

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Telaah Pustaka

1. Perawatan Ortodontik

Tujuan utama dari perawatan ortodontik adalah untuk mendapatkan penampilan dentofasial yang menyenangkan secara estetika dengan fungsi yang baik dan dengan gigi-gigi dalam posisi stabil (Williams, 1998). Perawatan ortodontik berperan untuk memperbaiki kesehatan rongga mulut, fungsi rongga mulut, dan penampilan pribadi.

Beberapa bukti menunjukkan bahwa maloklusi dan malposisi gigi dapat menimbulkan efek yang merugikan terhadap kesehatan rongga mulut khususnya terhadap kondisi jaringan periodontal. Penelitian klinis menunjukkan bahwa beberapa aspek maloklusi, seperti overbite insisal yang besar atau ketidakaturan gigi-gigi parah, bisa mempengaruhi kesehatan rongga mulut dan fungsi mulut (Foster, 1997).

2. Alat Ortodontik Cekat

Alat ortodontik berdasarkan jenisnya terdiri dari 2 macam, yaitu alat cekat dan alat lepasan. Alat cekat merupakan alat yang hanya boleh dipasang dan dibuka oleh Dokter Gigi. Alat cekat ini terdiri dari beberapa komponen dasar yaitu braket, kawat busur, cincin (*band*) dan *molar tube*. Alat ortodontik harus bisa digunakan dengan nyaman dan mudah diterima oleh pasien (Foster, 1997).

Sebagian besar komponen alat ortodontik cekat terbuat dari logam, misalnya : braket yang digunakan sebagai perantara antara kawat dan gigi, band yang dilekatkan pada molar sebagai komponen penjangkar, kawat busur yang digunakan sebagai komponen penjangkar, kawat busur yang digunakan sebagai komponen aktif untuk menggerakkan gigi, dan alat tambahan yang digunakan untuk tujuan tertentu (Isaacson *et al.*, 1992). Logam yang digunakan sebagai komponen alat cekat merupakan logam pencampuran antara beberapa unsur logam atau semi logam untuk mendapatkan sifat terbaik dari logam dan disebut dengan *alloy* (Phillips, 1973).

Alat ortodontik cekat dapat menghasilkan jenis pergerakan gigi, antara lain :

- a. Pergerakan *tipping*, adalah pergerakan gigi dimana gigi yang miring dapat ditegakkan dan gigi yang tegak dapat dimiringkan untuk mendapatkan hasil yang terbaik serta oklusi yang harmonis sesuai bentuk lengkung gigi;
- b. Pergerakan rotasi, adalah gerakan gigi berputar di sekeliling sumbu panjangnya;
- c. Pergerakan *bodily*, adalah pergerakan translasi menyeluruh dari sebuah gigi ke posisi yang baru dengan semua bagian pergerakan translasi dari sebuah gigi ke posisi yang baru;
- d. Pergerakan *torque*, adalah pergerakan akar gigi dengan sedikit pergerakan mahkota;

e. Pergerakan vertikal, adalah pergerakan yang terdiri dari 2 jenis yaitu pergerakan ekstrusi dan intrusi, dimana kedua pergerakan ini memperoleh kekuatan dengan arah yang berlawanan (Bahirrah, 2004).

3. Macam – Macam Kawat Busur Ortodontik

Kawat busur merupakan komponen yang dalam keadaan aktif menerapkan gaya untuk menggerakkan gigi sedangkan bila dalam keadaan pasif memungkinkan gigi menahan gaya yang tidak dikehendaki (Isaacson *et al.*, 1992).

Kawat busur yang digunakan di bidang kedokteran gigi bermacam-macam yaitu kawat busur yang awalnya terbuat dari emas, kemudian secara berurutan stainless steel, nikel kobalt kromium, beta titanium, dan yang terakhir nikel titanium (Brantley *et al.*, 2001).

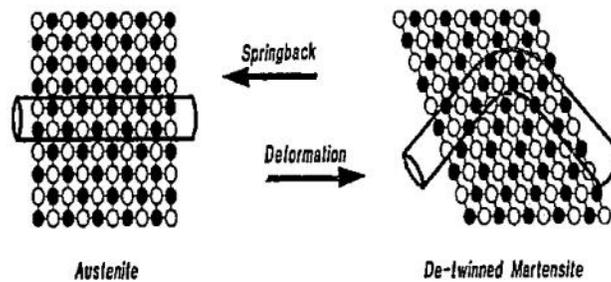
Berdasarkan klasifikasi sistem logam campur pada kawat ortodontik terbagi menjadi tiga yaitu :

- a. Kawat Busur Stainless Steel (SS);
- b. Kawat Busur Titanium;
- c. Kawat Busur Kobalt Kromium Nikel (Elgiloy), tersedia dalam 4 tipe

4. Sifat dan Karakteristik Kawat Ortodontik

- a. Daya Lenting (*springback*)

Daya lenting (*springback*) merupakan kecenderungan suatu kawat untuk kembali ke bentuk semula walaupun telah mengalami deformasi pada strukturnya (O'Brien, 2002).



Gambar 1. Efek sifat superelastis terhadap daya lenting kawat busur (Thompson, 2000).

b. Kekakuan (*stiffness*)

Kekakuan menentukan berapa besar gaya yang bisa dihasilkan kawat ortodontik saat diaplikasikan. Nilai kekakuan yang rendah berarti kemampuan untuk memberikan gaya dalam jumlah besar rendah dan gaya yang diberikan lebih bersifat ringan dan kontinyu (O'Brien, 2002).

c. Sifat Mampu Bentuk (*Formability*)

Kemampuan yang tinggi membuat kawat lebih mudah untuk dibengkokkan menjadi bentuk-bentuk *loops, coils* atau *stopper* (O'Brien, 2002).

d. Modulus Ketahanan (*Modulus of Resilience*)

Kemampuan suatu kawat untuk melepas energi saat diberi beban gaya, kemudian saat pemberian beban dihentikan, maka terkumpul lagi energi dengan jumlah yang sama seperti semula (O'Brien, 2002).

e. Biokompatibilitas terhadap jaringan mulut

Resistensi kawat ortodontik terhadap korosi dan adaptasi lingkungan di dalam rongga mulut sehingga kawat tidak mengalami

keruksakan atau degenerasi material yang menyebabkan deformasi kawat secara mikroskopis (O'Brien, 2002).

f. Kemampuan Adaptasi Kawat (*Joinability*)

Kemampuan adaptasi kawat saat diberikan material tambahan atau bergabung dengan material lainnya melalui proses *welding* atau pematerian (*soldering*) (O'Brien, 2002).

g. Friksi

Merupakan tahanan terhadap gaya yang terjadi antara dua permukaan atau antara dua material yang saling bergesekan.

Karakteristik kawat ideal sebagai *initial archwire* adalah kemampuan daya lenting yang besar, kekakuan yang rendah, kemampuan bentuk yang baik (bagi kawat *stainles steel*), simpanan energi (*stored energy/resilien*) yang besar, biokompatibilitas terhadap jaringan baik, dan friksi permukaan yang rendah (O'Brien, 2002; Shubhaker *et al.*, 2010; Burstone *et al.*, 1980).

5. Kawat Busur Nikel Titanium

Kawat busur ortodontik nikel titanium merupakan salah satu kawat yang paling banyak penggunaannya di bidang ortodontik saat ini. Kawat busur ini berbahan dasar yang sebagian besar terdiri dari komponen nikel dan titanium dengan persentase 55% nikel dan 44 - 45% titanium dan kurang dari 1% unsur lain seperti kobalt, tembaga dan besi. Kawat ini memiliki beberapa keunggulan, antara lain memiliki sifat superelastis dan mempunyai bentuk memori (*memory shape*) (Graber *et al.*, 2005).

Keberadaan sifat superelastis dan mempunyai bentuk memori (*memory shape*) membuat kawat nikel titanium bekerja dengan menghasilkan gaya untuk mendorong pergerakan gigi malposisi masuk ke dalam lengkung rahang yang benar (Graber *et al.*, 2005; O'Brien; 2002). Sifat membentuk memori (*shape memory*) berikatan erat dengan perubahan temperatur (transformasi temperatur) sementara sifat superelastisitas lebih pada kemampuan kawat menahan regangan agar tidak terjadi deformasi 8-10% lebih besar dibanding kawat lainnya (Apurva *et al.*, 2007).

Sifat superelastis dari kawat nikel titanium dapat dilihat dari proses beban defleksi (*load deflection*). Memiliki elastisitas yang tinggi berarti ketika kawat diberi beban akan terjadi defleksi. Ketika beban tersebut dihilangkan, kawat tersebut akan kembali ke bentuk semula, pada saat ini kawat akan mentransmisikan gaya yang didistribusikan ke area dentoalveolar sehingga terjadi pergerakan gigi. Beberapa ahli menyebutkan ini sebagai pseudoelastis. Sifat superelastis dan bentuk memori (*shape memory*) sangat bergantung pada kestabilan susunan kristal (*crystallography*) atom-atom pembentuk kawat (Kusy, 1997; Santoro *et al.*, 2001).

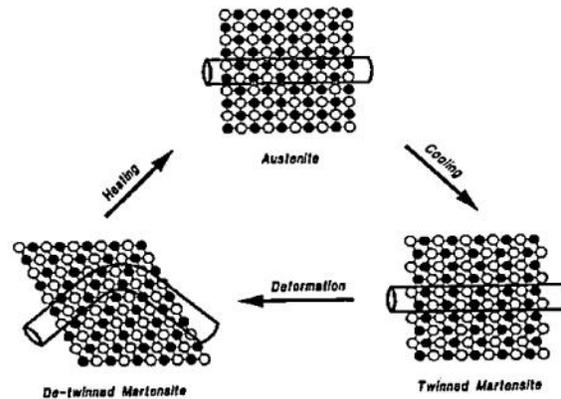
Kawat nikel titanium banyak digunakan sebagai kawat awal (*initial archwire*) pada perawatan berbagai kasus maloklusi (O'Brien, 2002). Keunggulan kawat nikel titanium yang tidak dimiliki oleh kawat ortodontik lainnya antara lain adalah memiliki sifat mekanik yang

menguntungkan seperti nilai daya lenting (*springback*) dan fleksibilitas yang besar, kekakuan (*stiffness*) yang rendah, kemampuan menyimpan energi yang besar (*high store energy*) dan tahan terhadap korosi (Shubhaker *et al.*, 2010; Burstone *et al.*, 1980).

Menurut Phillips (1991) kawat busur nikel titanium mempunyai sifat mekanis yaitu modulus elastis 41,4 GPa, kekuatan luluh 427 MPa dan kekuatan tarik optimalnya 1489 MPa, artinya kawat busur nikel titanium menghasilkan tekanan ortodontik yang kecil. Memiliki daya lenting dan kekuatan yang tinggi mempengaruhi wilayah kerja kawat busur atau defleksi elastik yang tinggi.

Sebagai respon atas pemberian beban gaya atau karena terjadi perubahan temperatur diluar nilai temperatur transisi, struktur kristal atom kawat nikel titanium akan mengalami perubahan bentuk struktur kristal (restrukturisasi atom kristal) tanpa terjadi perubahan komposisi dan jumlah atom pembentuknya. Nilai temperatur transisi sendiri berbeda-beda pada tiap kawat nikel titanium tergantung dari jumlah dan isi komposisi material (alloy) pembentuknya (Otto *et al.*, 1999; Santoro *et al.*, 2001).

Sifat unik kawat nikel titanium yang mengalami perubahan fase oleh karena perubahan temperatur ini disebut sebagai sifat membentuk memori (*shape memory*) (Muir *et al.*, 1986; Otto *et al.*, 1999).



Gambar 2. Perubahan kawat busur dan struktur kristal atom dari fase austenit-martensit-austenit akibat perubahan temperatur (Thompson, 2000).

Logam campur nikel titanium dapat dikategorikan menjadi 3 tipe logam yaitu:

Tipe Logam Campur Nikel Titanium

a. Nikel Titanium Konvensional

Kawat busur nikel titanium konvensional memiliki efek membentuk memori (*shape memory*). Logam campur ini memiliki modulus elastisitas yang rendah (34 GPa).

Menurut Burstone *et al* (1985) mengatakan bahwa kawatbusur nikel titanium pada saat temperatur 60°C akan terjadi peningkatan daya lenting atau kekakuannya menurun. Menurut Chen *et al* (1992) mengatakan bahwa temperatur tinggi tidak cocok untuk dilakukan perawatan ortodontik. Temperatur tinggi akan mempengaruhi efek bentuk memori (*shape memory*) pada kawat busur nikel titanium.

b. Nikel Titanium Pseudoelastik

Memiliki karakteristik superelastik dan efek *shape memory*. Kawat busur ini digunakan pada pasien yang mempunyai kebiasaan bernafas melalui mulut. Terdapat jenis nikel titanium lainnya yaitu *Copper* nikel titanium 35°C dan 40°C. *Copper* nikel titanium 35°C untuk pasien yang kondisi normal. *Copper* 40°C mempunyai efek *shape memory* yang akan dicapai jika terpapar makan dan minum panas di dalam mulut (Kusy, 1997; O'Brien, 2002).

c. Nikel Titanium Termoelastik

Tipe ini memiliki fase logam martensit aktif sehingga efek bentuk memori (*shape memory*) dipicu oleh perubahan temperatur. Proses pemanasan dapat merubah besarnya tingkat gaya dan bentuk memori (*shape memory*) kawat busur yang telah dibentuk terlebih dahulu (Kusy, 1997; O'Brien, 2002).

Menurut Santoro *et al* (2000) kawat busur nikel titanium pada penggunaan praktek di klinik paling favorit karena mempunyai daya lenting dan kekuatan besar.

6. Kekuatan Yang Mengenai Kawat Busur Nikel Titanium

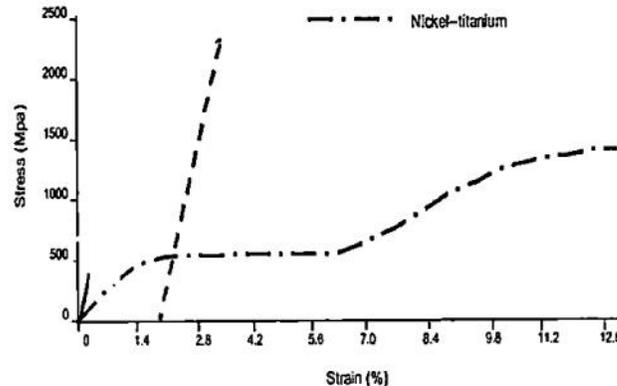
a. *Strain*:

Adalah apabila suatu benda diberi gaya atau beban dari luar akan terjadi perubahan dimensi benda tersebut (Combe, 1992).

b. *Stress*

Adalah gaya internal perluas permukaan suatu bahan, gaya ini sama besar tetapi berlawanan arah dengan gaya yang diberi perluas permukaan (Combe, 1992)

Sifat mekanik dan termal pada kawat busur nikel titanium bahwa suatu beban mempunyai sifat kaku (*stiffness*) apabila diberi tekanan atau tekukan atau beban dari luar berupa tegangan *stress* ataupun *strain* akan mengalami perubahan sifat karena suatu bahan memiliki batas kemampuan untuk beradaptasi. Batas kemampuan suatu logam atau derajat ketangguhan apabila melebihi beban akan terjadi patah atau fraktur (Shukor, 2011; Combe, 1992).



Gambar 3. Kurva stress-strain pada kawat busur ortodontik nikel titanium (Thompson, 2000).

Suatu bahan logam bila dikenai temperatur akan berubah sifat bahan tersebut, berubah bentuk, ukuran dan daya lenting karena kemampuan bahan logam dalam menyerap temperatur (Shukor, 2011; Combe, 1992)

7. Manipulasi Kawat Busur Ortodontik.

Manipulasi kawat busur Ortodontik ada 2 macam :

a. *Heat Treating*

Proses menggunakan energi panas untuk merubah karakteristik dari logam sesuai dengan sifat intrinsik (kekakuan kawat busur) yang diinginkan. Tiga tahap yang terjadi dalam proses ini, yaitu : tahap pertama adalah pemulihan (*recovery*) pada tahap ini terjadi pelepasan tegangan pada logam akibat dari pembengkokan kawat busur sehingga menjadi lebih kaku. Tahap kedua adalah rekristalisasi, sudah terjadi perubahan pada mikrostruktur dari logam dan sifat keuletan logam kembali seperti semula, logam cenderung untuk lebih lunak. Tahap ketiga adalah *grain growth*, sifat struktur logam sudah berubah sama sekali sehingga logam menjadi lebih lunak lagi, contohnya pada kawat nikel titanium (Anusavice, 2003).

b. *Soldering*

Proses penyambungan 2 logam dengan memakai perantara logam. Logam macam solder yang biasa digunakan yaitu *silver solder* dan *gold solder*. Tidak dapat dilakukan penyolderan pada logam-logam yang reaktif seperti nikel, titanium, dan zinc karena pada temperatur solder yang tinggi akan memiliki aktivitas yang kuat terhadap gas O_2 , N_2 , dan H_2 sehingga menjadi getas (Anusavice, 2003).

8. Sifat Termal Kawat Busur Nikel Titanium

Efek temperatur terhadap bahan logam sebagai penghantar temperatur atau konduksi yaitu ukuran suatu bahan logam dapat dialiri suatu temperatur. Salah satu sifat bahan logam adalah kemampuan bahan logam dalam menyimpan temperatur (Shukor, 2011).

Kawat Nitinol mengalami perubahan bentuk dengan adanya perubahan temperatur. Temperatur semakin tinggi semakin kecil terjadi perubahan bentuk (Andreasen *et al.*, 1985).

9. Pengaruh Temperatur Terhadap Daya Lenting Kawat Busur.

Pengaruh temperatur terhadap kawat busur adalah secara umum kawat busur akan mengalami perubahan daya lenting, hal ini disebabkan karena kawat busur terbuat dari logam yang bersifat konduksi atau pengantar panas yang baik dan dapat menyimpan panas (Shukor, 2011). Daya lenting pada kawat busur atau logam dipengaruhi oleh perubahan temperatur. Dibuktikan semakin tinggi temperatur yang mengenai kawat busur mengalami peningkatan daya lenting (Octoviawan, 2010).

Octoviawan (2010) mengatakan bahwa suatu material apabila pada temperatur tinggi maka sifatnya akanulet (*ductile*), sedangkan pada temperatur rendah maka yang terjadi material tersebut cenderung rapuh (*brittle*). Fenomena tersebut berkaitan dengan vibrasi atom-atom pada temperatur yang berbeda dimana pada temperatur kamar vibrasi dalam keadaan seimbang.

Berdasarkan penelitian, terdapat dua temperatur minuman yang berbeda yaitu air panas 60°C dan air dingin 0°C, akan tetapi kedua temperatur tersebut tidak dipertahankan lama di dalam mulut karena kemampuan permukaan gigi hanya berkisar antara 15°C – 45°C (De Genova *et al.*, 1985). Suhu akan segera berubah mencapai maksimum atau minimum akibat pemasukan makanan, kemudian menurun mendekati suhu mulut (Airoldi *et al.*, 1987).

B. Landasan Teori

Terdapat dua jenis alat mekanoterapi pada perawatan ortodontik yaitu: alat lepasan dan alat cekat. Alat cekat ini terdiri dari beberapa komponen dasar yaitu braket, kawat busur, cincin (*band*) dan *molar tube*.

Kawat busur ortodontik adalah komponen yang dalam keadaan aktif menerapkan gaya untuk menggerakkan gigi sedangkan dalam keadaan pasif memungkinkan gigi menahan gaya yang tidak dikehendaki. Kawat busur ortodontik terbagi menjadi tiga yaitu kawat busur yang terbuat dari stainless steel, titanium, dan nikel kobalt kromium. Kawat busur titanium terbagi lagi menjadi nikel titanium, beta titanium, dan titanium molibdenum.

Kawat busur nikel titanium memiliki sifat unik yaitu *shape memory* dan superelastis. Sifat *shape memory* berkaitan erat dengan perubahan temperatur, sementara sifat superelastis lebih pada kemampuan kawat menahan regangan agar tidak terjadi deformasi.

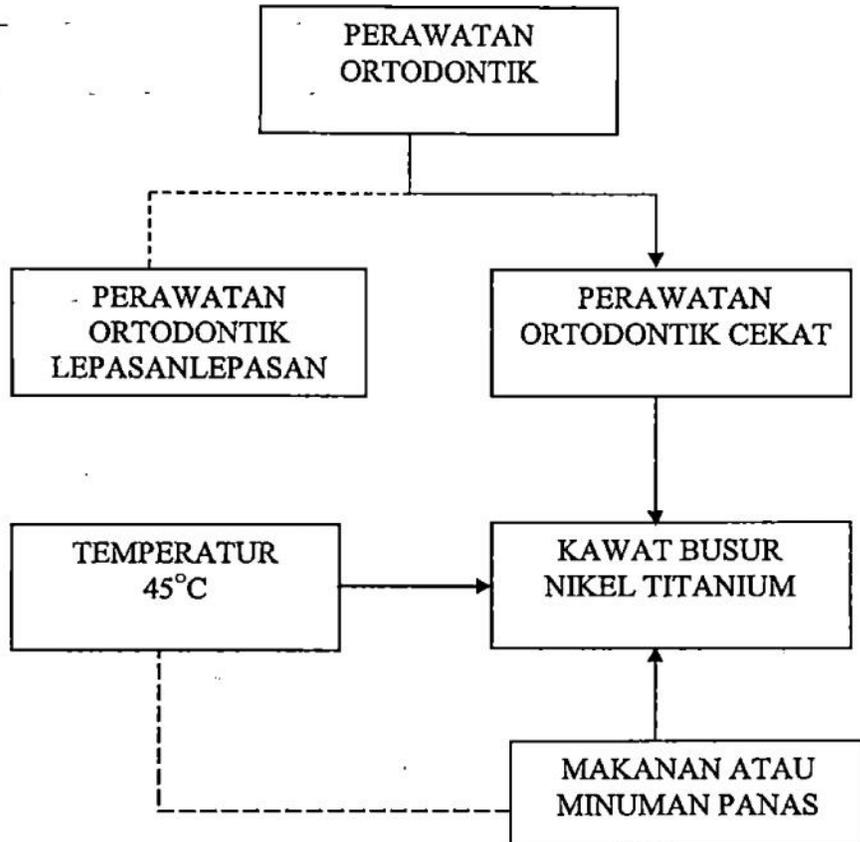
Kawat busur nikel titanium memiliki daya lenting yang baik sekali, bersifat lentur, dan mempunyai kekakuan yang rendah. Daya lenting

merupakan kecenderungan suatu kawat untuk kembali ke bentuk semula walaupun telah mengalami deformasi pada strukturnya. Semakin kecil diameternya suatu kawat, maka semakin tinggi daya lentingnya.

Kawat busur akan mengalami perubahan daya lenting bila terpapar oleh temperatur yang lebih tinggi. Hal ini disebabkan karena kawat busur terbuat dari logam yang bersifat konduksi atau pengantar panas yang baik dan dapat menyimpan panas.

Temperatur berpengaruh dalam perubahan partikel-partikel atom. Apabila terkena temperatur tinggi bentuk partikel atom yang semula berbentuk bulat menjadi pipih sehingga nikel titanium bersifat ulet (*ductile*). Kemampuan permukaan gigi dalam menerima makanan atau minuman dan bisa bertahan lama di dalam mulutnya berkisar antara $15^{\circ}\text{C} - 45^{\circ}\text{C}$.

C. Kerangka Konsep.



Gambar 4. Kerangka konsep

D. Hipotesis

Berdasarkan latar belakang masalah dan teori yang telah diuraikan, disusun hipotesis sebagai berikut:

Terdapat pengaruh temperatur 45°C terhadap daya lenting kawat busur ortodontik cekat nikel titanium.