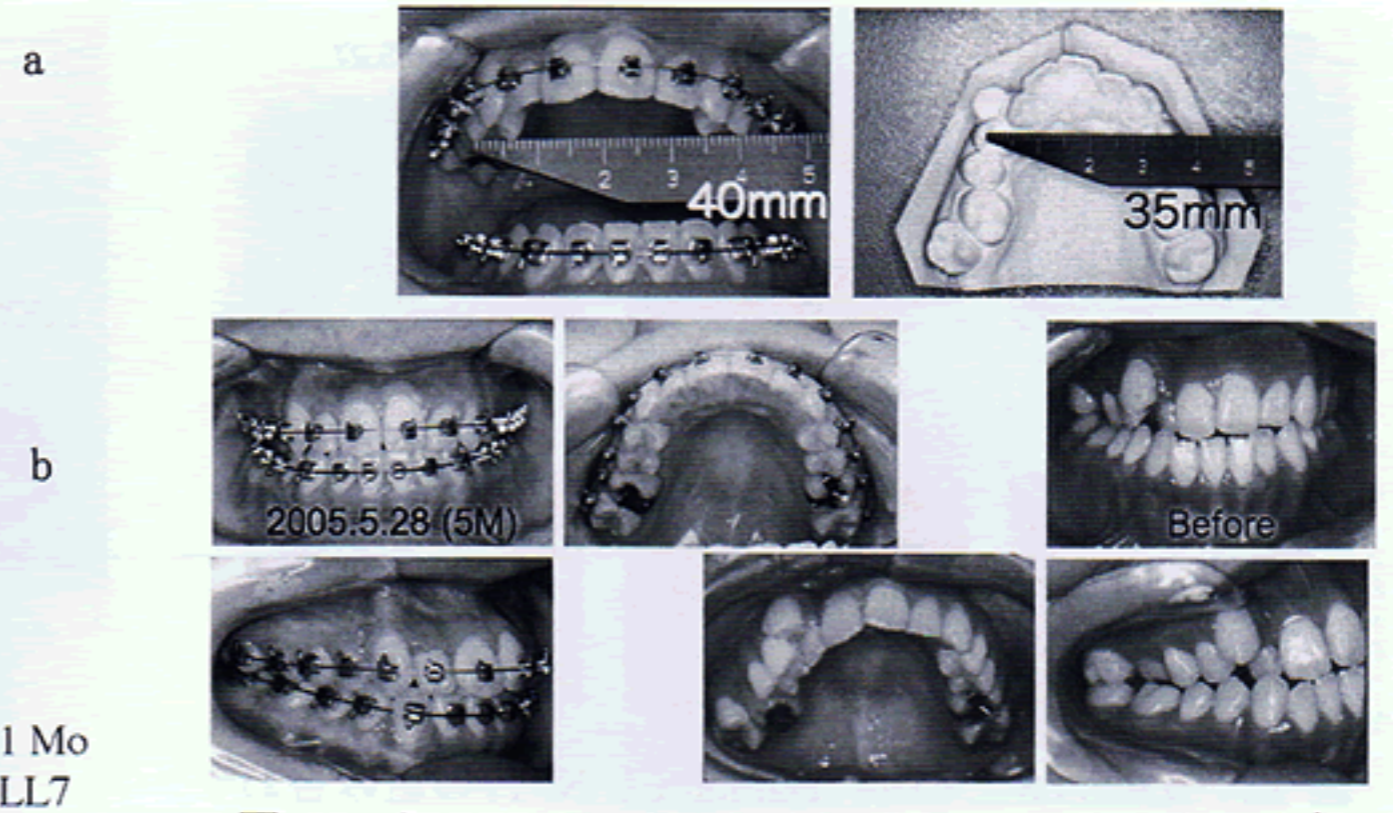


図 21 SPEED bracket に 0.014 inch Damon CU Ni-Ti を組み合わせた症例

症例は上下顎歯列の狭窄を伴う上顎歯列の非対称症例であったが、0.022 inch slot の SPEED bracket を装着し、initial wire として 0.016 inch Supercable を 3 ヶ月間使用した後、0.014 inch Damon CU Ni-Ti を 2 ヶ月使用した結果、5 ヶ月間で上下顎歯列の拡大と再排列が起こり、上顎歯列の第一小臼歯頬側咬頭頂間幅径は 35 mm から 40 mm まで拡大されて歯列は対称になった。

4. 0.014 inch Align SE Ni-Ti もしくは Damon CU Ni-Ti

0.014 inch Align SE Ni-Ti もしくは 0.014 inch Damon CU Ni-Ti は非常に優れた archwire である。Archwire の形状は上顎、下顎、大中小の区別はなく 1 種類のみである。ただし、通常の arch form よりかなり大きく、後方歯群において拡大した形態をしている。

Damon philosophy は硬組織の cephalometric な判断基準を無視して、軟組織の対称性を重要視しているといっている。Damon system の passive な構造は low force が顔面の筋肉や舌や骨や組織とともに働くようにさせていると説明し、強い力での拡大や抜歯などを用いずに数多くの症例で対称的な顔貌の獲得をもたらしていると主張している。

著者が SPEED bracket に 0.014 inch Damon CU Ni-Ti を組み合わせた症例（図 21）でも、歯列弓の拡大によって歯列の対称性が目覚ましく改善した。症例は上下顎歯列の狭窄を伴う上顎歯列の非対称症例であったが、0.022 inch slot の SPEED bracket を装着し、initial wire として 0.016 inch Supercable を 3 ヶ月間使用した後、0.014 inch Damon CU Ni-Ti を 2 ヶ月使用した結果、5 ヶ月間で上下顎歯列の拡大と再排列が起こり、上顎歯列の第一小臼歯頬側咬頭頂間幅径は 35 mm から 40 mm ま

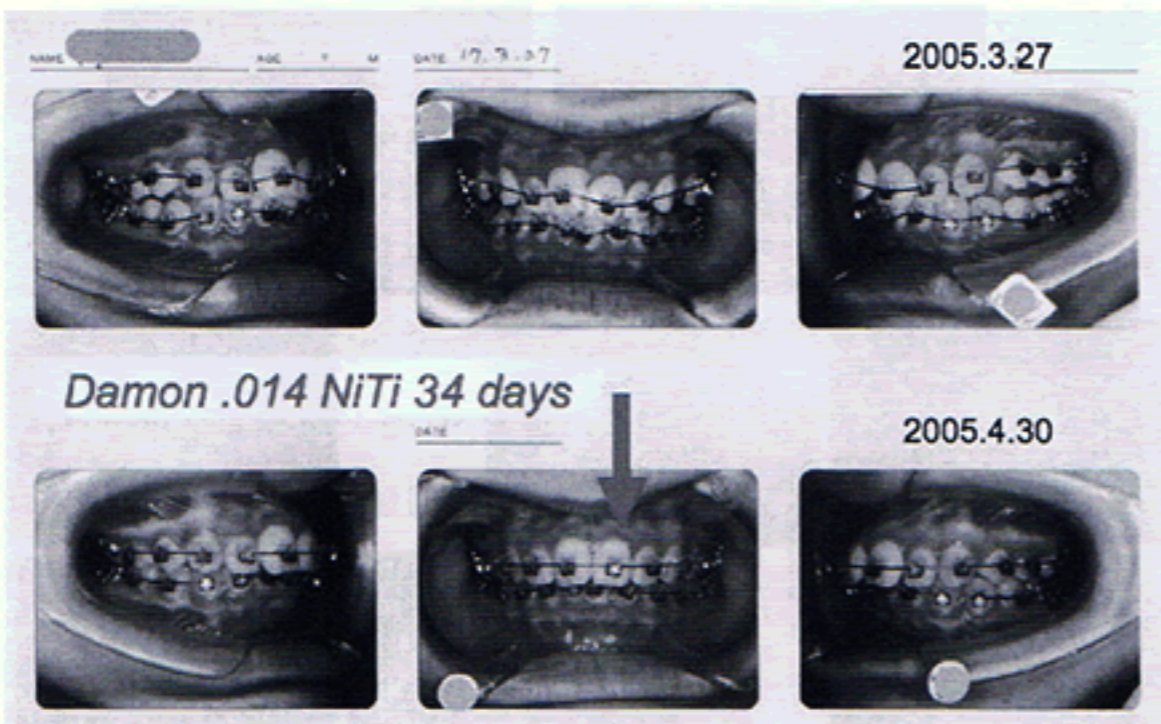


図 22 Damon 3 と 0.014" Damon CU Ni-Ti の組み合わせによる症例

Damon 3 と 0.014" Damon CU Ni-Ti の組み合わせは確かに秀逸である。この組み合わせを用いた症例では、わずか 34 日間で劇的な変化が現れた。しかしながら、この組み合わせを使用すると患者が痛がる場合が多い。

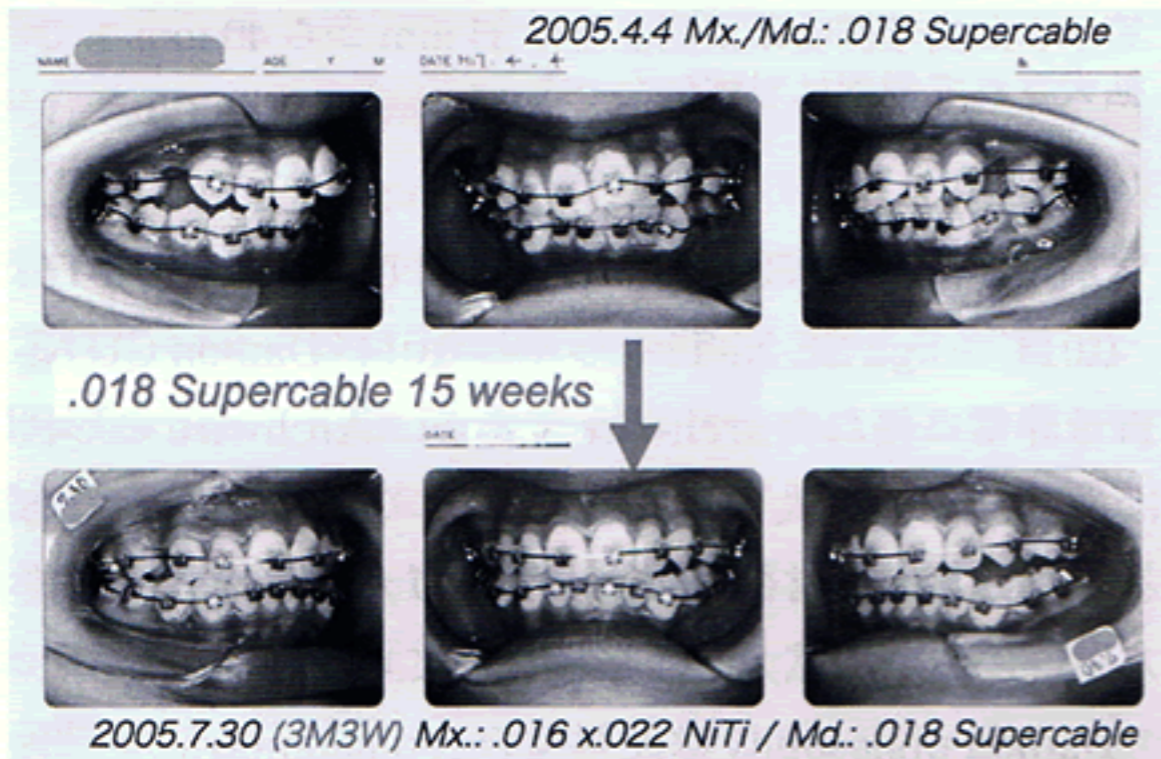


図 23 Damon 3 に 0.018" Supercable を組み合わせた症例

Damon 3 での初期排列に 0.014" Damon CU Ni-Ti の代わりに Supercable を組み合わせて使用すると、患者が訴える痛みの程度が軽減する。

で拡大されて歯列は対称になった。

5. Supercable vs. Damon Ni-Ti

Damon 3 と 0.014" Damon CU Ni-Ti の組み合わせは確かに秀逸である。この組み合わせを用いた症例を図 22 に示す。わずか 34 日間で劇的な変化が現れた。しかしながら、この組み合わせを使用すると患者が痛がる場合が多い。矯正治療では弱い力を使用しても装着初期の歯の動き始めには必ず多少の痛みがある。著者の医院では装置を装着した患者にはできるだけ次の日

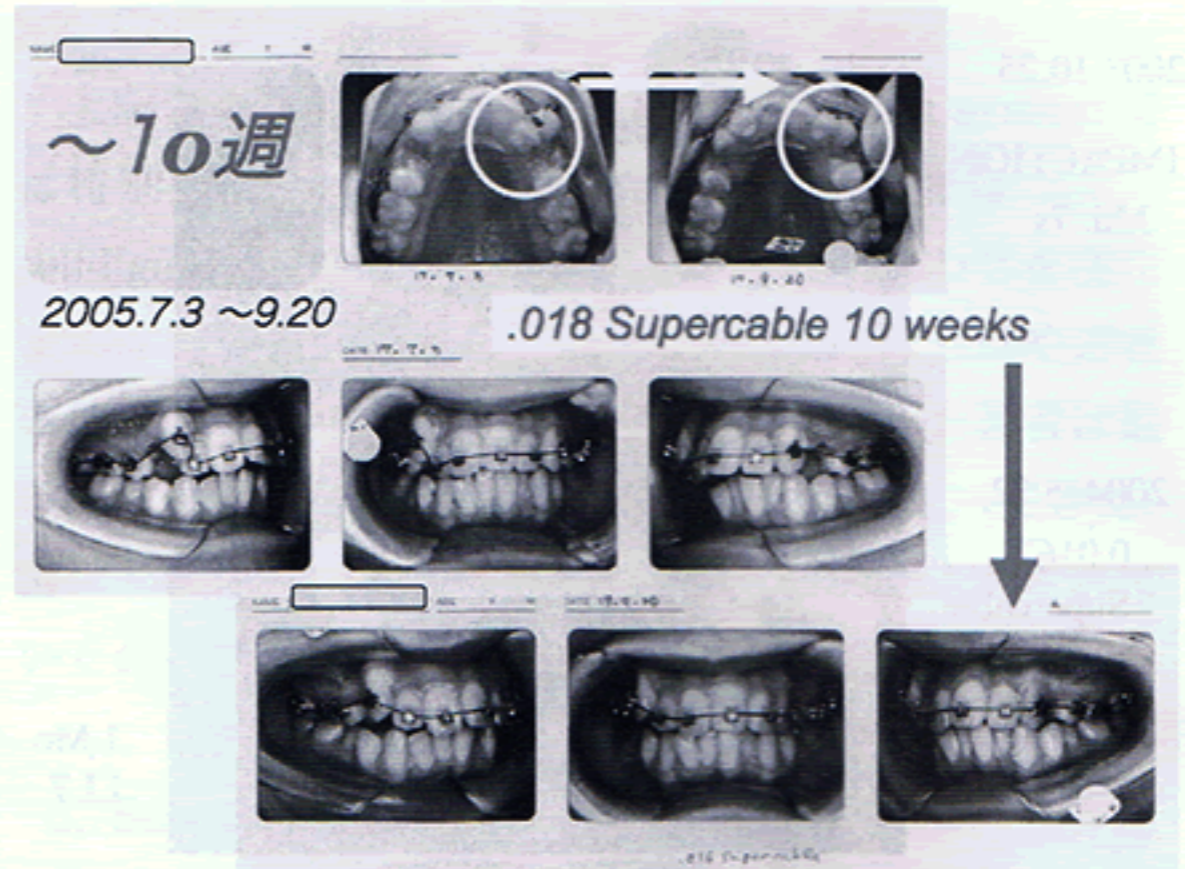


図 24 Damon 3 に Supercable を組み合わせた症例：1
Damon 3 と Supercable の組み合わせでも friction free system であるので、初期排列は良好に進行する。この症例では上顎右側犬歯が抜歯空隙に auto alignment していく様子に注目されたい。

に電話をして様子を聞いている。少なくとも 3 日以内に連絡を取る。患者の痛みは痛みの閾値の差や、我慢強さなどに左右されるが、痛みが全くないという場合はほとんどない。「我慢できる」や「食べられる」もしくは「大丈夫」とか「ほとんど痛まない」である。しかしながら、それまでの経験とスタッフたちの意見も参考にして確認したところ、0.014" Damon CU Ni-Ti を装着した場合は痛いという評価が多く返ってきていた。

これに比較して、Damon 3 に 0.018" Supercable を組み合わせて (図 23) 使用すると痛みの程度が軽減したとの返事が多いのである。Damon 3 と Supercable の組み合わせでも friction free system であるので、3 ヶ月程度までに初期排列は良好に進行 (図 24~26) するのである。

Damon system では、最近 0.013" Damon CU Ni-Ti を発売し、Damon 自身が 0.013" のほうがより組織に優しい反応を発揮するといっている。これはやはり 0.014" Damon CU Ni-Ti がやや強めの力を発現していることによる上記の痛みを含めたさまざまな reaction が生じているからに相違ないと感じる。

著者は 0.014" Damon CU Ni-Ti の拡大力に注目し、SPEED bracket と組み合わせて使用しているが、痛みのことを考慮して initial archwire として Super-

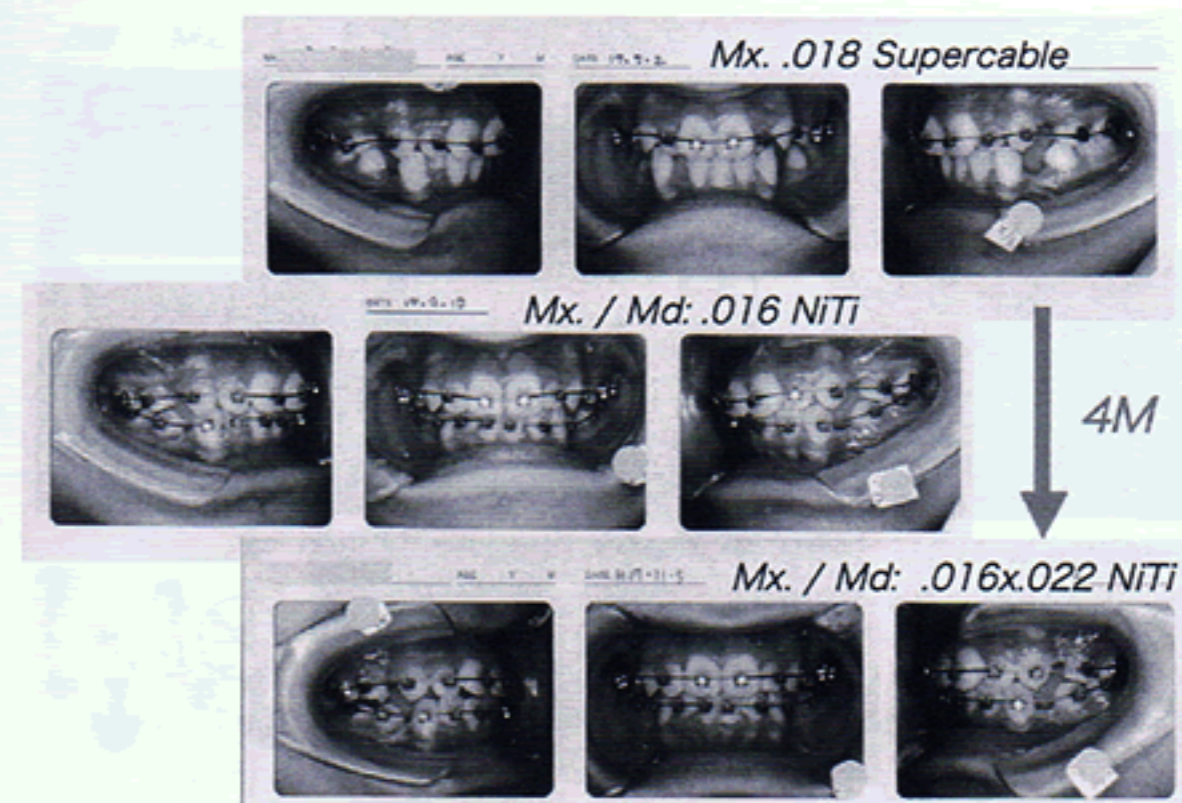
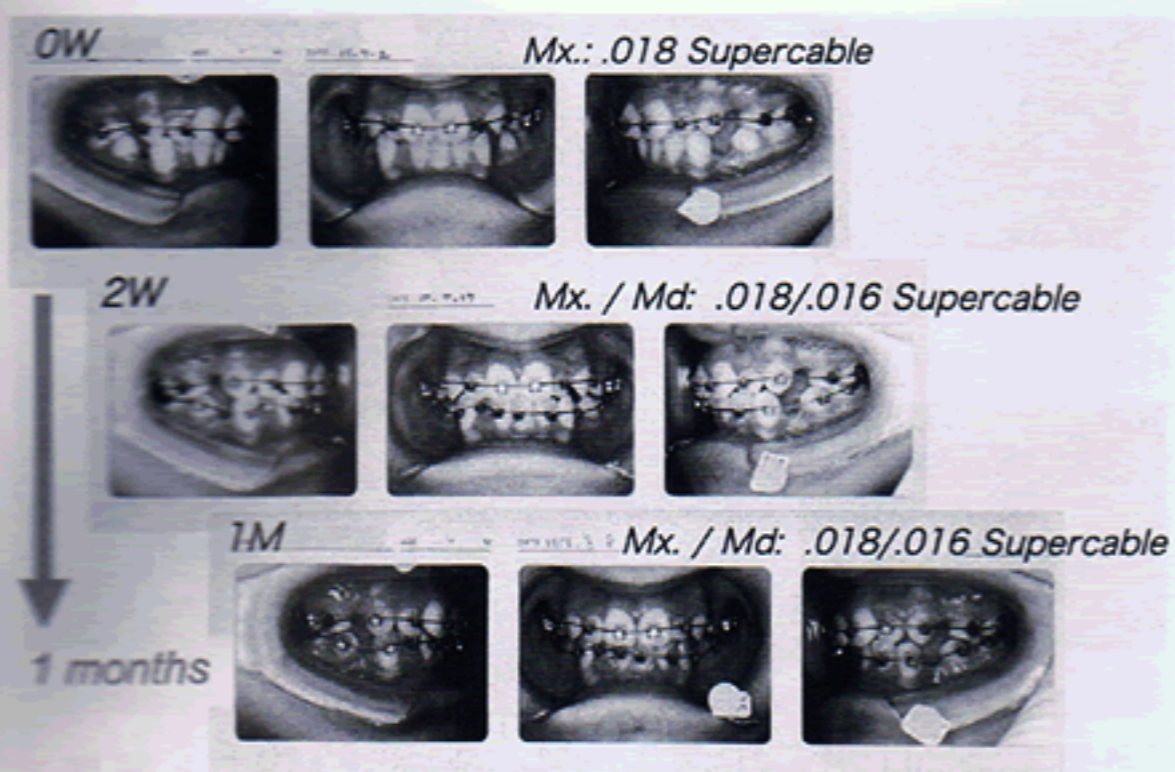
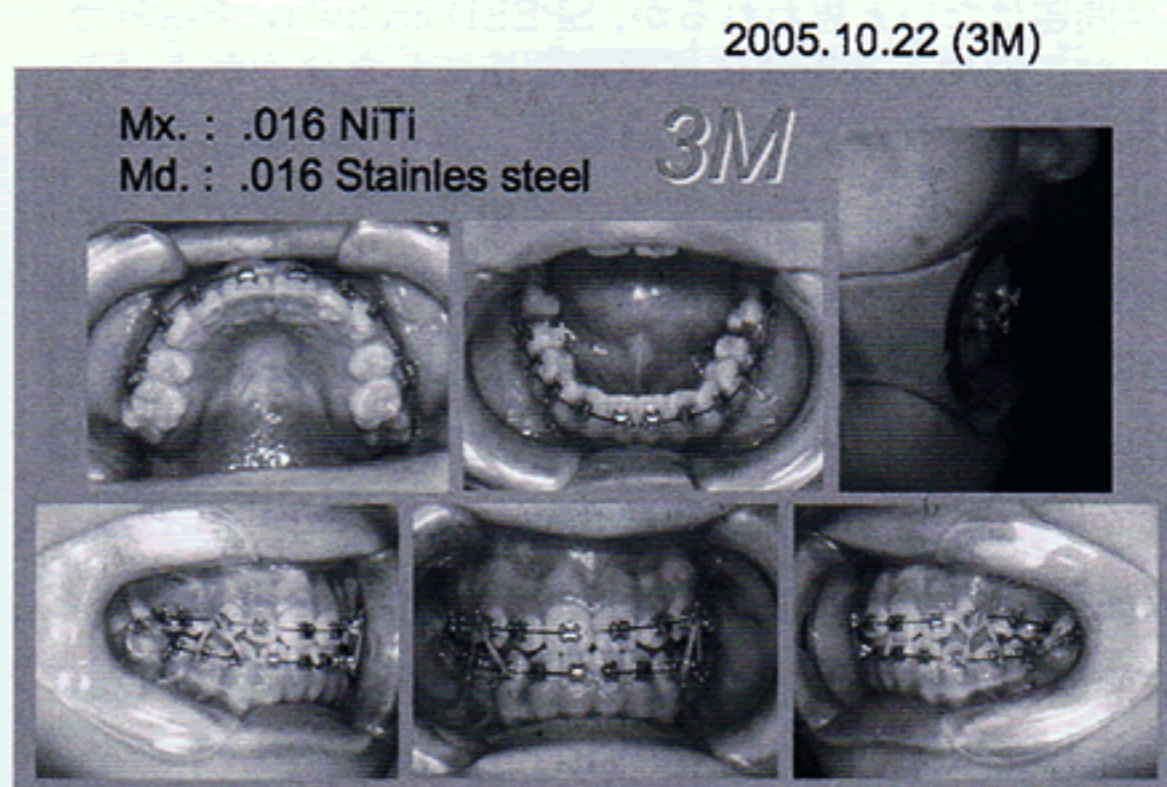
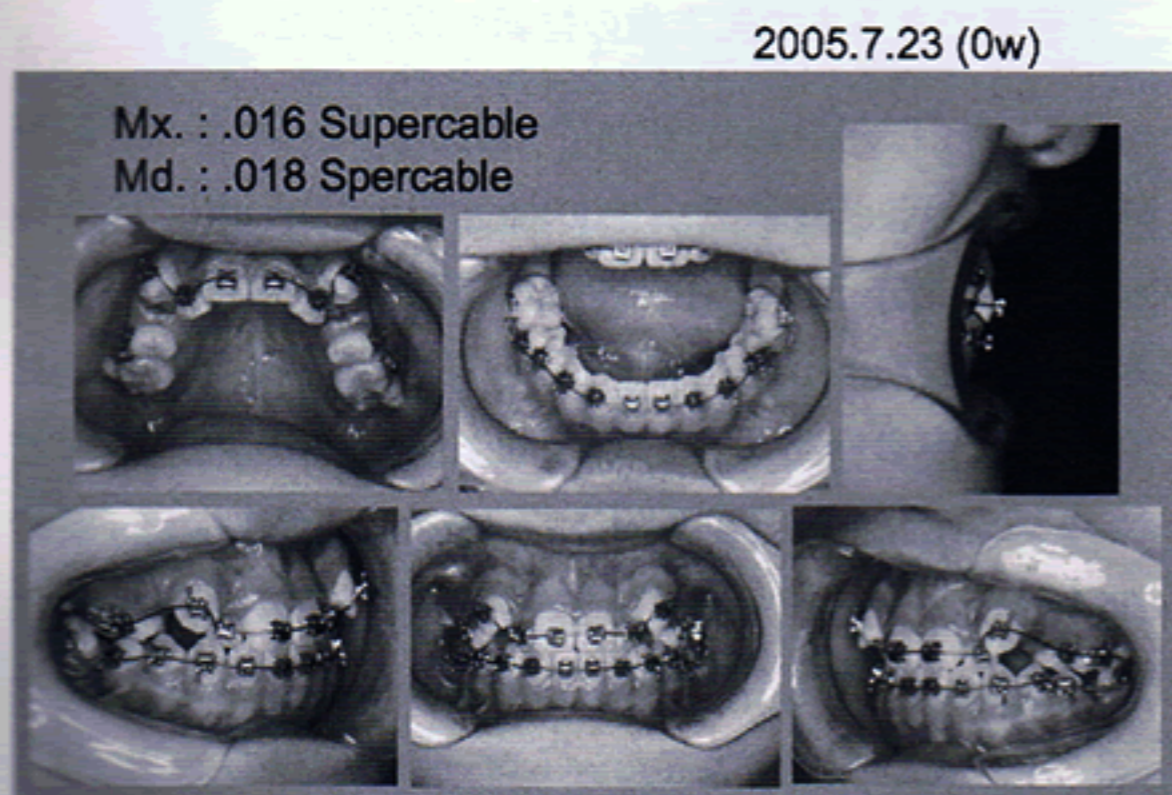


図 25 Damon 3 に Supercable を組み合わせた症例 : 2
Damon 3 と Supercable の組み合わせでも friction free system であるので、初期排列は良好に進行する。この症例では上顎先行で2週後に下顎を装着した。0.018" Supercable でも 0.016" Supercable でも auto alignment し、叢生は抜歯空隙に向かって解消していく。

図 26 Damon 3 に Supercable を組み合わせた症例 : 3
Damon 3 と Supercable の組み合わせでも friction free system であるので、初期排列は良好に進行する。この症例でも上顎先行で治療を進行したが、約2ヵ月までに 0.018" Supercable から 0.016" Ni-Ti に size up でき、順調に排列が進行していった。



a : 装置装着時

b : 3ヵ月後の経過

図 27 In-Ovation-R に Supercable を組み合わせた症例

a : 装置装着時

幼若永久歯列期の I 級叢生。Initial wire として、上顎には 0.016" Supercable、下顎には 0.018" Supercable を装着した。患者の上顎第二大臼歯は完全萌出しておらず、下顎第二大臼歯は左右側下顎第一大臼歯の早期喪失のため両側ともに近心傾斜していた。上顎第一小白歯のみの抜歯にて治療を進行した。

b : 3ヵ月後の経過

上顎犬歯を頂点とする三角形の弱い顎間ゴムを併用し排列を促進させたが、3ヵ月後までに上顎歯列は前歯群の flare out を起こすことなく抜歯空隙に向かって auto alignment し、下顎歯列においても第二大臼歯の upright と捻転歯の改善が順調に進行した。

cable を 2~3ヵ月使用してから、2nd archwire として使用している。

6. In-Ovation-R

幼若永久歯列期の I 級叢生の抜歯症例に In-

Ovation-R と Supercable の組み合わせで治療を行った。Initial wire として、上顎には 0.016" Supercable、下顎には 0.018" Supercable を装着した (図 27-a)。患者の上顎第二大臼歯は完全萌出しておらず、下顎第二大臼歯は左右側下顎第一大臼歯の早期喪失のため両側

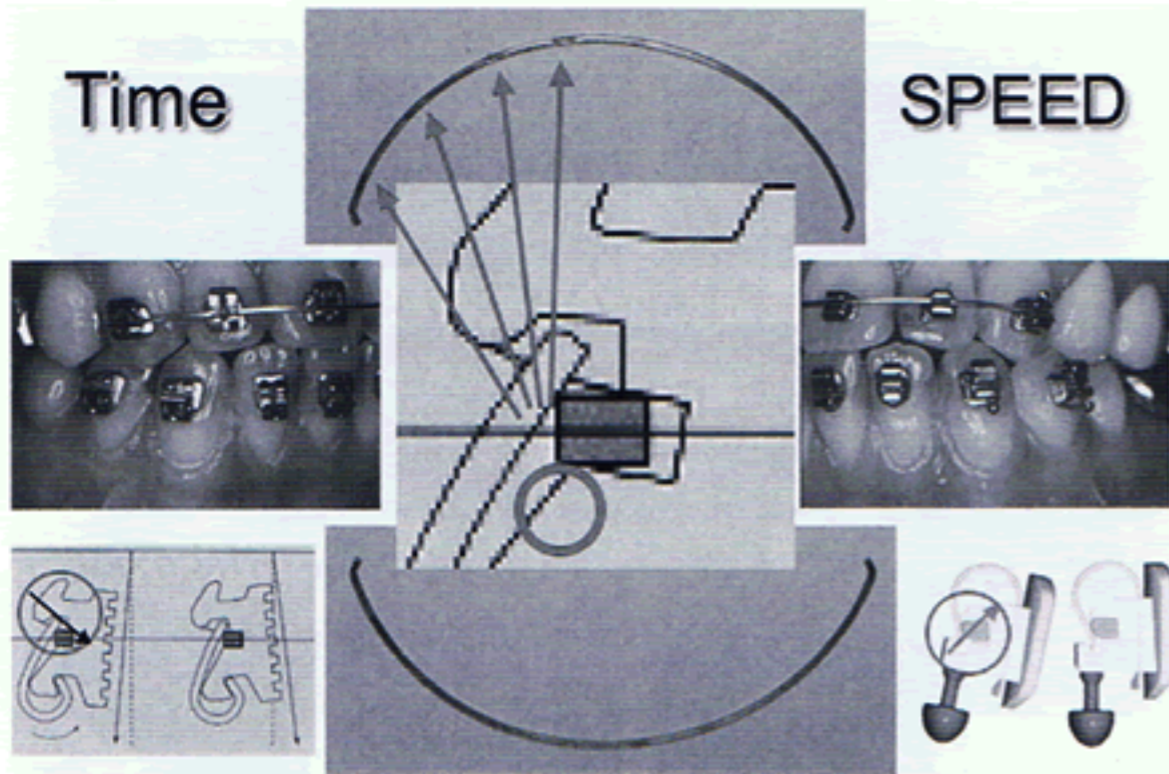


図 28 右側で Time bracket, 左側で SPEED bracket を装着して治療を行った症例

治療後半で, rectangular wire の唇側歯肉側の角が丸められている 0.020"×0.025" nickel-titanium SPEED archwire を使用したところ, archwire を押し込む方向が正反対である Time bracket の spring action によって bracket との接触部位で wire に摩滅が生じた。

Time bracket で太い rectangular wire を使う場合には問題はないと思われるが, SPEED archwire を組み合わせる場合には天地を逆にしたほうがよいことがわかった。

ともに近心傾斜していた。上顎第一小白歯のみの抜歯にて治療を進行した。上顎犬歯を頂点とする三角形の弱い顎間ゴムを併用し排列を促進させたが, 3 ヶ月後までに上顎歯列は前歯群の flare out を起こすことなく抜歯空隙に向かって auto alignment し, 下顎歯列においても第二大臼歯の upright と捻転歯の改善が順調に進行した (図 27-b)。SPEED bracket と比較すると bracket width が大きめであることから inter bracket distance が減少するが効果に大きな相違はみられない。また, 装置周囲の清掃状態も良好に保てた。

7. Time

Time bracket の spring は歯肉側に回転して開き, SPEED bracket の spring clip は咬合面方向に開くので, archwire を押し込む方向が正反対である。双方の比較のため上顎 6 前歯, 下顎第一小白歯間に右側で Time bracket, 左側で SPEED bracket を装着して治療を行った症例 (図 28) の治療後半で, rectangular wire の唇側歯肉側の角が丸められている 0.020"×0.025" Ni-Ti SPEED archwire を使用したところ, Time bracket の spring action によって bracket との接

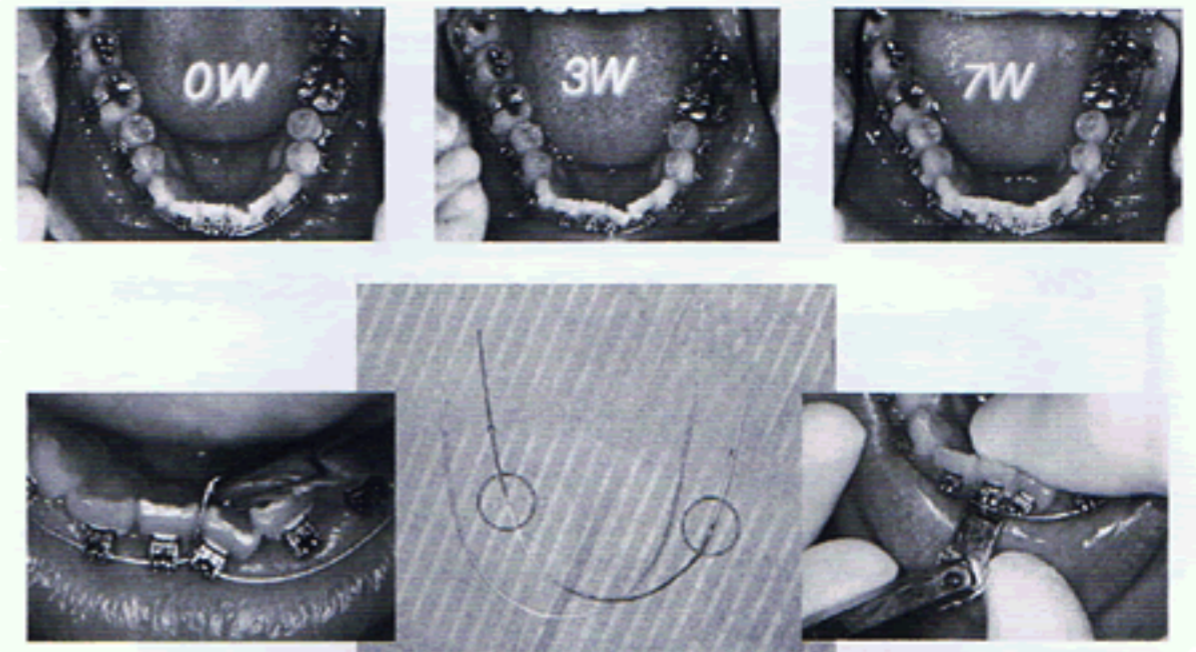


図 29 Smart clip の症例

Smart clip の archwire の progress は MBT と同様に, 0.016" heat-activate Ni-Ti を initial archwire として使用する。7 週までに初期排列の効果は十分な早さで進行するが, inter-bracket space が狭い分, 重篤な叢生や捻転を伴った部位で隣接の歯が近接した場合 wire の装着が困難であり, 無理をすると wire に多少変形が残るようである。症例では 3 週後の check 時に新しい archwire を再装着している。7 週後では図の成人男性の症例でも 0.016"×0.022" heat-activate Ni-Ti が装着できるまで側方歯の捻転が改善した。

触部位で wire に摩滅が生じた。Time bracket で太い rectangular wire を使う場合は問題はないと思われるが, SPEED archwire を使用する場合には天地を逆にしたほうがよいことがわかった。初期排列の効果などについては他の self-ligation system と同様の効果であった。

8. Smart clip

Smart clip の archwire の progress は MBT と同様に, 0.016" heat-activate Ni-Ti を initial archwire として使用する。7 週までに初期排列の効果は十分な早さで進行するが (図 29), inter bracket space が狭い分, 重篤な叢生や捻転を伴った部位で隣接の歯が近接した場合 wire の装着が困難であり, 無理をすると wire に多少変形が残るようである。症例では 3 週後の check 時に新しい archwire を再装着している。7 週後では図の成人男性の症例でも 0.016"×0.022" heat-activate Ni-Ti が装着できるまで側方歯の捻転が改善した。

9. Clear snap

Clear snap は上述のごとく clip type の結紮用 at-

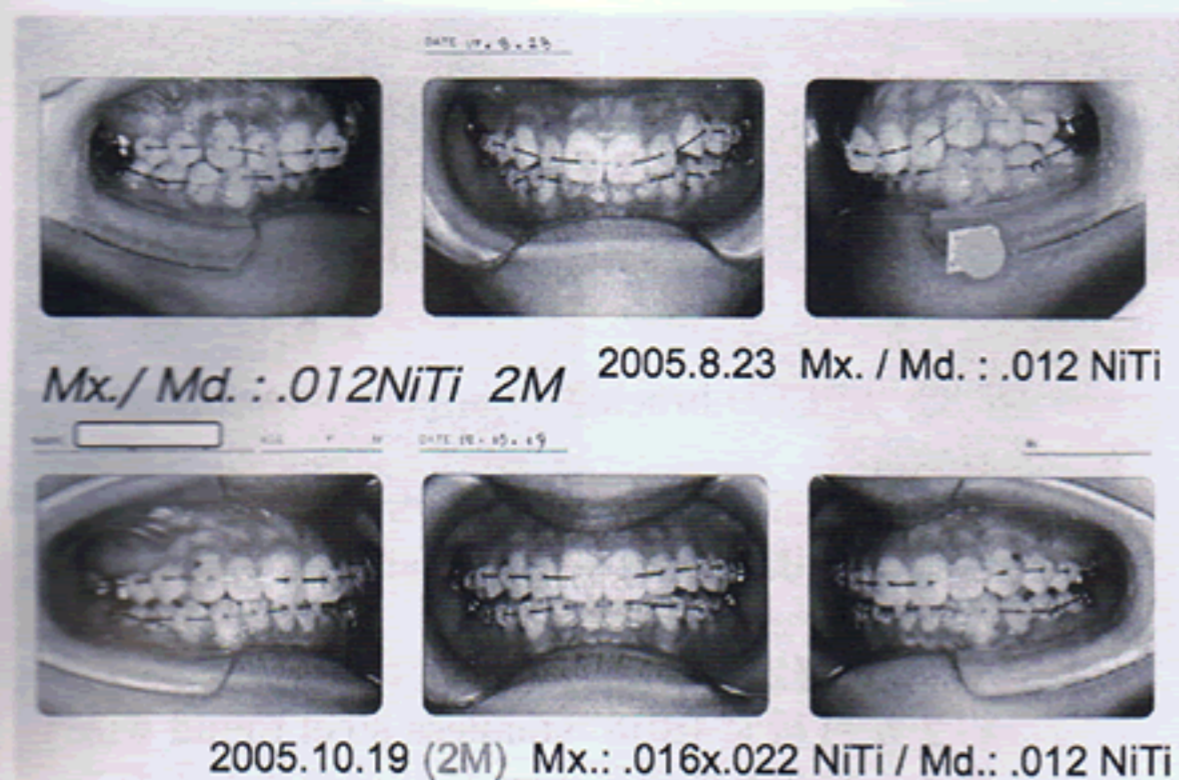


図 30 Clear snap の症例

Clear snap の system を使用した非抜歯症例の経過。0.012" Ni-Ti archwire の装着でわずか2ヵ月間で初期排列の目的を達成し、上顎では0.016"×0.022" Ni-Ti gold archwire が装着された。

tachment である。Clear bracket に装着するだけで friction free を実現させ、初期排列に 0.010" や 0.012" Ni-Ti archwire との組み合わせで self-ligation system と同様に auto alignment の効果や、患者の痛みの軽減が認められる。この方法を super light-force technique と称している。

図 30 はこの system を使用した非抜歯症例の経過である。0.012" Ni-Ti archwire の装着でわずか2ヵ月間で初期排列の目的を達成し、上顎では 0.016" × 0.022" Ni-Ti gold archwire が装着された。

図 31 はこの system に Damon の 0.014" Align SE Ni-Ti を使用した、転医してきた再治療症例である。装着から2ヵ月の間に目覚ましい変化が起きている。Clear snap が供給する friction free の system は Damon archwire の利点を十分に発揮させ、archwire の guide によって個々の歯の再排列が進行し上下顎歯列弓が reform されていくにつれて、上顎歯列弓の拡大と下顎大白歯の upright が起こり、わずか2ヵ月で効率的に咬合の改善がなされた。

Lingual self-ligation system や半透明 self-ligation system について

これらの bracket などの attachment は審美性を要求する患者に対してその利用価値が非常に有用である。しかしながら、その特性上の欠点を十分に患者に



図 31 Clear snap の症例

Clear snap の system に Damon の 0.014" Align SE Ni-Ti を使用した、転医してきた再治療症例。装着から2ヵ月の間に目覚ましい変化が起きている。Clear snap が供給する friction free の system は Damon archwire の利点を十分に発揮させ、archwire の guide によって個々の歯の再排列が進行し上下顎歯列弓が reform されていくにつれて、上顎歯列弓の拡大と下顎大白歯の upright が起こりわずか2ヵ月で効率的に咬合の改善がなされた。

説明する、いわゆる informed consent の必要性があると思われる。

審美 bracket の使用について著者は他の矯正歯科医によく質問される。「金属だから目立つので患者が受け入れてくれない、目立ちにくい bracket でないと患者が治療を希望しないので逃げてしまう…」などと訴え、「SPEED bracket は金属なのでやはり不利でしょう。よく患者さんが OK しますね…」と哀れみをもった感心を表現する。しかしながら、著者には SPEED bracket が金属であることは何ら問題ないのである。要するに患者に治療の目標が「早く、よく治って、後戻りしない」ことであると理解させればよいのである。著者はあえて最初に従来型の金属 bracket と審美 bracket を見せて両者の違いについて説明する。そのときの key word は「審美 bracket の利点は目立ちにくいことだけである」である。その他はすべて金属 bracket のほうが勝るのである。厚みをもった形状も、欠けやすいとか摩滅しやすいとかについても、治療時間が余計にかかることも、治療効果での妥協点が残ってしまいがちであることも、透明の elastomeric tie が着色してしかも不潔であることも…、すべてが金属 bracket に負けてしまう欠点である。そのようなことを理解させたうえで、金属だったら SPEED bracket が特に有利であることを self-ligation system

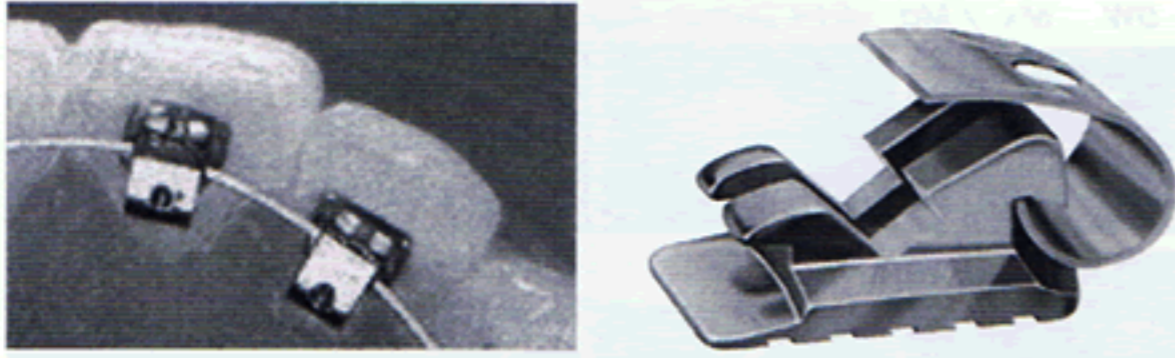


図 32 Evolution bracket
(Adenta 社のパンフレットより引用)

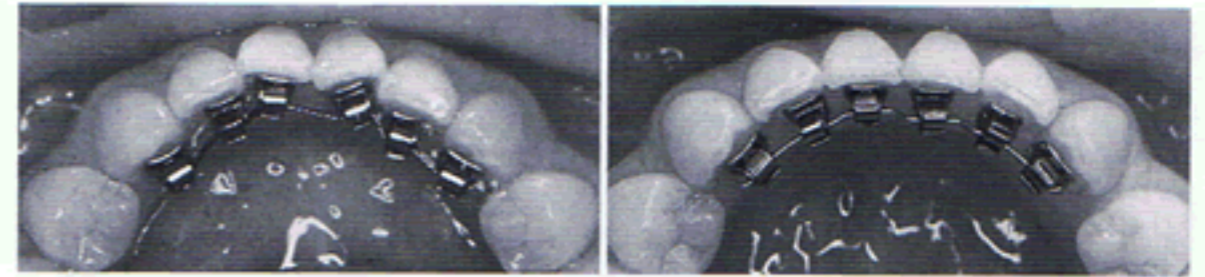
の利点という観点から説明するのである。治療期間の飛躍的短縮、痛みの軽減、秀逸の治療効果、傑出した治療結果…、つまり早くよく治って安定し、しかも痛みが軽減する方法であることを説明するのである。その結果、ほとんどの患者さんが「SPEED applianceで治療してください」と申し出るのである。

1. Evolution SLT bracket (図 32)

Evolution SLT bracket (Adenta 社) は Time bracket の lingual type の bracket である。Lingual bracket system での bracket positioning の transfer のために individual transfer cap と smart jig という部品が bracket に付属される。Interactive spring clip と称する開閉機構は Time bracket の rotational arm と同一のものである。

2. SPEED bracket の lingual への転用 (図 33)

著者は再発した下顎前歯群の中程度の叢生にしばしば SPEED bracket の lingual への転用を試みる。下顎前歯群での叢生の発生は再発と定義するよりも、晩発性叢生としてとらえたほうが適当な場合が多い。多くの成人では、下顎前歯の中程度の叢生に対して、気にはなるので治療はしたいが装置を着けたくないと訴える場合が多い。このような場合には lingual からのアプローチが適当である。SPEED bracket は single width の bracket なので、下顎前歯群の舌側に転用する際にも有利である。さらに、近年の開発により spring clip が Ni-Ti 製になり、開閉のために spring clip に labial window が設けられたので、舌側に装着しても開閉操作が容易である。ただし、位置付けが困難なため適正位置に装着できない部位が生じる場合が多く、archwire の屈曲が必要になる場合が多い。ま



a b

図 33 SPEED bracket の lingual への転用

a : 装置装着時

下顎前歯部唇側用の SPEED bracket を同部位の舌側に転用し、0.018" Supercable にて再排列を開始した。

b : 3 ヶ月後の経過

約 2 ヶ月後に 0.018" stainless steel round wire に換え、約 3 ヶ月後に wire に屈曲を組み入れて排列を助長した状態。叢生は解放され、左右犬歯の捻転も是正された。

た、build-in torque は舌側用に set up されていないので、rectangular wire の使用はできない。

3. Oyster ESL bracket (図 34)

Oyster ESL bracket (Gestenco 社) は世界初の metal-free の self-ligating bracket system として発売された。当時、金属アレルギーの問題が close up されていたので、金メッキなどの bracket が市場に出てきていた。Oyster ESL bracket は snap-on cap という開閉機構によって archwire を保持させた。しかしながら、copolymer という非金属材料は着色しにくい、使用できる archwire の種類が限定され、superelastic や beta-titanium などの柔らかい archwire しか使用できない。Elastomeric tie による archwire の拘束がないので、slot 内を archwire は自由に滑走でき、従来の結紮をしないのでよいので口腔組織に優しいとしている。

4. Opal bracket (図 35)

Opal bracket (Ultradent 社) は low friction で passive の self-ligating bracket であるとうたっている。半透明の nickel free で glass filled の素材で作られている。着色に強く、破折に強い一体成型の bracket であるといっている。Self-ligating の機構はより能率的な歯の移動を実現し、歯への圧力も軽減し、歯のエナメル色と調和する素材色と審美的で滑沢な表面構造は、患者の満足が得られるものであろうと宣伝している。

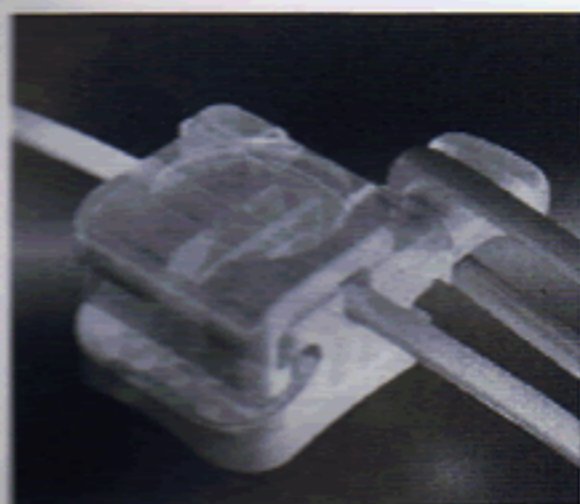


図 34 Oyster ESL bracket
(Gestenco 社のパンフレットより引用)



図 35 Opal bracket
(Ultradent 社のパンフレットより引用)



図 36 Clear button
(デンツプライ三金社のパンフレットより引用)

5. Clear button (図 36)

Clear button (デンツプライ三金社) は、同社の Clear snap system で使用するために開発された bracket に類似した外見の button である。開閉機構はなく、tube 構造の水平の穴が開いている attachment である。Wire を装着して、叢生の強い部位に一時的に装着する。

SPEED system でできること

以下にさまざまな症例を紹介するが、著者はどのような type の症例でも 1 年半を目安に治療をする。II 級でも III 級でも、抜歯でも非抜歯でも、成人でも子供でも同様である。成人では抜歯症例のほうが非抜歯症例より治療期間が多少長くかかるが、成長期の子供では抜歯、非抜歯で差がない。やはり、I 級叢生で一番治療期間が短く 1 年未満で終了できる症例も多い。現在までの最速は成人 I 級叢生治療の 8 ヶ月である。いくら治療期間が短縮しても術後の安定がなくては意味がない。SPEED system で治療した症例は術後長期に

わたって安定している。これは self-ligation system について上記に述べてきたさまざまな利点の総合的な恩恵によるものである。

症例 1 (図 37-A~C)

混合歯列期 II 級 1 類非抜歯症例。Initial archwire として上下顎に 0.018" Supercable を装着して治療を進行した。治療開始後 4 ヶ月 1 週後に下顎で 0.020" × 0.025" の stainless steel SPEED arch が装着でき、固定源として確実となった。この約 3 週前の 3 ヶ月 2 週後より 2.5 ounce (約 80 g) の II 級顎間ゴムを約 3 ヶ月装着させ、さらに 2 ヶ月半側方で垂直顎間ゴムを装着させて咬合を安定させ、治療開始から 8 ヶ月 3 週で装置を撤去した。大臼歯関係は super class I の関係にまで改善された。この咬合は保定期間を通じて維持され、術後 2 年 8 ヶ月経過した時点でも良好な大臼歯関係を保っていた。Damon は 0.014" Damon CU Ni-Ti が Damon system において良好な歯列弓の拡大を伴った変化を起こしていくといっているが、SPEED system においても同様な変化が起きている。治療結果を評価したところ、歯列弓の幅径は第一小白歯間で上下顎ともに術後で約 6 mm の増加をし、保定中に約 1 mm の戻りがあった。

症例 2 (図 38 A~C)

成人 II 級 1 類非抜歯症例。術前に上顎前歯の著しい前方傾斜があり、大臼歯関係は full step の II 級咬合を呈していた。患者は矯正治療診断前に第三大臼歯を上下左右ともに抜歯してから紹介されたため、上顎大臼歯の抜歯の選択ができなかった。側貌が良好で、頭部 X 線規格写真の分析値では下顎前歯が upright (FMIA=66.5°) しており、FMA=19.5° と非抜歯適応症例であったため、患者に上顎左右側第一小白歯抜歯による治療か非抜歯治療かを選択させ、患者の協力の確約を得たうえで非抜歯治療を開始した。

著者は、大臼歯群の遠心移動時や小白歯群の遠心移動時に 2 本ずつ同時に遠心移動を行う。これは、SPEED appliance の sliding mechanics の使用に有利であるという low friction の利点によって実現している手法である。SPEED User's Guide や成書¹⁾ に紹介

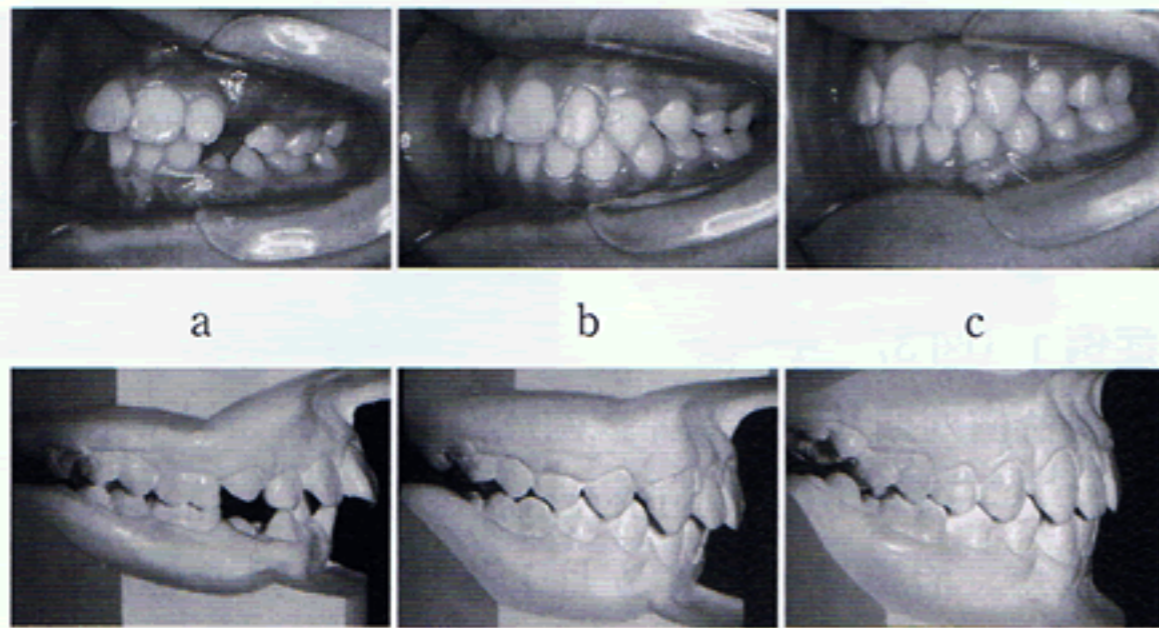


図 37-A 症例1 混合歯列期II級1類非抜歯症例
a: 術前 b: 術後(動的治療期間8ヵ月3週)
c: 保定後(2年8ヵ月後)

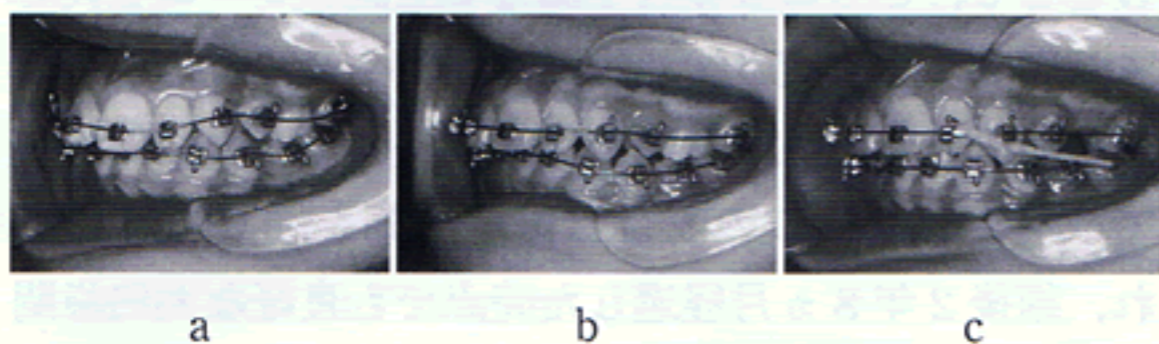


図 37-B 症例1 混合歯列期II級1類非抜歯症例の
治療経過
a: 装置装着時 b: 8週後の経過
c: 4ヵ月1週後の経過

されている original step では1本ずつ遠心に移動していく方法であり、この手法は著者の発想である。

上下顎歯列弓がよく排列され、下顎に固定源として full size である $0.020'' \times 0.025''$ の stainless steel SPEED arch が装着できたならば、上顎に dual-dimension archwire を装着して大白歯の遠心移動をII級顎間ゴム装着下で開始する。この際のII級顎間ゴムの力は $2.5 \sim 3$ ounce (約 $70 \sim 85$ g) 程度で十分である。Dual-dimension archwire は SPEED system では $0.021'' \times 0.021'' \times 0.020''$ Dual geometry arch (前歯群が $0.021'' \times 0.021''$ の square wire で犬歯以後が $0.020''$ の round wire) が供給されている。しかしながら、この症例では前歯群の full control のため、前歯群は $0.020'' \times 0.021''$ の stainless steel の SPEED wire で犬歯以後が $0.020''$ の round wire のものを自作し、brass wire を接合部にロウ着して post とした。

大白歯群の遠心移動：第一大白歯の遠心移動には第一小臼歯と第一大白歯の間に Ni-Ti opened coil spring (50 g もしくは 100 g) を挿入して行う。この際第二小

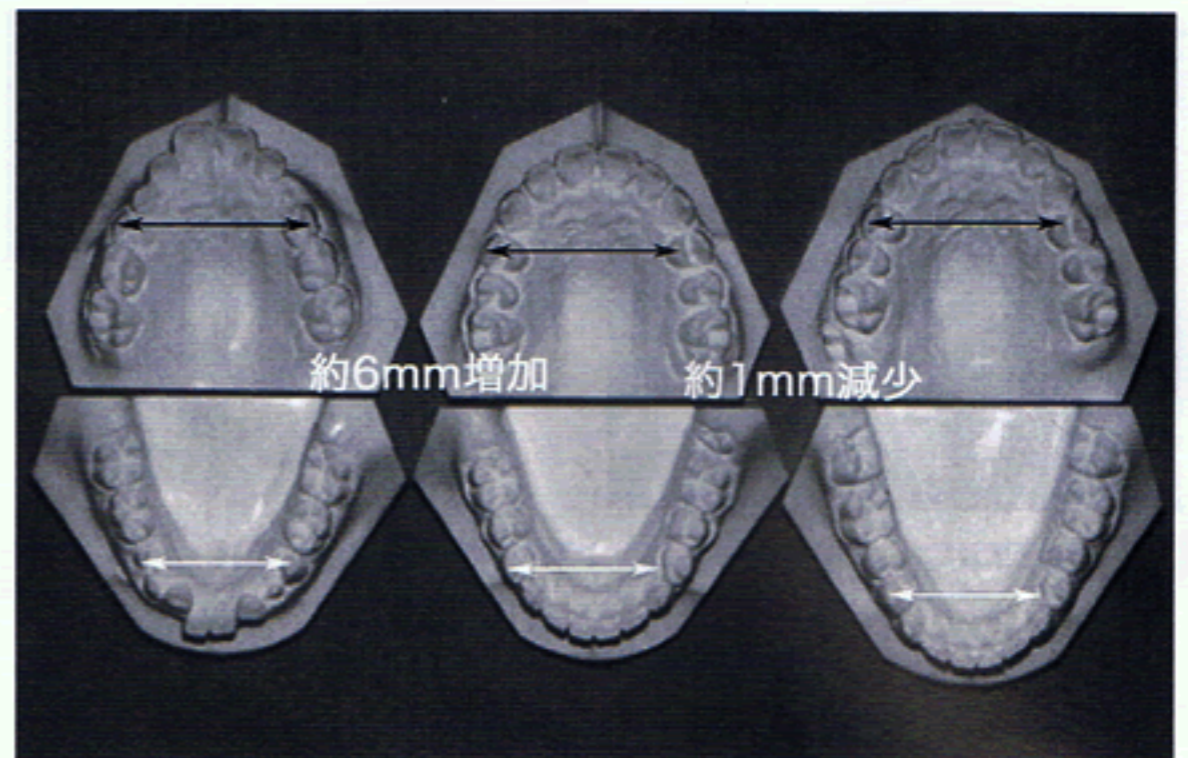


図 37-C 症例1 混合歯列期II級1類非抜歯症例の歯列弓幅径の変化

歯列弓の幅径は第一小臼歯間で上下顎ともに術後で約 6 mm の増加をし、保定中に約 1 mm の戻りがあった。

臼歯には bracket を装着していない。これにより、第二大臼歯は第一大白歯の移動時に一緒に押されて遠心移動する。

小臼歯群の遠心移動：大白歯群の遠心移動が終了したら、第一大白歯 bracket 近心に stop を付け、Ni-Ti opened coil spring を犬歯と第一小臼歯の間に移動して小臼歯群の遠心移動を行う。この際第二小臼歯は第一小臼歯の移動時に一緒に押されて遠心移動するので bracket の装着はしなくてもよい。II級顎間ゴムは常に装着を義務付ける。

犬歯の遠心移動と前歯群の後方移動：小臼歯群の遠心移動が終了したら、引き続き犬歯の遠心移動を行う。Coil spring は除去し、犬歯 bracket の hook に直接II級顎間ゴムをかけて遠心移動させる。この際 archwire に立てた post にもII級顎間ゴムを併用して前歯群の後方移動も同時に行う。

咬合の安定：第二小臼歯にも bracket を装着して、第二大臼歯まで archwire を延長し、第二大臼歯遠心で archwire を cinch back (著者は歯肉方向でなく内側に曲げる) して space の再発を防ぎ、full size である $0.020'' \times 0.025''$ の stainless steel SPEED arch にて仕上げを行う。この際II級顎間ゴム装着下で犬歯部付近に垂直顎間ゴムを使用する。

この症例においては術前に患者に十分説明し、II級顎間ゴム装着などの協力が得られたため、動的治療期間は 19 ヶ月であった。顔貌の改善もなされ、十分な

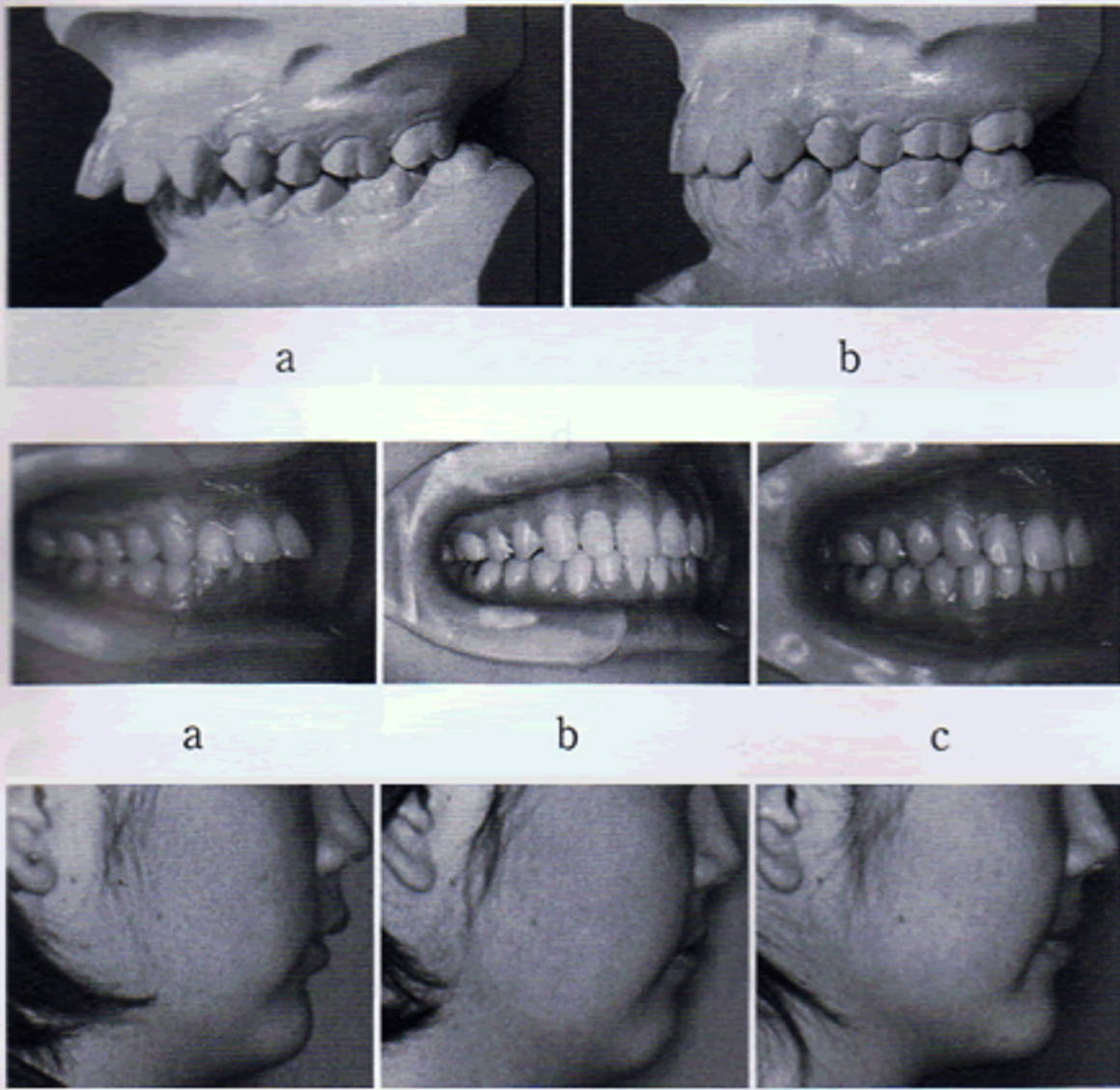


図 38-A 症例 2 成人 II 級 1 類非抜歯症例
 a : 術前 b : 術後 (動的治療期間 19 ヶ月)
 c : 保定後 (3 年 3 ヶ月後)

上顎前歯の後方移動が達成できたため、術後 3 年 3 ヶ月の経過では、側貌はより自然なものへと安定した。

症例 3 (図 39-A, B)

成人 II 級 2 類上顎左右側第一小白歯抜歯症例。上顎前歯の著しい後退を伴う過蓋咬合で、大白歯関係は full step の II 級であった。側貌の良好な II 級 2 類の典型症例である。II 級 2 類症例はできれば非抜歯、抜歯する場合も上顎のみで下顎の抜歯は禁忌である。それは下顎大白歯の近心移動が困難で、下顎前歯のさらなる後退が起こるといわゆる dish in face になって、口唇の後退が著しい口元がさみしい顔貌になってしまうからである。Full step の II 級の改善のために下顎第二小白歯の抜歯を行うと、抜歯した空隙をすべて近心移動しなければならない。この症例は成人であり、下顎大白歯群に補綴治療がなされているので、なるべく多くの歯を残しさらに治療期間の短縮を図るためにも下顎は非抜歯である。

治療は上顎先行で着手した。0.016" Supercable を initial archwire として装着した時点から、2 ounce (約 60 g) の顎内ゴムを装着させて排列を助けた。4 ヶ月後に下顎に装置が着けられるまで上顎歯列の改

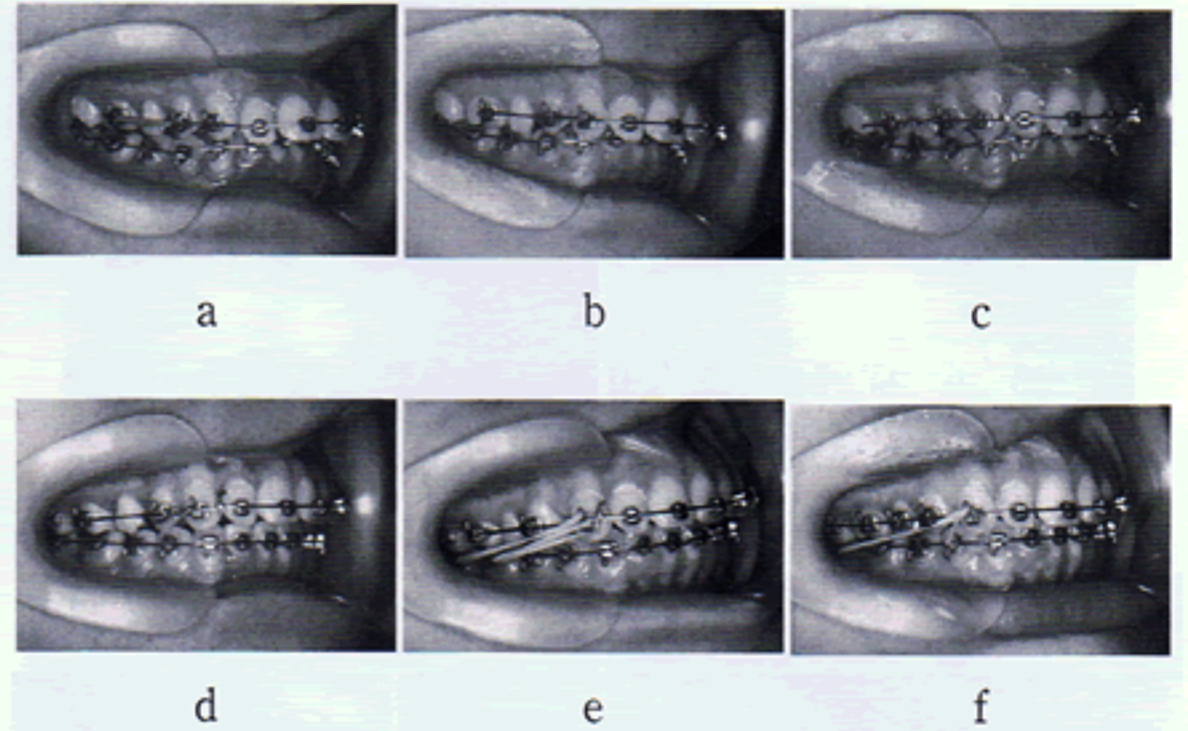


図 38-B 症例 2 成人 II 級 1 類非抜歯症例の治療経過
 a : 初期排列 b : 排列の進行
 c : 大白歯群の遠心移動 d : 小白歯群の遠心移動
 e : 犬歯の遠心移動と前歯群の後方移動
 f : 咬合の安定

患者の顎間ゴム使用の協力がよいので、各 step の進行において前歯群は flare out せずに徐々に後方移動していった。

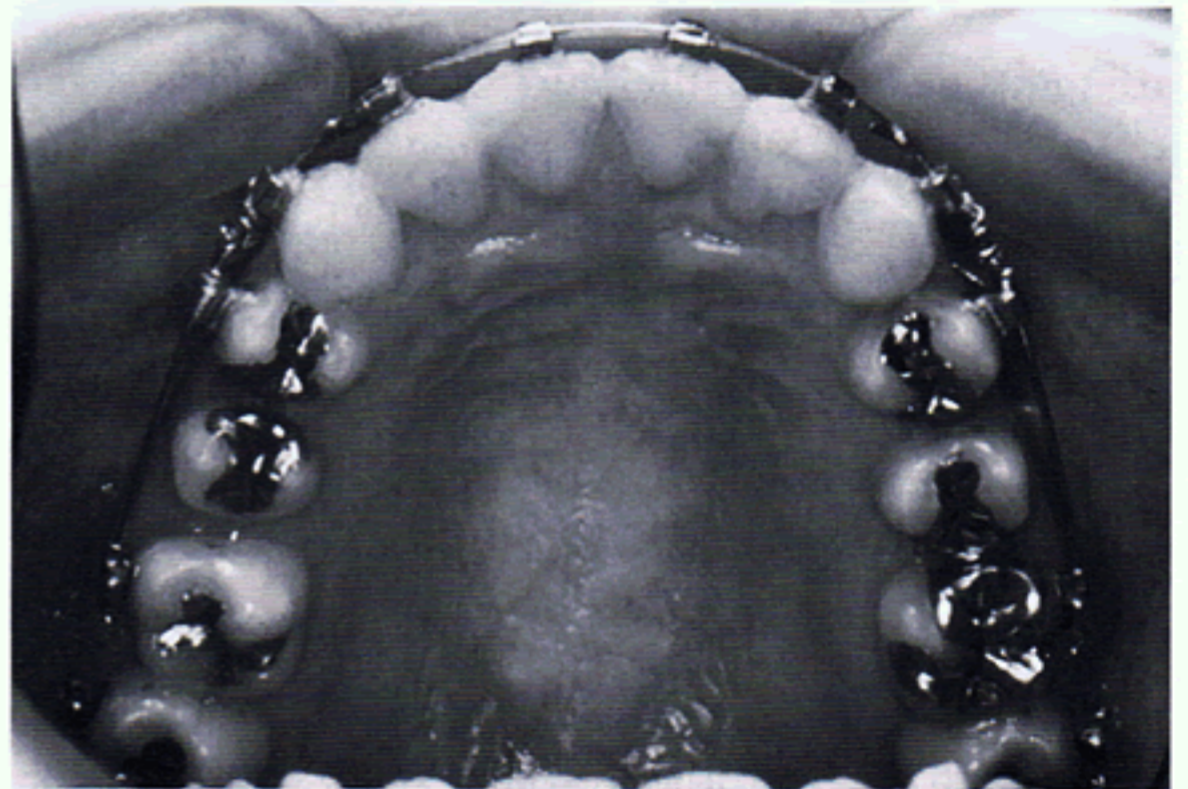


図 38-C 症例 2 成人 II 級 1 類非抜歯症例の治療経過
 大白歯群が遠心移動するとともに装置の付いていない第二小白歯も遠心に移動し近遠心部に空隙を生じる。

善がみられた。15 ヶ月後までに上下顎歯列に装着した archwire が平行になるまでに改善し、上顎大白歯の近心移動が許容されたので、III 級顎間ゴムを使用して上顎大白歯群の近心移動をさせながら咬合の安定を図った。動的治療期間は 19 ヶ月で終了し、顔貌に調和した良好な咬合が獲得された。この咬合は術後 6 年 6 ヶ月を経過しても良好に維持されている。

症例 4 (図 40-A, B)

永久歯列 III 級開咬非抜歯症例。治療前の overjet は



図 39-A 症例3 成人II級2類上顎左右側第一小白歯抜歯症例

a: 術前 b: 術後 (動的治療期間19ヵ月)
c: 保定後 (6年6ヵ月後)

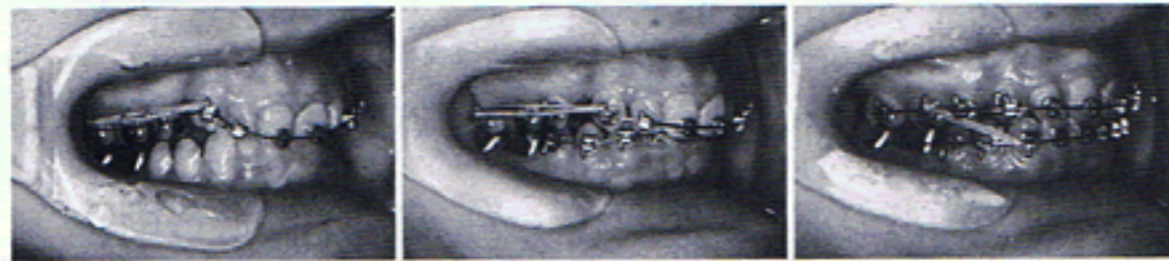


図 39-B 症例3 成人II級2類上顎左右側第一小白歯抜歯症例の治療経過

a: 装置装着時 b: 下顎装置装着 (4ヵ月後の経過)
c: 咬合の安定化 (15ヵ月後の経過)

0.5 mm, overbite は -1.5 mm であった。Initial archwire として、上下顎ともに 0.018" Supercable を装着した。治療開始時から犬歯相当部に 3 ounce (約 85 g) の垂直ゴムを III 級の効果を出させるように使用させた。垂直ゴムの効果が 2 ヶ月で現れたので、同様の垂直ゴムを継続させて overbite を維持したまま順次 wire の size と硬度を増していった。

治療開始 8 ヶ月後には上下顎に 0.020"×0.025" stainless steel SPEED wire が装着できた。最終的な咬合の安定のため、下顎後方歯群より装置を撤去していった。犬歯相当部での垂直ゴムは治療を通じて変更せずに継続して掛けさせた。

動的治療期間は 14 ヶ月で良好な咬合状態が獲得された。Overjet, overbite とともに確保された。咬合法 X 線撮影法にて上顎前歯群の根尖の状態を確認した結果、歯根の吸収はほとんど認められなかった。

垂直ゴムの継続使用に関して心配されることは歯根吸収の問題であろう。弱い顎間ゴムを使用すれば、長期にわたらなければ問題は無いようである。しかしながら、最初から犬歯部で掛けさせたり、wire に post を立てて使用させるようにして上顎側切歯部での歯根吸収が他の部位に比較して多く生じることへの対策をとることが良策である。

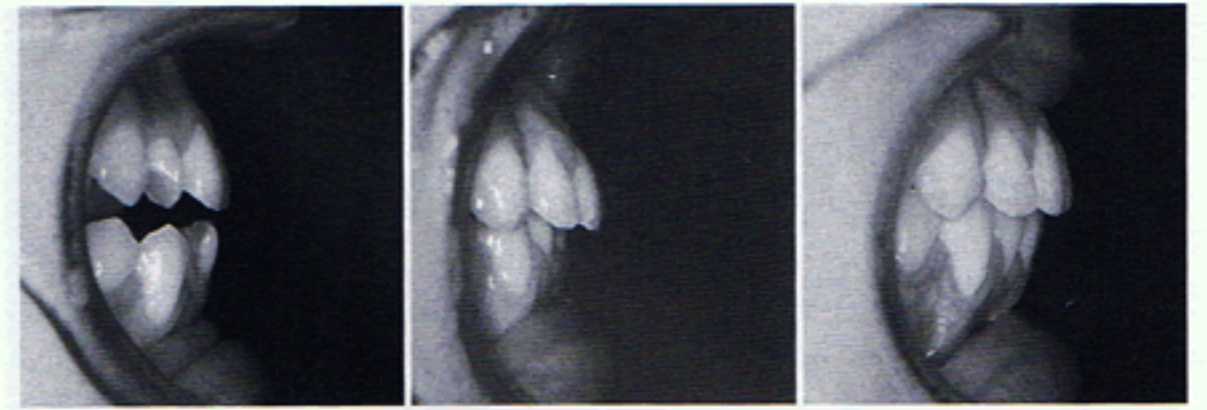


図 40-A 症例4 永久歯列III級開咬非抜歯症例

a: 術前 b: 術後 (動的治療期間14ヵ月)
c: 保定後 (1年9ヵ月後)

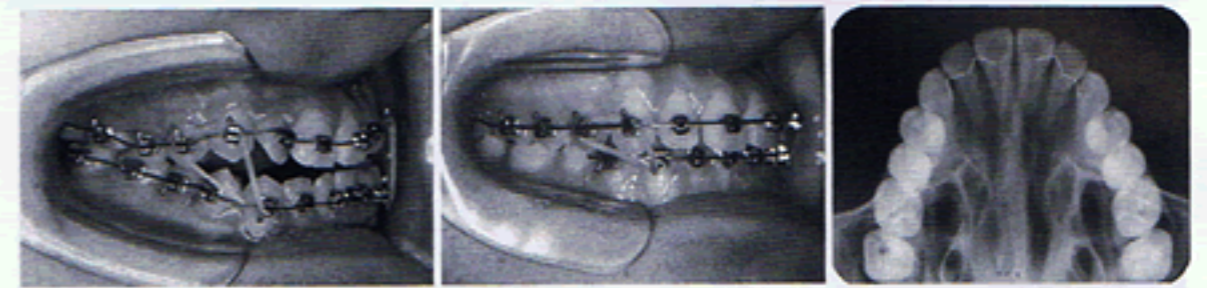


図 40-B 症例4 永久歯列III級開咬非抜歯症例の経過

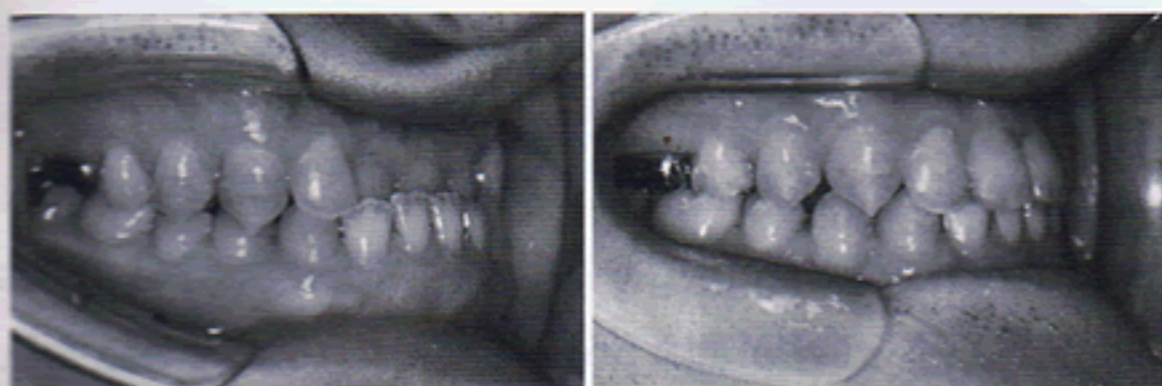
a: 装置装着時 b: 咬合の安定化 (8ヵ月後の経過)
c: 術後の咬合法 X 線写真

症例5 (図 41-A, B)

成人 III 級非抜歯症例。患者は術前にわずかながら顎の後退が可能であった。Initial archwire として、上下顎ともに 0.020" Supercable を装着した。3 ヶ月後に 0.017"×0.022" Heat-activated nitinol wire を装着し、archwire に余剰部分を設けることにより咬合の jump をさせた。10 ヶ月後には上下顎に full size である 0.020"×0.025" stainless steel SPEED wire が装着できたので、さらに半年安定させ、動的治療期間 16 ヶ月で治療を終了した。

症例6 (図 42-A, B)

成人 I 級反対咬合抜歯症例。下顎前歯の著しい唇側傾斜があった。上顎左側側切歯が残根状態のう蝕であったため、上顎では左右側側切歯、下顎では左右側第一小白歯を抜歯して治療を進行した。治療開始時から下顎犬歯の bracket の hook に 3 ounce (約 85 g) の顎内ゴムを使用させて排列を助けた。6 ヶ月後に上顎に 0.020"×0.025" Ni-Ti SPEED wire が装着できたので、下顎に 0.020" stainless steel round wire を装着し、上顎を固定源として 3 ounce (約 85 g) の顎内ゴムと顎間ゴムの併用により下顎前歯の後方移動による被蓋



a b

図 41-A 症例 5 成人Ⅲ級非抜歯症例
a : 術前 b : 術後 (動的治療期間 16 ヶ月)



a b c

図 41-B 症例 5 成人Ⅲ級非抜歯症例
a : 装置装着時 b : 被蓋の改善 (3 ヶ月後の経過)
c : 咬合の安定 (10 ヶ月後の経過)

の改善をしていった。良好な咬合が獲得されたので、動的治療期間 16 ヶ月にて治療を終了した。

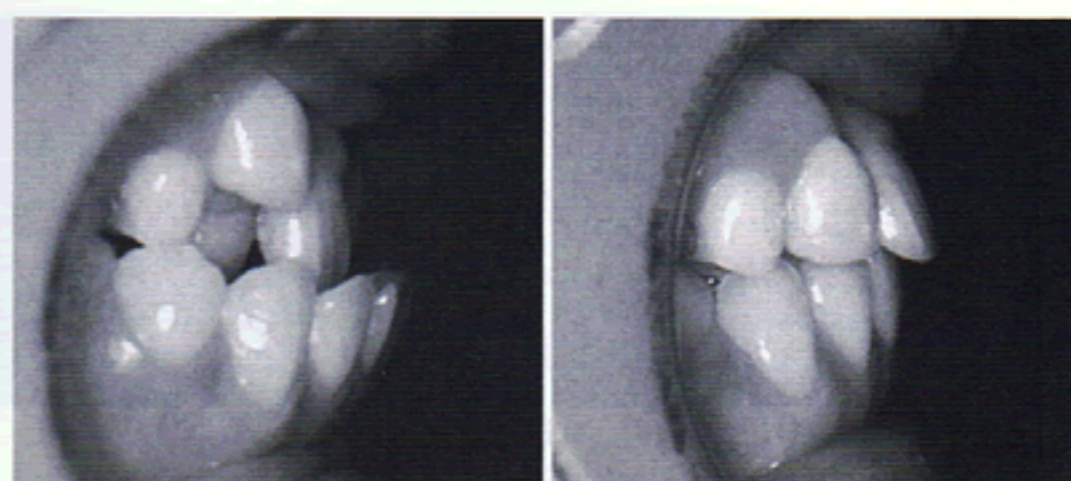
症例 7 (図 43)

成人骨格性Ⅲ級反対咬合抜歯症例。下顎の後退性のない限界症例であった。下顎左右側第一小白歯の抜歯により治療を行った。動的治療期間 19 ヶ月で良好な咬合が獲得できた。

ま と め

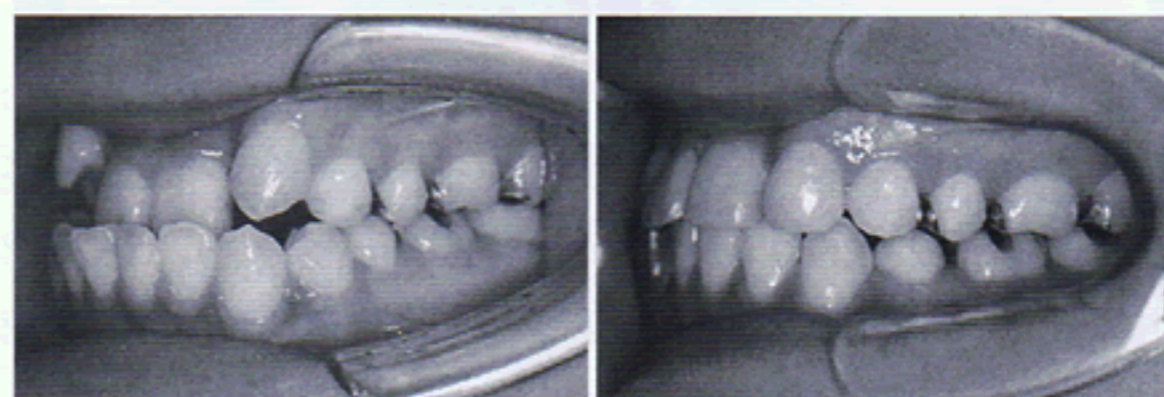
現在ではさまざまな self-ligation system が発表され利用できる system も数多くあるが、それらが利点としてもっている特徴は大差なく皆同様である。それらは、chair time の減少、感染防護に有利、歯周組織への優しさ、痛みの軽減、通院間隔の延長、動的治療期間の短縮などであろう。Ligature wire とか elastomeric とか、その他の attachment などによる結紮という行為が省けることで素晴らしい発展性がある。

Chair time の減少は self-ligation たる特徴のうち最大のものであろう。Berger と Byloff による報告²⁵⁾では、上下顎の archwire の交換のために上下顎第二小白歯間の合計 20 ヶ所での結紮の解除と再結紮に要する時間の合計は SPEED system においては 50 数秒で



a b

図 42-A 症例 6 成人Ⅰ級反対咬合抜歯症例
a : 術前 b : 術後 (動的治療期間 16 ヶ月)



a b

図 42-B 症例 6 成人Ⅰ級反対咬合抜歯症例の治療経過
a : 装置装着時 b : 下顎前歯の後方移動 (6 ヶ月後の経過)

あるのに対し、elastomeric ligature では 200 秒を超え、その差は約 4 倍であり、Steel ligature においてはさらに elastomeric ligature の約 4 倍もかかっていたことを示した。また、この報告では、比較したその他の Damon SL, Twin Lock, Time の self-ligating bracket においても SPEED に比較して劣るとはいえ elastomeric ligature と比較して格段の時間節約になっている。SPEED system はパンフレットで、elastomeric ligature との比較において、患者一人で 150 秒の節約ができるということは、1日に 25 人患者を診ると仮定すると合計 3,750 秒つまり 62.5 分で、1日に約 1 時間もの時間が節約できると紹介している。

Steel ligature における pig tail の処理における術者の手指の損傷事故の危険性と比較すると、self-liga-

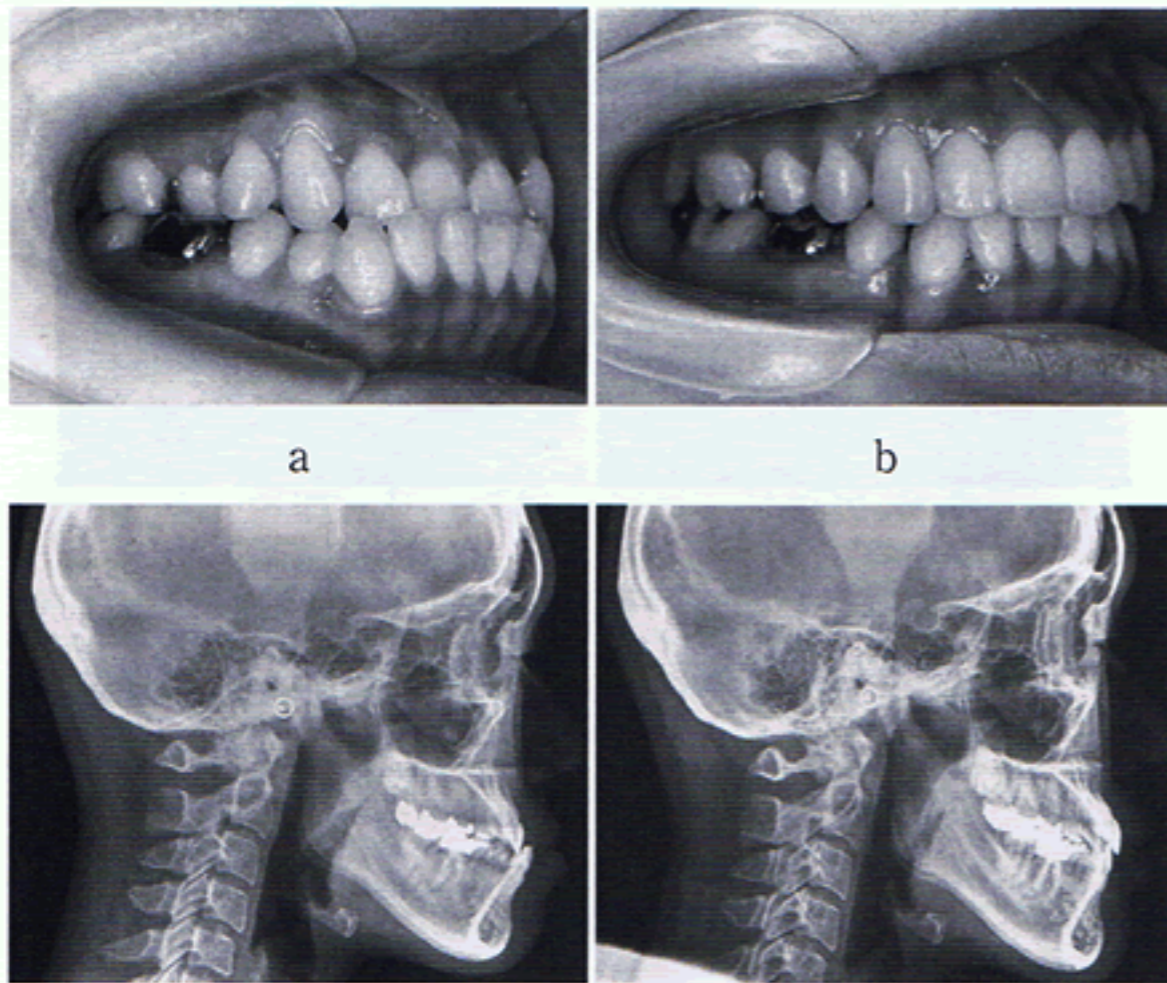


図 43 症例 7 成人骨格性Ⅲ級反対咬合抜歯症例
a : 術前 b : 術後 (動的治療期間 19 ヶ月)

tion system では感染防護に有利という利点が生まれて当然であろう。また, pig tail による患者の口唇や頬粘膜の損傷や elastomeric tie での不潔さと比較して歯周組織への優しさという利点が生まれてくる。

Low friction という問題に関しては self-ligation system での friction の大小は, passive もしくは active として wire size の大小により評価される。Self-ligation system では passive あるいは active といった区別とは無関係に, 前述のごとくそれぞれの system によって, 使用する archwire の size との関連や治療 stage によって, passive, interactive, active の使い分けがなされていて, 治療の最初から最後まで同一 level の friction ではありえない。

総じて評価するならば, いわゆる初期段階での alignment においては low friction (passive) であり, 抜歯空隙の閉鎖や, 犬歯や大臼歯の遠心移動など sliding mechanics を使用する際には interactive な control であり, 最終段階にいたるにつれて wire size の増大によって ideal positioning では active な control という一連の流れが self-ligation system での治療では起きているのであろう。

Light force という問題に関しては, self-ligation system では初期段階では皆 light force を使用して, low friction の特徴を最大限利用して排列の促進と reac-

tion の軽減という一見相反した目標を難なく同時に達成させているのである。このことは患者に対して痛みの減少と快適性という利点を提供する。

Self-ligation system という特別な装置のように聞こえるが, その実態は pre-adjusted の Edgewise appliance であり, ただ archwire の保持に関して self-ligation という機構をもっていることが, 結紮からの解放という問題の解決だけでなくさまざまな利点をも生み出しているのである。Pre-adjusted appliance としての問題点としてしばしば取り上げられてくるのは, bracket や archwire の平均値での set-up に関する問題, 言い換えれば個々の症例の personalize の問題がある。誰にでも合うということをやれば, 誰にも合わないということになるのである。この問題について論じれば, wire の遊びが作用して personalize されていると考えている。特に self-ligation system では, bracket-archwire 間での action によって個々の歯は control されるというより guide され, 新しい環境に adaptation していくことで改善が起きていくのであろう。すなわち, 術者の治療手技によって完璧に control し, 必要に応じて overcorrection という対処によって術後の安定を図る従来の手法とは, 考え方に多少の相違がある。術者は完全な control を行わないのである。完全な control は受け手である患者自身の組織がするのである。Damon もいっているが, 従来の方法でも良好な facial balance は獲得できるが, self-ligation system によってある条件を整えてやれば口腔周囲の組織は協調して良好な反応を fuzzy に示してくれるのである。治療計画で目標とする理想的な咬合状態に変化させようと無理矢理押しつけても, 果たして術後の安定はするのであろうか。技術的背景に裏付けられた的確な診断ができれば, 経験豊かで卓越した技術があれば, 患者の協力が十二分に得られて治療が良好に進行すれば, 確かに申し分のない治療結果が得られて, 安定することは間違いないのであろう。しかしながら本来歯が並びたい場所に並べるように fuzzy に guide し, 個体の本来もっている回復力に任せて personalize された咬合は安定することは間違いないであろう。この点について Damon の提唱する Biocompatible Orthodontics と同意見である。

著者は straight wire technique で bracket の slot size において、0.018" slot か 0.022" slot かという問題に関してしばしば討議する。その際に初期排列では archwire は柔らかければ柔らかいほど良いという観点から、たとえば 0.014" Ni-Ti round wire を使用する際に 0.018" slot との組み合わせと 0.022" slot との組み合わせでは、どちらが archwire はより柔らかく作用できるかと問う。また、sliding mechanics での抜歯空隙の閉鎖の際に reaction が少ないためには archwire は堅ければ堅いほうが良いという観点から、full size より対角線で約 12% 細いという近似条件で、0.018" slot と 0.016"×0.022" との組み合わせと 0.022" slot と 0.019"×0.025" との組み合わせの場合に、0.016"×0.022" の archwire と 0.019"×0.025" の archwire のどちらが堅いか？を問う。いずれも 0.022" slot が有利であるという答えは明らかである。これらの事実は、上述の low friction と light force という問題で述べた self-ligation system における passive から active という治療の流れと同源であろう。これらの無駄を省いた一連の治療の進行こそが通院間隔の延長や動的治療期間の短縮といった利点を生じせしめているのであろう。

治療の進行の無駄を省くということでは、治療 step の単純簡素化が理想である。これは office management の立場からおのおのの診療室での課題であろう。しかしながら、私たち矯正歯科医の多くは症状の多様性という幻想にとらわれて手をかけすぎる傾向がある。患者を前にすると何かしたくなるのである。これは、wire bending の達者な、治療技術に自信のある矯正歯科医ほど陥る過ちである。特に self-ligation system で Ni-Ti などの high technology archwire を組み合わせで使用する場合では頻りに wire の交換をする必要は全くないので、少なくとも 3 ヶ月は効果を静観する必要がある。極端な言い方をすれば、その間放置してもかまわないのである。しかしながら、bracket の脱離や wire の破折など治療の進行を妨げる偶発的な問題が生じ、患者自身も気がつかない場合があるので、定期的に check したほうがよい。そのため通院間隔は長めでも 6 週間程度が妥当であろうと考える。

この治療 step の単純簡素化に関しては、Damon system 0.022" slot では、0.013" Damon Ni-Ti, 0.016"×0.025" Align SE Ni-Ti, 0.019"×0.025" pre-posted stainless steel の 3 本である。Smart Clip system 0.022" slot では MBT と同様 0.016" heat-activate Ni-Ti, 0.019"×0.025" heat-activate Ni-Ti, 0.019"×0.025" stainless steel の 3 本としている。

著者の考える抜歯症例での step は、初期排列、arch form と torque の改善、sliding mechanics による抜歯空隙の閉鎖、最終咬合の確立の 4 step で、SPEED system 0.022" slot では、初期排列には 0.018" Supercable, arch form と torque の改善では 0.020" stainless steel~0.020"×0.025" Ni-Ti SPEED archwire, sliding mechanics による抜歯空隙の閉鎖には 0.021"×0.021"×0.020" dual geometry stainless steel, 最終咬合の確立には 0.020"×0.025" stainless steel SPEED archwire の 4~5 本である。非抜歯症例では、上顎大臼歯の遠心移動が必要な場合には抜歯症例と同様の archwire の進行であり、上顎大臼歯の遠心移動が必要とされない場合には sliding mechanics の step が必要とされないので、初期排列にもう 1 本 Ni-Ti の high technology archwire を使用する場合がある。

抜歯症例と非抜歯症例、叢生の度合いによって診断が違いますがごとく、その治療に必要とされる step にも症例によって相違があるが、著者の選択として治療の進行において下記のことを望ましいと考えている。1. 初期段階の排列の際 low friction system で排列を誘導する、2. 痛みの軽減のために initial archwire として Supercable を使用する、3. Arch form の獲得のために thermo-activated type の archwire を使用する、4. Sliding mechanics の際には interactive mechanism が望ましい、5. 最終的に歯根の排列を確実にするためには active action が必要である、などである。これらは著者に SPEED appliance の使用を促している。とはいってもこの結論は単なる個人的な選択の結果であり、他のいかなる system を批判したり否定するものではない。Self-ligation system に限っては、冒頭で述べたごとくそれらが利点として持っている特徴は大差なく皆同様であるということは、その効果にも大きな格差はないということである。ただし、あえて

いうならば、使用する system の利点と欠点をよく理解し、その system のもっている特徴を最大限に生かした使用法を心がけるべきであろう。

参考文献

- 1) Woodside DG, Berger JL and Hanson GH : Chapter 17 self-ligation orthodontics with the SPEED appliance, In : Orthodontics, current principles and techniques, 4th ed., eds Graber TM, Vanasdall RL and Vig KWL, St. Louis, 2005, Mosby Co., 734-752.
- 2) Hanson GH : The SPEED system : A report on the development of a new edgewise appliance, Am J Orthod 78 : 243-265, 1980.
- 3) Hanson GH : J.C.O. interviews, Dr. G. Herbert Hanson on the SPEED bracket, J Clin Orthod 10 : 183-189, 1986.
- 4) Berger JL : 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.
- 5) Berger JL : The Speed appliance : A 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism, Am J Orthod Dentofac Orthop 105 : 217-223, 1994.
- 6) 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(1) : 31-56, 1996.
- 7) 山崎俊恒 : SPEED Appliance の特徴—装置の利点と bracket positioning および archwire の選択について—, 東京矯歯誌 7 : 144-161, 1997.
- 8) 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 : 327-339, 1998.
- 9) 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 : 8-15, 1998.
- 10) 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.
- 11) 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 : 223-231, 1999.
- 12) 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.
- 13) Woodside DG, 黒田敬之, 山崎俊恒 : 矯正治療のグローバルな展望—トロント発 (前), 臨床矯正ジャーナル 11月号 : 11-24, 2002
- 14) Woodside DG, 黒田敬之, 山崎俊恒 : 矯正治療のグローバルな展望—トロント発 (後), 臨床矯正ジャーナル 12月号 : 11-24, 2002
- 15) 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.
- 16) 菅居達昌, 山崎俊恒 : 第三大臼歯を咬合参加させた成人I級抜歯症例, 日成人矯歯誌 11(2) : 95-100, 2004.
- 17) 山崎俊恒 : 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—, 日成人矯歯誌 12(1) : 7-27, 2005.
- 18) 山崎俊恒, 大谷 純, 菅居達昌 : SPEED Appliance による成人矯正治療について—その5. 過蓋咬合の治療と上顎前歯の圧下について—, 日成人矯歯誌 12(2) : 13-22, 2005.
- 19) 山崎俊恒, 鎌田千恵美, 大谷 純, 菅居達昌 : SPEED Appliance による成人矯正治療について—その6. 前歯部開咬の治療について—, 日成人矯歯誌 12(2) : 23-31, 2005.
- 20) Sims APT, Waters NE, Birnie DJ and Pethybridge RJ : A comparison of the forces required to produce tooth movement *in vitro* using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation, Eur J Orthod 15 : 377-385, 1993.
- 21) Kemp DW : A comparative analysis of frictional forces between self-ligating and conventional edgewise orthodontic brackets. Diploma thesis, Department of Orthodontics, University of Toronto, 1992.
- 22) Weiss L : Frictional characteristics of aesthetic brackets in sliding mechanics. Diploma thesis, Department of Orthodontics, University of Toronto, 1993.
- 23) Profitt WR and Field HW : The biological basis of orthodontic therapy, Contemporary Orthodontics 1993, 266-288.
- 24) Damon DH : Chapter 18 treatment of face with bio-compatible orthodontics, In : Orthodontics, current principles and techniques, 4th ed., eds Graber TM, Vanasdall RL and Vig KWL, St. Louis, 2005, Mosby Co., 753-831.
- 25) Berger J and Byloff F : The clinical efficiency of self-ligated brackets, J Clin Orthod 35 : 304-308, 2001.

連絡先 : 山崎俊恒

〒125-0062 葛飾区青戸3-32-17

森八青戸第2ビル3F

あおと矯正歯科

Tel. 03-3690-8703

E-mail : speed_y@mac.com