

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Tinjauan Pustaka

1. Kawat Busur Nikel-Titanium

Alat ortodontik untuk perawatan maloklusi gigi dibagi menjadi mulepasan (*removable appliance*), fungsional (*functional appliance*), dan cekat (*fixed appliance*). Alat cekat (*fixed appliance*) mempunyai tiga komponen penting yaitu bracket (*bracket*), kawat busur (kawat busur), dan penunjang (*auxiliaries*). Alat ortodontik disesuaikan sehingga menyimpan energi dan mengontrol mekanisme transfer dan distribusi gaya. Pergerakan gigi yang optimal membutuhkan gaya yang didukung dengan penggunaan asesoris seperti kawat busur ortodontik (Quintao dan Brunharo, 2009).

Pemilihan kawat busur ortodontik perlu memahami dari karakteristik kawat busur yang akan digunakan, karakteristik kawat yang perlu diperhatikan sebagai berikut: (1) Biokompatibilitas. Resistensi kawat ortodontik sehingga kawat tidak mengalami kerusakan atau degenerasi material akibat korosi dan adaptasi lingkungan di rongga mulut yang akan menyebabkan deformasi kawat secara mikroskopis. (2) Friksi. Tahanan terhadap gaya yang terjadi antara dua permukaan atau material

yang saling bergesekan. Gesekan terjadi pada kawat dan slot bracket. (3) Daya lenting (*springback*). Kecenderungan kawat untuk kembali ke bentuk semula meskipun telah mengalami deformasi pada strukturnya. (4) Kekakuan (*Stiffness*). Nilai kekakuan menentukan besar gaya yang dihasilkan kawat ortodontik saat diaplikasikan. Nilai yang rendah menunjukkan kemampuan memberikan gaya rendah serta bersifat ringan dan kontinu. (5) Modulus ketahanan (*Modulus of Resilience*). Kemampuan kawat untuk melepas energi saat diberi gaya dan saat gaya dihentikan mampu mengumpulkan energi dengan jumlah yang sama seperti semula. (6) Sifat mampu bentuk (*Formability*). Kemampuan kawat untuk debengkokkan menjadi bentuk bentuk loops, coils, atau stopper. (7) Kemampuan adaptasi kawat (*Joinability*). Kemampuan kawat saat diberi materi tambahan atau bergabung dengan lainnya melalui *welding* atau *soldering* (O'Brien, 2002).

Tahun 1980 kawat nikel-titanium pertama kali diperkenalkan untuk perawatan ortodontik tahap awal (*inital* kawat busur) pada proses leveling dan alignment karena memiliki kelebihan modulus elastisitas yang rendah dan sifat shape memory (Maganzini, *et al.*, 2001).

Leveling dan alignment lengkung gigi merupakan tujuan utama perawatan ortodonti cekat tahap awal (Bhalajhi, 2004). Besar gaya yang dihasilkan saat *uprighting* adalah 75-125 g (Proffit, *et al.*, 2007). Menurut (Iwasaki, *et al.*, 2003), gaya lebih besar dari 100g akan terjadi fase diam sebelum gigi mulai bergerak kembali. Kecepatan maksimal pergerakan gigi

adalah 0,23-0,30 mm per minggu dengan rerata gaya 70-80 gram (Ren, *et al.*, 2004).

Tahap awal perawatan ortodontik tahap *leveling* dan *alignment*, kawat ortodontik yang digunakan adalah kawat ortodontik bulat (round) diameter kecil dengan ukuran 0,012 inci (English, *et al.*, 2014; Karad, 2014). Kawat bulat dipakai untuk menghilangkan rotasi, memulai leveling awal dari lengkungnya, dan menutup ruang. Kawat ortodontik dengan diameter kecil akan menghasilkan friski yang relatif kecil sehingga akan mempermudah *sliding* kawat busur pada *bracket* dan gaya dari kawat ke gigi lebih konstan dan kontinu (Murayama, *et al.*, 2013).

Kawat ortodontik nikel titanium memiliki bahan dasar 55% nikel, 44% titanium, dan kurang dari 1% unsur lain seperti kobalt, tembaga, dan besi. Kawat Ni Ti memiliki karakteristik yang membedakan dengan yang lain seperti superelastisitas dan *shape memory effect* (Fernandes, *et al.*, 2011).

Sifat elastis adalah kemampuan *alloy* untuk tetap konstan terhadap tekanan dalam rentang besar. Pengaruh suhu dan tekanan dapat memicu perubahan dari fase *austenite* ke *martensit*. Tekanan yang diaplikasikan pada fase *austenite* akan menyebabkan terjadinya fase *martensit* dan jika tekanan dipertahankan maka fase *martensit* akan bertahan. Tekanan yang lebih rendah akan menyebabkan fase *martensit* tidak stabil dan kembali ke

fase *austenite*, sehingga terjadi keadaan superelastis (Fernandes, *et al.*, 2011).

Efek *shape memory* merupakan kemampuan bahan untuk mengingat bentuk awal setelah terjadi deformasi elastis maupun pseudoelastis karena pengaruh peningkatan suhu. Sifat ini terjadi karena adanya transformasi *martensit*, perubahan struktur kristal pada kawat busur Ni Ti dari bentuk kristal *body centered cubic* pada fase *austenite* menjadi bentuk kristal *packed hexagonal lattice* pada fase *twinned martensite* (Fernandes, *et al.*, 2011).

Kedua sifat tersebut menyebabkan Ni Ti menjadi material yang disarankan untuk aplikasi ortodonti karena menghasilkan gaya konstan dalam jangka waktu lama (Maganzini, *et al.*, 2001). Gaya ringan dan kontinu mampu menggerakkan gigi karena adanya resorpsi langsung (*frontal resorption*) tulang alveolar. Gaya besar dan kontinu akan menimbulkan *undermining resorption* yang mampu menggerakkan gigi lebih lama karena terdapat area *hyalinized* sehingga pergerakan gigi akan mencapai posisi baru dalam waktu kira-kira tiga minggu. Berdasarkan hal tersebut, kontrol perawatan ortodontik dilakukan minimal tiga minggu atau empat hingga 6 minggu sekali (Proffit, *et al.*, 2007).

Menurut (Proffit, *et al.*, 2007) tahap pergerakan gigi berdasarkan besar dan lama waktu kekuatan gaya bekerja dibagi menjadi tiga: (1) Beberapa setelah gaya diberikan, gigi akan bergerak cepat dan sesaat

kemudian berhenti. (2) Periode isitirahat merupakan awal terjadinya proses resorpsi (3) Periode pergerakan gigi, terjadi proses resorpsi sehingga gigi dapat bergerak kembali sesuai arah gaya bekerja.

Kawat Ni Ti dapat dikategorikan menjadi tiga macam berdasarkan tipe logam campur Nikel Titanium yaitu konvensional, *pseudoelastic*, termoelastik.

a. Ni Ti Konvensional

Komposisi kawat ortodonti nikel-titanium konvensional terdiri dari nikel 55% dan titanium 45%. Kawat Ni-Ti konvensional diproses menjadi logam dibawah kondisi vakum kemudian proses pemadatan, pemanasan dan pendinginan. Kawat Ni Ti konvensional memiliki sifat modulus elastisitas rendah sebesar 34 GPa dan area kerja yang luas. Aplikasi perubahan suhu atau dengan aplikasi tegangan, kawat Ni Ti bertransformasi antara fase *austenite* dan *martensit*. Transisi diantara kedua fase ini disebut transformasi *martensitik*, transformasi ini yang bertanggung jawab atas memori bentuk atau shape memory. Transformasi *martensitik* merupakan hasil dari perubahan kisi kristal dari bahan kawat. Shape memory disebut juga transformasi reversibel yaitu kemampuan kembali ke posisi semula setelah terjadi deformasi plastis (Khamatkar, 2015). Tes *American National Standards Institute/American Dental*

Association (ANSI/ADA) menunjukkan bahwa shape memory pada Ni Ti konvensional rendah setelah dibengkokkan 90° akan terjadi perubahan bentuk sebesar 5° setelah beberapa saat (O'Brien, 2002).

b. Ni Ti Pseudoelastic

Ni Ti pseudoelastik memiliki karakteristik superelastik dan shape memory. Biasanya digunakan pada pasien yang memiliki kebiasaan bernafas melalui mulut.

c. Ni Ti Termoelastik

Ni Ti termoelastik memiliki fase logam *martensit* aktif sehingga shape memory dipicu oleh perubahan temperature karena temperatur tinggi dapat merubah besarnya gaya dan shape memory yang telah dibentuk. (Bishara, 2001).

Pabrik memproduksi kawat busur Ni Ti dengan komposisi nikel dan titanium yang berbeda, sehingga kawat busur Ni Ti belum tentu memiliki karakteristik mekanis yang sama. Perbandingan komposisi nikel titanium, penambahan unsur seperti copper, cobalt, chromium dan besi juga mempengaruhi karakteristik mekanis kawat busur Ni Ti (Otto, *et al.*, 1999).

Selain perbedaan komposisi, proses *manufacturing* dari tiap pabrik juga mempengaruhi karakteristik mekanis kawat busur Ni Ti. Proses *manufacturing* Ni Ti meliputi *Heat Treating* dan *Soldering*. *Heat treating* adalah proses menggunakan energi panas untuk merubah karakteristik sesuai sifat intrinsik logam. Tiga tahap dalam melakukan *heat treating* yaitu

pemulihan, rekristalisasi, *grain growth*. Tahap pemulihan (*recovery*) terjadi pelepasan tegangan pada logam akibat dari pembengkokan kawat busur sehingga menjadi lebih kaku. Tahap rekristalisasi terjadi perubahan mikrostruktur dari logam dan sifat keuletan menjadi seperti semula sehingga menjadi lebih lunak. Tahap *grain growth* terjadi perubahan sifat struktur logam sehingga menjadi lebih lunak. *Soldering* adalah proses penyambungan logam dengan memakai perantara logam. Tidak semua logam dapat dilakukan penyolderan seperti nikel, titanium, zinc karena aktivasi gas O₂, N₂, dan H₂ semakin kuat karena temperatur yang tinggi sehingga menjadi getas (Anusavice, *et al.*, 2013).

Karakteristik dasar untuk mendeskripsikan suatu bahan tergantung pada stress-strain atau kurva *load-deflection*. Diagram stress-strain berhubungan dengan beban atau gaya (stress) yang digunakan pada material untuk mendistorsi material (strain).

a. Stress

Stress adalah gaya yang sama besar namun berlawanan arah dengan gaya yang diberikan pada permukaan suatu material (Combe, 1992).

b. Strain

Strain adalah perubahan dimensi yang terjadi apabila benda diberi gaya atau beban dari luar (Combe, 1992).

2. Defleksi

Defleksi kawat adalah kemampuan kawat untuk menggerakkan gigi dengan cara mentransmisikan dan mendistribusikan gaya ke area dentoalveolar (Srinath, *et al.*, 2012). Defleksi juga dapat didefinisikan sebagai perubahan bentuk pada material ke arah horizontal dan vertikal akibat adanya beban, yang dapat diukur dari permukaan jarak awal saat material dalam keadaan netral ke posisi setelah mengalami deformasi. Defleksi dibagi menjadi dua yaitu horizontal dan vertikal. Defleksi horizontal adalah perubahan karena adanya pemberian beban vertical berupa *bending* pada material horizontal sehingga membentuk sudut defleksi. Defleksi vertikal adalah perubahan karena adanya pemberian beban vertical berupa tarikan atau tekanan pada material vertikal sehingga membentuk sudut defleksi (Munandar, 2011).

Defleksi dipengaruhi oleh: (1) Jenis penahan material, setiap jenis penahan material memiliki arah gaya dan jumlah reaksi yang berbeda, semakin banyak gaya dan reaksi yang berlawanan dengan beban maka defleksi akan semakin kecil. (2) Kekakuan material, defleksi akan semakin kecil jika kekakuan material bertambah. (3) Gaya yang diaplikasikan, jika gaya yang diaplikasikan pada material merata, maka defleksi yang terjadi lebih besar (Hariandja, 1996). Penurunan elastisitas atau kekakuan meningkat pada kawat disebabkan adanya pelepasan ion nikel. Ion nikel mudah terlepas karena Ion klorida dalam saliva berikatan dengan ion oksida

pada permukaan kawat atau *passive layer* yaitu *titanium oksida (TiO₂)*. Terlepasnya beberapa ion-ion logam penyusun kawat ortodontik dalam waktu tertentu menyebabkan perubahan sifat fisik dan mekanis kawat karena terdegradasinya material penyusun kawat ortodontik. Ion nikel berperan dalam memberikan kelenturan pada kawat dan tahan terhadap panas. Ion nikel memiliki kecenderungan tinggi terlepas karena struktur atom nikel tidak terikat dengan kuat pada senyawa intermetalik (Ligtenberg dan Veerman, 2014). (3) Besar gaya, defleksi berbanding lurus dengan besar kecilnya gaya yang diaplikasikan. (4) Gaya yang diaplikasikan pada material, defleksi akan menjadi besar jika gaya yang diaplikasikan merata pada material dan defleksi akan terjadi pada titik tertentu jika pengaplikasian gaya hanya pada titik tersebut (Hariandja, 1996).

Ultimate tensile strength, elastic limit dan *failure point* merupakan titik yang perlu diperhatikan dalam kurva *load deflection*. *Ultimate tensile strength* adalah gaya yang maksimum yang dapat diterima kawat busur sebelum kekuatan berkurang dan fraktur. Pemberian beban melebihi *elastic limit* akan menyebabkan deformasi permanen pada kawat busur. *Elastic limit* menuju *ultimate tensile strength* pada kurva disebut *plastic range*. Kawat busur yang memiliki *plastic range* yang panjang dapat diketuk beberapa kali tanpa mengalami deformasi permanen dan fraktur (Bishara, 2001).

Deformasi pada kawat busur bersifat elastis atau permanen. Deformasi elastis bersifat reversible, sementara deformasi permanen bersifat ireversibel (Graber, *et al.*, 2005). Deformasi permanen kawat busur menyebabkan hilangnya sifat elastis kawat busur sehingga tidak dapat menghasilkan gaya yang dapat menggerakkan gigi. Kawat busur yang mengalami deformasi akan mengalami perubahan bentuk. Perubahan tersebut terjadi karena adanya beban atau gaya berupa kompresi dan torsi dan secara mikroskopis terlihat gambaran perubahan susunan atom kristal serta berkurangnya jumlah ion pada permukaan kawat busur (Muraviev, *et al.*, 2001).

3. Saliva

Saliva mempunyai peran utama sebagai proteksi aktif dalam kesehatan oral (Chiappin, *et al.*, 2007). Saliva dalam rongga mulut memiliki fungsi yang sangat penting yaitu membantu proses pencernaan makanan, antikarsinogenik, penyeimbang pH dan antibakterial (Garant, 2003). Setiap harinya saliva dapat diproduksi hingga 1,5 liter dengan pH 6,7 – 7,4 oleh glandula saliva mayor maupun minor dan sebagian besar diproduksi oleh kelenjar submandibular. Saliva mengandung 99,5% air dan 0,5% zat padat berupa serum, protein, glikoprotein, ion anorganik dan bakteri. Ion anorganik berupa Na^+ , K^+ , Cl^- , HCO_3^- , Ca^{++} , Mg^{++} , HPO_4^- , I^- , SCN^- dan F^- (Ghom, 2007).

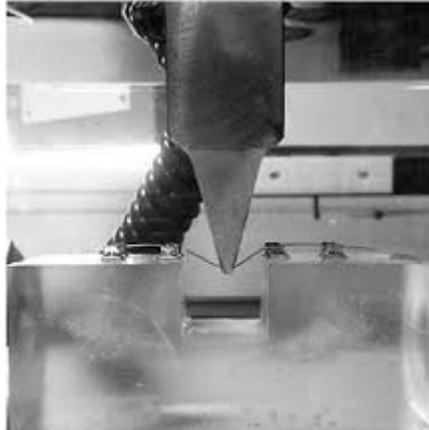
Ion klorida (Cl^-) merupakan ion anorganik dalam saliva dapat merusak lapisan pelindung logam yang akan menyebabkan korosi (Schiff, *et al.*, 2003) sehingga ion Ti akan terlepas karena rendahnya daya tarik menarik antara ion Ni dan oksigen (Ünal, *et al.*, 2012). Saliva dengan pH rendah dan mengandung ion hidrogen (H^+) memicu terjadinya korosi (Eliades, *et al.*, 2000). Perubahan pH dapat terjadi karena adanya bakteri dalam rongga mulut yang dapat menghasilkan asam, sedangkan zat asam juga dapat berasal dari proses metabolisme sukrosa (Cawson dan Odell, 2008).

Saliva artifisial dibuat dengan komposisi 0,4g/L NaCl, 0,4g/L KCL, 0,69g/L $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, 0,005g/L $\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$, 0,906 g/L $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, 1g/L urea (Schiff, *et al.*, 2003). Saliva artifisial berperan penting dalam pengujian berbagai material yang digunakan di dalam rongga mulut.

2. Uji *Three Point Bending*

Uji *three-point bending* merupakan pengujian terhadap *deflection* kawat yang sering digunakan. Uji *three-point bending* merupakan uji fisik, biomekanikal, kemampuan reproduksibilitas, evaluasi teori pada kawat dan tidak dapat secara langsung diasumsikan sebagai pergerakan kawat gigi pada klinis (Scheman, *et al.*, 2012). Uji *three-point bending* sering digunakan karena uji ini mudah diulang dan dapat meminimalkan

variabel tidak terkendali. Salah satu pengujian defleksi menggunakan uji *three-point bending* (Lombardoa, *et al.*, 2012).



Gambar 1. Uji *Three Point Bending*

Uji *three-point bending* menempatkan beban tepat di satu titik pada tengah specimen atau benda ($1/2 L$). Grafik ($1/2 L$) menempatkan sumbu y sebagai besar gaya (Newton atau gram/mm) dan sumbu x sebagai besar defleksi (mm atau sudut bending) (Proffit, *et al.*, 2007).

Uji dilakukan dengan cara probe dipasangkan pada *crosshead UTM* dan diberi beban 100 N dan kawat busur sampel diletakkan pada platform sehingga terhubung dengan bagian bawah *crosshead* dari *universal testing machine*, kemudian ditumpu dengan dua buah penjepit pada alat. Nilai defleksi ditetapkan pada 1 mm/menit yang dianggap cukup rendah untuk mencegah *self-cooling* atau *self-heating* yang dapat mempengaruhi perpindahan transformasi *austenite* ke *martensit*. Uji dilakukan pada suhu 37°C karena disesuaikan dengan suhu tubuh menggunakan *thermocouple* untuk mengamati suhu selama

pengujian (Berger dan Waram, 2007). Uji dengan *UTM* dilakukan untuk melihat sifat mekanik dari material. Dilakukan uji ini karena memiliki keakuratan yang lebih optimum seperti konsentrasi tegangan dan momen maksimum dapat diidentifikasi dengan jelas (Tonner, 1994).

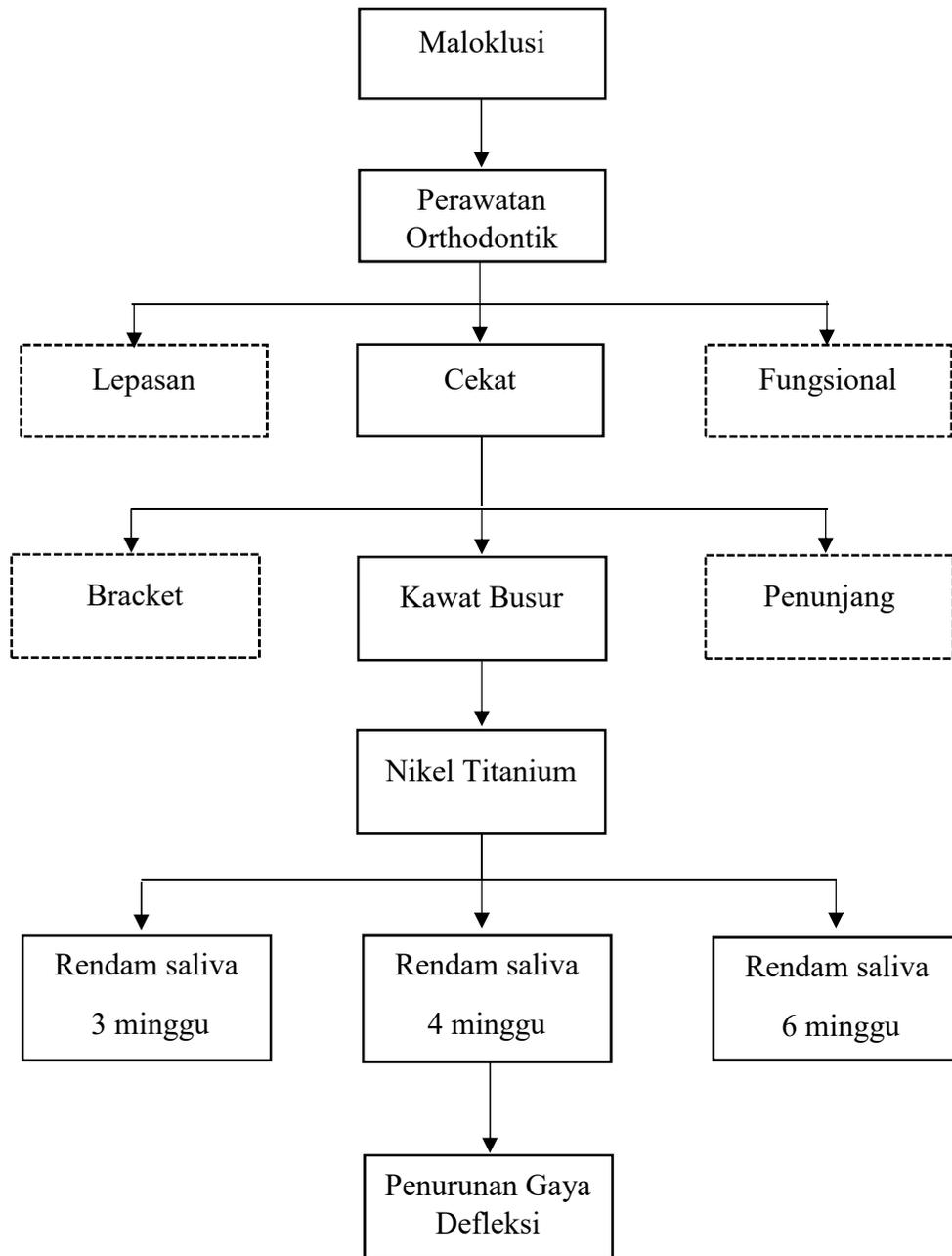
B. Landasan Teori

Kawat busur ortodonti adalah komponen yang dalam keadaan aktif menerapkan gaya untuk menggerakkan gigi dan dalam keadaan pasif menahan gaya yang tidak dikehendaki. Jenis kawat ortodonti terbagi menjadi Stainless steel, Chromium–Cobalt Nickel– Titanium (Ni Ti), Nickel–Titanium–Copper dan Titanium– Molybdenum.

Sifat dari kawat ortodonti sangat berguna untuk memberikan perawatan yang efisien dan bermutu tinggi. Kawat bulat dipakai untuk menghilangkan rotasi, memulai leveling awal dari lengkungnya, dan menutup ruang. Kawat busur Ni Ti sering digunakan karena memiliki sifat biokompatibilitas dan sifat mekanis yang dimilikinya seperti kemampuan defleksi yang tinggi. Kemampuan kawat busur untuk dapat didefleksi dengan rentang besar tanpa ada perubahan permanen pada kawat busur diperlukan secara klinis sehingga selama pergerakan gigi memberikan gaya yang konstan dan jarak aktivasi yang lebih besar. Defleksi yang terlalu besar akan menimbulkan deformasi permanen yaitu hilangnya sifat elastis dari kawat busur sehingga gaya yang dihasilkan tidak optimum untuk menggerakkan gigi.

Kawat busur Ni Ti akan mengalami perubahan defleksi bila terjadinya korosi dan diaplikasikan terlalu lama. Penggunaan ortodonti tidak bisa terlepas dari kontak langsung dari saliva. Hal ini yang menyebabkan perubahan defleksi pada kawat busur. Saliva mengandung ion anorganik, salah satunya Cl^- yang dapat merusak lapisan *pasive layer* berupa *Titanium Oxide* ($\text{Ti}_1 + \text{SO}_2$) yang berada pada lapisan terluar dari kawat busur Ni Ti. Umumnya pergantian kawat busur dilakukan setiap enam minggu karena dinilai sudah tidak dapat mendistribusikan gaya sehingga tidak memberikan efek pergerakan gigi.

C. Kerangka Konsep



Gambar 2. Kerangka Konsep

D. Hipotesis

Berdasarkan latar belakang dan teori yang telah diuraikan, disusunlah hipotesis terdapat perbedaan pengaruh lama perendaman pada saliva artifisial pH normal terhadap defleksi kawat busur Ni Ti minggu ke tiga, empat, dan enam.