

STUDI PUSTAKA

Karakteristik kawat TMA (*titanium molybdenum alloy*) dan penggunaannya dalam perawatan ortodonti

Putri Arifiani* dan Erwin Siregar**

*Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Ortodonti, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia, Jakarta, Indonesia

**Departemen Ortodonti, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia, Jakarta, Indonesia

*Jl Salemba Raya No 4, Jakarta Pusat, Indonesia; e-mail: putri_drg@yahoo.co.id

ABSTRAK

Kawat merupakan salah satu piranti yang penting dalam perawatan ortodontia. Perkembangan terkini dari kawat ortodontia menghasilkan beberapa jenis kawat dengan karakteristik yang berbeda-beda. Studi pustaka membahas karakteristik kawat ortodontia beta titanium atau *Titanium Molybdenum Alloy* (TMA) dan penggunaannya dalam perawatan ortodontia. Perbedaan karakteristik tiap kawat menjadi hal yang perlu dipertimbangkan secara klinis. Kawat beta titanium atau sering disebut juga dengan kawat TMA (*Titanium Molybdenum Alloy*), diperkenalkan pertama kali oleh Goldberg dan Charles Burstone pada tahun 1979. Kawat ini mempunyai komposisi 77,8% titanium, 11,3% molybdenum, 6,6% zirconium, dan 4,3% tin. Ion molybdenum berperan menstabilkan fasa β titanium pada suhu ruang, sedangkan zirconium dan tin berperan dalam meningkatkan kekuatan dan kekerasan. Keunggulan kawat TMA antara lain memiliki derajat kekakuan atau modulus elastisitas yang rendah, *springback* besar, energi potensial yang besar, formabilitas dan *jointability* yang baik, serta biokompatibel. Kawat TMA direkomendasikan sebagai kawat *intermediate* setelah *aligning & leveling* dengan kawat nikel titanium, dan pada tahap akhir perawatan (*detailing & finishing*), namun tidak direkomendasikan untuk pergerakan *sliding*. Hal ini disebabkan karena kawat TMA mempunyai koefisien friksi yang besar. Seiring perkembangannya, berbagai kawat TMA diproduksi dengan implantasi ion maupun *coating*, yang bertujuan untuk memperbaiki karakteristik fisik kawat TMA sehingga meningkatkan performa kawat TMA dalam aplikasi klinisnya.

Kata Kunci: Kawat TMA, beta titanium, karakteristik

ABSTRACT: *The characteristics of Titanium Molybdenum Alloy wire and its application in orthodontic treatment. Wire is one of the most important devices in orthodontic treatment. Recent developments in orthodontic wires result a high variety of wires with different characteristics. The differences in characteristic of each wire should be considered in clinical application. The beta titanium wire, also known as TMA (Titanium Molybdenum Alloy), was firstly introduced by Goldberg and Charles Burstone in 1979. This wire is composed of 77.8% titanium, 11.3% molybdenum, 6.6% zirconium, and 4.3% tin. Molybdenum contributes to stabilize the beta phase of titanium at room temperature, while additions of zirconium and tin contribute to increase the strength and hardness of the alloy. The excellences of TMA wire are low stiffness, high springback, high potential energy, good formability, biocompatible and the ability of direct welding. TMA is recommended to be used as intermediate wires after aligning and leveling stage with nickel titanium wires, and also to be used in detailing and final finishing stage, but not recommended in space closure with sliding mechanism. It is because of the major drawback of TMA that is high coefficient of friction. As its development, a number variety of TMA wires are produced with ion implantation or coating, which aims to improve physical properties of TMA wire thus increasing its performance in clinical application.*

Keywords: TMA wire, beta titanium, characteristics

PENDAHULUAN

Dalam bidang ortodontia, kawat merupakan salah satu piranti yang penting, yang didesain untuk mengaplikasikan gaya pada gigi yang malposisi agar bergerak ke dalam lengkung yang ideal dan beroklusi dengan baik. Ketika kawat dimasukkan ke dalam slot braket atau *tube* pada gigi, maka kawat akan memberikan gaya. Gaya yang ditransmisikan ke gigi oleh kawat tergantung pada beberapa parameter dari kawat yang digunakan dan hubungan antara braket dan kawat.^{1,2}

Dalam perkembangan sejarahnya, terdapat berbagai variasi *alloy* yang digunakan dalam pembuatan kawat ortodontia. Sebelum

awal tahun 1930-an, satu-satunya logam yang tahan korosi dan biokompatibel dengan jaringan di dalam mulut adalah emas. Lalu diperkenalkan kawat *stainless steel* yang populer sejak tahun 1940-an dan menggantikan tempat *alloy* emas. *Alloy* nikel titanium diperkenalkan pada tahun 1971 oleh Andreasen sebagai kawat Nitinol. Kawat *alloy* beta titanium atau dikenal juga dengan *Titanium-Molybdenum Alloy* diperkenalkan tahun 1979 oleh Burstone dan Goldberg.³ Kawat *alloy* beta titanium atau *Titanium Molybdenum Alloys* (TMA) merupakan salah satu *alloy* yang penggunaannya di dalam perawatan ortodontia cukup luas namun sedikit

kurang populer. Kawat ini mempunyai karakteristik kombinasi kekuatan dan fleksibilitas yang baik. Pemahaman yang mendalam mengenai kawat TMA perlu dimiliki oleh ortodontis sehingga dapat menunjang keberhasilan rencana perawatan yang akan dilakukan di tiap kasusnya serta membantu ortodontis di dalam memanipulasi kawat TMA pada perawatan ortodonsi.

Makalah ini akan membahas mengenai karakteristik dari kawat ortodonsi beta titanium atau dikenal juga dengan *Titanium Molybdenum Alloy* (TMA) serta penggunaannya dalam perawatan ortodonsi.

Kawat Titanium Molybdenum Alloy

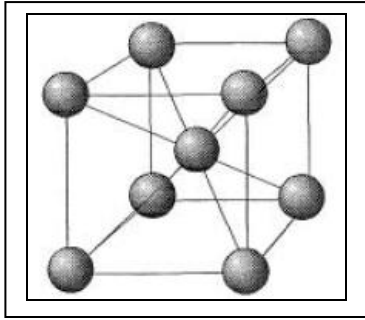
Paduan logam dengan bahan dasar Titanium menjadi populer beberapa dekade terakhir ini terutama sejak diperkenalkan *alloy* nikel titanium dan beta titanium. *Alloy* beta titanium lebih dahulu menjadi perhatian penggunaannya dalam bidang penerbangan dan industri kimia. Di bidang ortodonsi, kawat beta titanium diperkenalkan oleh Goldberg dan Charles Burstone pada tahun 1979, dan sekitar tahun 1980 Burstone mempatenkan kawat beta titanium, dan dengan persetujuan royaltinya, Ormco memproduksi dan memasarkan kawat tersebut dengan merek dagang TMA™ yang merupakan kepanjangan dari *Titanium Molybdenum Alloy*.^{1,4} Setelah hak paten atas pembuatan kawat ortodonsi beta titanium sudah habis masa berlakunya, maka perusahaan lain mulai memproduksi kawat beta titanium, antara lain kawat Resolve yang diproduksi oleh GAC International.^{2,3} Komposisi Resolve hampir sama dengan TMA™, tetapi melalui observasi dengan menggunakan mikroskop transmisi elektron, terlihat perbedaan pada saat fabrikasi. Perbedaan ini dapat mempengaruhi sifat mekanik dalam penggunaan klinis dari kedua produk tersebut. Saat ini terdapat sekitar 12 jenis produk kawat beta titanium yang beredar di pasaran.⁵ Kawat-kawat ini memiliki

komposisi yang hampir sama, dan terdapat perbedaan pada saat fabrikasi atau proses pembuatannya dan penambahan ion-ion logam yang tujuannya memperbaiki atau melengkapi karakteristik dasar kawat beta titanium.

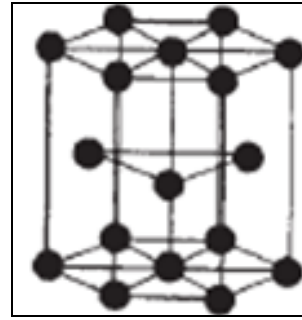
Karakteristik Dasar Kawat TMA

Sifat Fisik Kawat TMA

Kawat beta titanium pertama kali diperkenalkan oleh Ormco/Sybron sebagai kawat TMA™ (*Titanium Molybdenum Alloy*). TMA mempunyai komposisi 77,8% titanium, 11,3% molibdenum, 6,6% zirkonia, dan 4,3% tin. Seperti *alloy* lainnya atom-atom, ion-ion, dan molekul-molekul yang terdapat di dalam *alloy* beta titanium tersusun pada suatu pola 3 dimensi, yang disebut dengan fasa. Suatu *alloy* dapat tersusun setidaknya dari satu fasa dan dapat mengalami transformasi fasa. Titanium murni memiliki kristalografi yang berbeda pada temperatur tinggi dan rendah. Pada temperatur di bawah 885 °C, bentuk yang stabil adalah α titanium, yang memiliki struktur *hexagonal closed-packed* (hcp)(Gambar 1). Sedangkan pada temperatur yang tinggi, bentuk yang stabil adalah β titanium, yang memiliki struktur *body centered cubic* (bcc) (Gambar 2). Karakteristik yang menonjol dari titanium murni yaitu biokompatibel terhadap jaringan mulut, resisten terhadap korosi, dan memiliki *stiffness* yang rendah. Keberadaan molybdenum adalah untuk menstabilkan fasa beta (β) pada *alloy* titanium, dan pada jumlah tertentu dapat menstabilkan fasa beta pada suhu kamar. Ion lain yang ditambahkan adalah zirconium, tin, atau zinc, yang gunanya untuk meningkatkan kekuatan dan kekerasan.⁶ Adapun kegunaan lain dari zirconium adalah untuk mencegah terbentuknya fasa omega (ω) selama proses pembuatan *alloy* beta titanium pada temperatur tinggi, yang dapat menyebabkan *alloy* menjadi rapuh.⁷



Gambar 1. Struktur HCP (*Hexagonal Close Packed*) pada fasa alfa Titanium.⁸



Gambar 2. Struktur BCC (*Body Centered Cubic*) pada fasa beta titanium. (Anusavice,2003)⁹

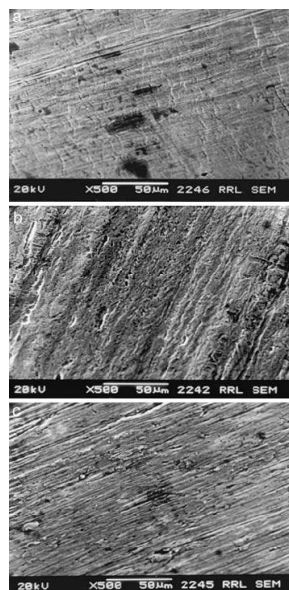
Efek lain dari transformasi dari fasa α (*hexagonal closed-packed*) menjadi fasa β (*body centered cubic*), menurunkan modulus elastik dari 114 GPa (16.5×10^6 psi) menjadi 72.4 GPa (10.5×10^6 psi). Dengan kekakuan seperti itu, titanium *alloy* mempunyai kekakuan dua kali lebih besar dari kawat NiTi, dan hampir sepertiga dari kekakuan kawat SS.⁶

Karakteristik Permukaan

Keadaan permukaan suatu kawat ortodonsi merupakan suatu hal yang penting karena berpengaruh terhadap karakteristik mekanis dan potensi korosi kawat tersebut. Keadaan permukaan seperti kekasaran permukaan, topografi permukaan, dan kekerasan permukaan juga mempengaruhi koefisien friksi kawat ortodonsi.¹⁰ Pada penelitian mengenai topografi permukaan kawat TMA memperlihatkan adanya kavitas-kavitas ireguler pada permukaan kawat TMA. Dan

diketahui bahwa permukaan kawat TMA lebih kasar dibandingkan dengan kawat *stainless steel*.^{5,10,11} Kekasaran permukaan kawat TMA menyebabkan besarnya nilai friksi *sliding* antara kawat dan braket. Selain itu kekasaran permukaan kawat TMA ini menyebabkan dapat terjadinya *cold welding* lokal atau *adherence* antara kawat dan slot braket.^{5,7,10} Kasarnya permukaan kawat TMA diketahui juga dapat menyebabkan perubahan kondisi permukaan selama aplikasi klinisnya, seperti peningkatan pembentukan biofilm, yang mungkin dapat mengubah resistensi friksional ataupun resistensi korosi.⁵

Dengan menggunakan *scanning electron micrograph* pembesaran 500 \times (Gambar 3), diketahui bahwa kawat TMA memperlihatkan suatu permukaan yang kasar, dengan banyak pori-pori dan merupakan kawat dengan permukaan yang paling kasar dibandingkan dengan kawat *stainless steel* dan TiMolium.¹¹



Gambar 3. Hasil *scanning electron micrograph*, pembesaran 500 \times ; (a) *Stainless steel*, (b) TMA, (c) TiMolium.¹¹

Tabel 1. Kekasaran dan kekerasan permukaan empat tipe kawat ortodonti. (Jian-Hong Yu, 2009)¹⁰

Archwire type	Surface roughness (R_a) (μm)	Hardness (kg/mm^2)
	Mean \pm SD	Mean \pm SD
SS	0.051 \pm 0.023	405.4 \pm 9.9
NiTi	0.627 \pm 0.072	195.4 \pm 17.2
LH	0.724 \pm 0.117	215.1 \pm 48.5
TMA	0.206 \pm 0.007	303.3 \pm 13.2

Kekerasan kawat mempengaruhi derajat keausan.¹⁰ Kekerasan suatu *alloy* berkaitan dengan kemampuan untuk dilakukan pemolesan (*polishing*) permukaan pada saat akhir proses manufaktur, sehingga mempengaruhi sifat fisik permukaan kawat.¹² Kekerasan dari kawat TMA lebih rendah dibandingkan kawat *stainless steel*, yang dapat dilihat dari hasil penelitian yang dilakukan Yu pada Tabel 1.¹⁰

Pada penelitian terbaru yang dilakukan oleh Premanand (2014) mengenai karakteristik permukaan 6 jenis kawat ortodonti, diketahui bahwa kawat TMA standar memiliki kekasaran permukaan yang paling tinggi. Salah satu kawat yang diteliti yaitu kawat TMA *low friction coloured honeydew* memiliki kekasaran permukaan yang paling rendah. Dari pemeriksaan elemental pada kawat TMA *low friction coloured*, diungkapkan bahwa keberadaan Oksigen pada kawat TMA *low friction coloured* sebagai hasil dari proses implantasi ion terhadap kawat tersebut yang menyebabkan bertambahnya kekerasan permukaan kawat, sehingga mengurangi resistensi friksional kawat.¹³

Kecepatan penutupan ruang secara *sliding* pada kawat TMA dengan implantasi Nitrogen dan tanpa implantasi Nitrogen ternyata tidak berbeda bermakna. Peneliti menyatakan bahwa implantasi ion pada hanya efektif mengurangi friksi apabila digunakan bersama braket dengan materi dan implantasi ion yang sama.^{14,15} Walaupun kawat TMA umumnya tidak dipertimbangkan sebagai pilihan pada saat menutup ruang dikarenakan gaya friksionalnya, dari penelitian ini juga didapatkan hasil bahwa kecepatan penutupan ruang pada kawat TMA dan kawat *stainless*

steel hampir sama yaitu 0.12-2.46 mm/ bulan pada kawat TMA dan 0.76-1.75 mm/ bulan pada kawat *stainless steel*.¹⁴

Kawat TMA pada awalnya mempunyai nilai koefisien friksi lebih dari 0.6. Pada masa sekarang dengan perbaikan-perbaikan karakteristik fisiknya nilai koefisien friksi kawat TMA kurang dari setengah nilainya terdahulu, yaitu dalam kisaran 0.17 sampai 0.27. Hal ini memperbaiki performa kawat TMA dalam mekanisme *sliding*.⁶

Biokompatibilitas

Kawat TMA memiliki sifat biokompatibilitas yang baik, dapat diterima baik oleh jaringan mulut juga tidak menimbulkan reaksi alergi, tidak bersifat mutagen dan karsinogen.¹⁶ Kawat TMA juga memiliki resistensi korosi yang baik karena tidak adanya komposisi nikel di dalam komposisi penyusunnya. Sifat resisten terhadap korosi pada kawat TMA sebanding dengan sifat resisten yang terdapat pada kawat *Stainless Steel* dan Cobalt Chromium. Resistensi korosi kawat TMA didapatkan dari pembentukan lapisan titanium oksida (TiO_2) pada permukaan kawat.¹²

Sifat Mekanis Kawat TMA

Modulus Elastisitas (E) atau Kekakuan

Kekakuan kawat direpresentasikan dengan modulus elastisitas. Semakin besar nilai modulus elastisitas, semakin kaku kawat tersebut.^{5,16,17} Tabel 2 menunjukkan besarnya modulus elastisitas beberapa kawat ortodonti.⁴

Tabel 2. Modulus elastisitas beberapa kawat (Johnson, 2003)⁴

NiTi ²⁰⁰ (Original Nitinol)	4.8×10^6 pounds per square inch
TMA ²⁰⁰	9.4×10^6 pounds per square inch
Beta titanium ^b	$8-16 \times 10^6$ pounds per square inch
Gold ^a	15×10^6 pounds per square inch
Stainless steel ^a	23×10^6 pounds per square inch
Elgiloy ²⁰⁰ (chromium cobalt)	28×10^6 pounds per square inch

^a From Burstone and Goldberg.¹
^b From Goldberg and Burstone.³

Karena *alloy* beta titanium mengalami transformasi dari fasa alpha dengan konfigurasi *hexagonal closed-packed* menjadi fasa beta dengan konfigurasi *body centered cubic*, modulus elastik berkurang dari 114 GPa (16.5×10^6 psi) menjadi 72.4 GPa (10.5×10^6 psi).⁶ Dengan kekakuan seperti itu, kawat beta titanium mempunyai kekakuan dua kali lebih besar dari kawat NiTi, dan hampir sepertiga dari kekakuan kawat SS.⁶

Dari pengukuran modulus elastisitas 12 kawat TMA dari berbagai produsen yang berbeda, diketahui modulus elastisitas kawat TMA berkisar antara 65-100 GPa atau $8-13 \times 10^6$ PSI, tergantung dari susunan *alloy*, *heat treatment*, dan proses pengerasan saat fabrikasi.^{4,5}

Modulus resilien (R)

Resilien adalah kapasitas energi yang tersimpan atau energi potensial pada suatu kawat yang merupakan kombinasi kekuatan (*strength*) dan kelentingan (*springiness*) suatu kawat. Sedangkan yang dimaksud dengan modulus resilien adalah sejumlah energi yang tersimpan pada suatu material, dalam hal ini kawat, saat satu unit volume kawat diberikan *stress* sampai batas proporsionalnya (*proportional limit*). Modulus resilien kawat TMA adalah sebesar 11.1×10^2 (lb-in/in³). Nilai ini setengah di bawah kawat SS dan jauh di atas kawat NiTi.¹⁷

Springback

Springback adalah kecenderungan suatu kawat untuk kembali ke bentuk semula walaupun telah mengalami deformasi pada strukturnya.⁷ *Springback* juga dapat diartikan sejauh mana suatu kawat dapat didefleksikan tanpa menyebabkan deformasi permanen. Nilai *springback* yang besar menunjukkan kemampuan kawat untuk diaktivasi sedemikian besar dan dengan rentang waktu

aktivasi yang lama. Hal ini berarti semakin sedikit pergantian atau penyesuaian kawat yang dibutuhkan di dalam perawatan ortodonsi. Nilai *springback* didapatkan dari perbandingan nilai *Yield Strength* terhadap modulus elastisitas (YS/E).^{5,7}

Kawat TMA memiliki sifat *springback* lebih besar dari kawat *Stainless Steel* dan kawat Elgiloy, dan hampir sama dengan kawat Nikel Titanium, sehingga mempunyai waktu aktivasi yang tinggi.⁵ Kawat TMA dapat didefleksikan hampir dua kali lipat dari kawat *Stainless Steel* tanpa mengalami deformasi permanen.

Formabilitas

Formabilitas adalah besarnya deformasi permanen yang dapat diterima kawat sebelum patah (*failing*).⁵ Kawat TMA memiliki formabilitas yang baik. Kemampuan formabilitas ini disebabkan oleh fasa beta dari *alloy*.¹⁸ Dengan formabilitas yang tinggi memberikan kemampuan kawat untuk dibentuk menjadi bentuk atau konfigurasi yang diinginkan seperti *loops*, *coils* dan *stop* tanpa mematahkan kawat tersebut.⁵ Penekukan kawat beta titanium dengan sudut terlalu tajam sebaiknya dihindari karena sifat modulus elastisitasnya yang rendah serta *springback*nya yang tinggi.

Jointability (Welding)

Jointability adalah kemampuan suatu kawat untuk disambungkan suatu piranti tambahan dengan proses *welding* atau *soldering*. Kawat dengan *jointability* yang baik memberi keuntungan untuk dapat dilakukan modifikasi seperti penambahan *hook*, *stop* atau piranti tambahan lain. Kawat TMA mempunyai sifat *jointability* yang lebih baik dibandingkan kawat *Stainless Steel*. Kawat TMA merupakan kawat ortodonsi yang dapat dilakukan *welding* tanpa tambahan bahan pengisi logam lain. Proses

welding harus dilakukan dengan voltase yang optimal sehingga tercapai kekuatan *welding* yang baik tanpa adanya perubahan sifat pada kawat itu sendiri. Suhu yang terlalu tinggi saat proses *welding* dapat mengakibatkan kawat menjadi rapuh di area sambungan.^{1,3} Kawat TMA yang disatukan dengan *spot welding* memberikan hasil *welding* yang sangat baik dimana pada area sambungan tidak mengalami perubahan sifat mekanis dan perubahan mikro struktur yang berarti.^{19,20}

PEMBAHASAN

Pemahaman mengenai tipe kawat atau tipe braket atau kombinasinya, yang menghasilkan koefisien friksi yang lebih kecil atau lebih besar, dapat membantu dalam pemilihan material yang optimal untuk mekanika *sliding* dan *non-sliding*.²¹ Pada penelitian mengenai friksi, kawat TMA mempunyai friksi yang lebih besar dari kawat SS. Implikasinya pada keadaan klinis yaitu diperlukan gaya bersih yang besar untuk menghasilkan pergerakan translasi gigi, sehingga kawat TMA kurang direkomendasikan apabila digunakan untuk pergerakan *sliding* dibandingkan dengan kawat SS.⁶ Hal ini sebagai hasil dari karakteristik fisik dan permukaan kawat TMA.^{6,22} Beberapa perusahaan manufaktur mempunyai beberapa cara untuk mengatasi hal ini. Salah satunya dengan *coating* pewarnaan. Perusahaan manufaktur dapat memberikan warna pada kawat dengan melewati suatu arus listrik langsung pada *alloy* titanium, dan ditanamkan sebagai anoda. Kawat ini diproduksi dengan nama *coloured TMA™*, dan disebutkan dapat memperbaiki karakteristik permukaan kawat. Namun pewarnaan ini mempunyai kerugian yaitu menyebabkan kawat menjadi lebih tebal.²²

Cara lainnya adalah dengan implantasi ion, yaitu dengan akselerasi suatu fluks uap ion terhadap suatu target pada kawat melalui penguapan elektron yang dilakukan di ruang vakum. Teknik ini dapat meningkatkan kekerasan, mengurangi fleksibilitas dan memperbaiki karakteristik permukaan kawat.^{14,22} Kecepatan penutupan ruang secara *sliding* pada kawat TMA dengan implantasi dan tanpa implantasi Nitrogen ternyata tidak berbeda bermakna. Walaupun kawat TMA umumnya tidak dipertimbangkan

sebagai pilihan pada saat menutup ruang dikarenakan gaya friksionalnya, ternyata pada penelitian ini kecepatan penutupan ruang pada kawat TMA dan kawat *stainless steel* hampir sama yaitu 0.12-2.46 mm/ bulan pada kawat TMA dan 0.76-1.75 mm/ bulan pada kawat *Stainless steel*.¹⁴

Beberapa hasil penelitian menunjukkan bahwa gaya friksi yang lebih kecil terdapat pada *coloured TMA™* dan *ion-implanted TMA™*.¹³ Namun untuk menghasilkan pergerakan dengan friksi yang sangat minimal, maka kedua permukaan kawat maupun permukaan braket harus diperlakukan yang sama dalam proses manufakturnya.^{14,22}

Kawat TMA mempunyai *proportional limit* yang rendah, sehingga mudah untuk didefleksikan, dan mudah untuk dilakukan *engagement* ke dalam slot braket pada gigi yang *misaligned*. Pengamatan pada deaktivasi, kawat TMA mempunyai *springback* yang tinggi sehingga menghasilkan gaya ringan dan konsisten dibandingkan dengan kawat SS. Oleh karena itu, kawat TMA disebutkan sebagai kawat yang lebih ramah terhadap jaringan.⁵

Kawat TMA lebih lunak dari SS (sekitar 42% dari kekakuan kawat SS), sehingga *first-* dan *second-order* dan *torquing* dapat dilakukan lebih besar, dengan demikian lebih banyak pergerakan gigi yang terjadi. Kekakuan yang rendah dan range kerja yang besar ini sangat berguna saat pengaplikasian *torque*. Slot braket dapat terisi penuh dengan kawat sehingga mengurangi *play* sambil tetap menghantarkan gaya *torque* yang ringan dan lebih konstan.

Aplikasi Klinis Kawat TMA dalam Perawatan Ortodonti

Awalnya kawat TMA digunakan sebagai pegas *cantilever* atau *T-loop*. Seiring perkembangan karakteristik material dan mekanikanya, kawat TMA digunakan lebih luas di dalam perawatan ortodonti. Penggunaan kawat TMA dapat menjadi pilihan untuk pasien yang sensitif terhadap nikel.^{6,23} Selain itu, kawat TMA dengan diameter kecil cocok digunakan untuk pasien dewasa dengan kelainan periodontal atau dengan kerusakan tulang alveolar.¹

Untuk tahap *aligning* dan *leveling*, kawat yang paling sesuai adalah kawat yang mempunyai kekakuan yang rendah dan energi potensial yang tinggi.^{7,17} Kawat TMA adalah kawat yang paling sesuai untuk tahap ini dibandingkan dengan kawat SS dan kawat NiTi karena TMA mempunyai nilai kekakuan yang rendah dan nilai energi potensial yang tinggi. Pilihan kedua untuk tahap ini adalah kawat NiTi dengan nilai kekakuan paling rendah, yang menunjukkan bahwa kawat ini adalah kawat yang paling fleksibel. Namun dengan nilai kekakuan yang paling rendah, menunjukkan bahwa kawat NiTi memerlukan waktu interval aktivasi yang lebih pendek dibandingkan kawat TMA.¹⁷ Penggunaan kawat TMA sebagai kawat *intermediate* dapat mempersingkat waktu perawatan, memperpanjang interval kunjungan dan meminimalisasi pergantian kawat karena memiliki sifat resilien dan *springback* yang tinggi.^{3,18,20}

Beberapa peneliti tidak menyarankan penggunaan kawat TMA sebagai pilihan kawat untuk menutup ruang. Hal ini disebabkan karena gaya dan koefisien friksi kawat TMA yang tinggi sehingga tidak menghasilkan pergerakan *sliding* yang efisien, dimana kawat dengan komposisi titanium memang tidak disarankan pada tahap ini.^{14 17}

Kawat TMA dapat dipakai sebagai *working wire*. Kawat ini dapat dengan mudah dibentuk, yaitu tekukan *step in-out*, *step up-down*, dan *torquing*. Tekukan dapat dibentuk lebih besar, sehingga terjadi pergerakan gigi yang lebih banyak. Peningkatan derajat *bending* dan struktur kawat yang lebih lentur dibandingkan SS menyebabkan kawat dapat diligasi pada slot braket dengan mudah, dan efek pergerakan *torque* pada gigi lebih baik ringan dengan gaya ringan dan konstan.⁴

Dengan karakteristik yang mempunyai *springback* yang tinggi dan *stiffness* yang lebih rendah dari kawat SS, kawat TMA merupakan pilihan yang baik sebagai kawat *intrusion arch*. Untuk mengintrusi gigi besaran gaya optimal harus seringan mungkin dan konstan untuk terjadinya pergerakan intrusi dengan seminimal mungkin terjadinya kerusakan jaringan seperti resorpsi akar. Kawat *intrusion arch* dari beta titanium akan memberikan gaya intrusi yang lebih ringan daripada kawat SS,

dan gaya yang diberikan dari kawat relatif konstan.^{24,25}

Pada tahap *finishing* dan *detailing*, koreksi angulasi gigi, *torque*, dan diskrepansi vertikal, sering kali diselesaikan dengan melakukan tekukan-tekukan pada kawat. Setelah penempatan tekukan kompensasi pada kawat, hal yang perlu dipertimbangkan adalah *full engagement* kawat di dalam slot tanpa menghasilkan deformasi permanen. Untuk itu dibutuhkan kawat dengan energi potensial yang tinggi dan nilai kekakuan yang rendah. Kawat TMA adalah kawat yang paling sesuai, disusul oleh kawat SS dan kawat Cobalt Chromium.¹⁷ TMA merupakan kawat yang sangat baik digunakan pada tahap *finishing*, karena formabilitasnya yang baik dan waktu deaktivasi yang cukup lama.

Perbedaan kekakuan antara kawat TMA dan *stainless steel* dapat dipertimbangkan dalam pemilihan kawat pada tahap akhir ini. Apabila *first* dan *second order* yang dibutuhkan sedikit, dapat digunakan kawat SS, karena aktivasi yang minimal pada kawat SS yang kaku tidak akan menghasilkan gaya yang berlebih. Sedangkan apabila kebutuhan *first* dan *second order* masih besar, penggunaan kawat SS akan mengakibatkan gaya yang berlebih. Oleh karena itu, kawat TMA lebih cocok digunakan dalam kasus ini.⁴

KESIMPULAN

Dapat disimpulkan bahwa keunggulan kawat TMA dibandingkan dengan kawat ortodonsi lain, antara lain memiliki derajat kekakuan atau modulus elastisitas yang rendah, *springback* besar, resilien atau energi potensial yang tinggi, formabilitas dan *jointability* yang baik, serta biokompatibel. Dengan karakteristik tersebut, sebenarnya kawat TMA dapat digunakan pada berbagai keperluan klinis dan pada setiap tahap perawatan ortodonti. Namun kawat TMA lebih direkomendasikan untuk digunakan pada tahap akhir perawatan ortodonsi atau pada tahap *detailing* dan *finishing*. Hal ini disebabkan karena kekurangan yang mendasar dari kawat TMA yaitu mempunyai koefisien friksi yang besar, sehingga kawat TMA tidak disarankan dalam menghasilkan pergerakan *sliding*. Seiring perkembangannya, berbagai kawat TMA diproduksi dengan penambahan-penambahan

ion maupun *coating*, yang bertujuan untuk memperbaiki karakteristik fisik dan karakteristik permukaan kawat TMA, sehingga kawat TMA dapat digunakan untuk pergerakan *sliding*.

DAFTAR PUSTAKA

1. Szuhaneck C, Fleser T, Glavan F. Mechanical Behavior of Orthodontic TMA Wires. WSEAS Transaction on biology and biomedicine. 2010; 7: 277-286.
2. Santis RD, Dolci F, Laino A, Martina R, Ambrosio L, Nicolais L. The Eulerian buckling test for orthodontic wires. European Journal of Orthodontics. 2008; 30: 190-198.
3. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta Titanium: A new orthodontic alloy. America Journal of Orthodontics. 1980; 77: 121-132.
4. Johnson E. Relative Stiffness of Beta Titanium Archwires. Angle Orthod. 2003; 73: 259-269.
5. Verstryngge A, Humbeeck JV. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 130: 460-470.
6. Kusy RP, Whitley JQ, Gurgel JdA. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004; 126: 589-603.
7. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 138: 623-630.
8. Brantley W, Eliades T. Orthodontic Materials Scientific and Clinical Aspects. New York: Thieme; 2001.
9. Anusavice K. Phillips Science of Dental Materials. St. Louis: Elsevier; 2003.
10. Yu J-H, Wu L-C, Hsu J-T, Chang Y-Y, Huang H-H, Huang H-L. Surface Roughness and Topography of Four Commonly Used Types of Orthodontic Archwire. Journal of Medical and Biological Engineering. 2011; 31: 367-370.
11. Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical Properties and Surface Characteristics of Three Archwire Alloys. Angle Orthod. 2004; 74: 825-831.
12. Mahler DB, Sakaguchi RL. Restorative Materials - Metal. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. Craig's Restorative Dental Materials. Philadelphia: Mosby; 2012. 199-240.
13. Premanand P, Kumar SS, Shankar AJ. An Evaluation and Comparison of Composition and Surface Characteristics of Different Orthodontic Wires - Energy Dispersing Spectrometry and SEM Study. International Journal of Recent Trends in Science and Technology. 2014; 10: 233-238.
14. Kula K, Phillips C, Gibilaro A, Proffit WR. Effect of ion implantation of TMA archwire on the rate of orthodontic sliding space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 114: 577-581.
15. Ryan R, Walker G, Freeman K, Cisneros GJ. The effects of ion implantation on rate of tooth movement: An in vitro model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997; 112: 64-68.
16. Proffit WR. Biomechanics, mechanics, and contemporary orthodontic appliances. In: Proffit WR, editor. Contemporary Orthodontics. St. Louis: Elsevier; 2013. 312-336.
17. Klump JP, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Elastic energy/ stiffness ratios for selected orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994; 106: 588-596.
18. Goldberg J, Burstone CJ. An Evaluation of Beta Titanium Alloys for Use in Orthodontic Appliances. J Dent Res. 1979; 58: 593-600.
19. Nelson KR, Burstone CJ, Goldberg AJ. Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1987; 92: 213-219.
20. Burstone CJ. Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, editors. Orthodontics: Current Principles and Techniques. Philadelphia: Elsevier Inc; 2011. H. 345-368.

21. Clocheret K, Willems G, Carels C, Celis JP. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. *European Journal of Orthodontics*. 2004; 26: 163-170.
22. Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance o titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *European Journal of Orthodontics*. 2004; 26: 105-111.
23. Rahilly G, Price N. Nickel allergy and orthodontics. *Journal of Orthodontics*. 2003; 30: 171-174.
24. Kuhlberg A, Nanda R. Principles of Biomechanics. In: Nanda R, editor. *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. St. Louis: Elsevier; 2005. H. 1-16.
25. Claro CAdA, Abrao J, Reis SAB. Forces in stainless steel, Timolium and TMA intrusion arches, with different bending magnitudes. *Braz Oral Res*. 2007; 21: 140-145.