

# PERBEDAAN BESAR GAYA ORTODONTI PADA AKTIVASI KOMPONEN AKTIF PERANTI ORTODONTI LEPASAN

Egriphina Novi Mariza<sup>1</sup>, Pricillia Priska Sianita<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Mahasiswa program profesi FKG UPDM (B), Jakarta 12330

<sup>2</sup> Staf dosen laboratorium Ortodonti FKG UPDM (B), Jakarta 12330

Korespondensi: Pricillia Priska Sianita, email : ppsianita@gmail.com

## ABSTRACT

**Backgrounds:** Orthodontic treatment is performed by moving the malpositioned teeth into a good position in the dental arch with a removable or fixed orthodontic appliance. In this regard the removable orthodontic appliance has an active component to transmit the orthodontic force that will result in orthodontic tooth movement. The orthodontic force used must be optimal in the sense of being able to produce tooth movement without causing side effects that endanger the periodontal tissue. To produce this orthodontic force, it is necessary to activate the active components of the appliance which in orthodontic treatment can be done several times until the desired tooth position is achieved. **Objective:** This study aims to explain the differences of orthodontic force in activation of active components of removable orthodontic appliances. **Materials and methods:** A total of 24 removable orthodontic appliances used in this study were divided into two groups. The first group has a bumper spring active component and the other group has a labial bow. Each active component is activated by opening the loop by 1mm, 1.5mm and 2mm and in each activation, the magnitude of the force generated is measured using a tension gauge. **Results:** Different activations carried out in this study resulted in significantly different forces ( $p < 0.05$ ). The force generated in each activation increases as the loop opening increases. **Conclusion:** There is a significant difference in the force magnitude generated by the activation of the active component of the removable orthodontic appliance.

**Key words:** Removable orthodontic appliance, Active component activation, Orthodontic force.

## ABSTRAK

**Latar Belakang:** Perawatan ortodonti dilakukan dengan menggerakkan gigi geligi yang malposisi ke posisi yang baik di dalam lengkung gigi dengan peranti ortodonti lepasan atau cekat. Dalam kaitan ini, peranti ortodonti lepasan memiliki komponen aktif untuk menyalurkan gaya ortodonti penggerak. Gaya ortodonti yang digunakan harus optimal dalam arti mampu menghasilkan pergerakan gigi tanpa menimbulkan efek samping yang membahayakan jaringan periodontal. Untuk menghasilkan gaya tersebut perlu dilakukan aktivasi komponen aktif peranti yang dalam perawatan ortodonti dapat dilakukan beberapa kali sampai diperoleh posisi gigi yang diinginkan. **Tujuan:** Menjelaskan perbedaan besar gaya ortodonti dalam aktivasi

komponen aktif peranti ortodonti lepasan. **Bahan dan metode:**Sebanyak 24 peranti ortodonti lepas digunakan dalam penelitian ini dibagi dalam dua kelompok. Kelompok pertama memiliki komponen aktif bumper terbuka dan kelompok lainnya memiliki komponen aktif busur labial. Masing-masing komponen aktif diaktivasi dengan cara membuka *loop* sebesar 1mm, 1,5mm dan 2mm dan dalam setiap aktivasi dilakukan pengukuran besar gaya yang ditimbulkan, menggunakan *tension gauge*. **Hasil:** Aktivasi berbeda yang dilakukan dalam penelitian ini menghasilkan besar gaya berbeda dan perbedaannya cukup bermakna ( $p < 0,05$ ). Gaya yang ditimbulkan dalam setiap aktivasi bertambah besar seiring dengan bertambah besarnya pembukaan *loop* yang dilakukan dalam aktivasi. **Kesimpulan:** Terdapat perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) dalam besar gaya yang ditimbulkan oleh aktivasi komponen aktif peranti ortodonti lepasan.

**Kata Kunci:** Peranti ortodonti lepasan, Aktivasi komponen aktif, Gaya ortodonti.

## PENDAHULUAN

Suatu peranti ortodonti lepasan umumnya memiliki komponen aktif, komponen retentif dan plat basis/*base plate*.<sup>1</sup> Komponen aktif peranti merupakan elemen yang memberikan gaya penggerak gigi yang dibutuhkan dalam perawatan ortodonti dan termasuk di dalamnya adalah busur labial (*labial bow*), pegas/*spring* seperti bumper atau *double cantilever spring* yang dibuat dari kawat *stainless steel* yang elastis dan mudah dibentuk. Umumnya kawat yang digunakan berdiameter 0,5 mm sampai 0,8 mm.<sup>2</sup>

Menurut Scwarz, gaya yang diberikan dalam upaya menghasilkan pergerakan gigi sebaiknya tidak melebihi tekanan pembuluh darah kapiler, yaitu 20-30 gr/cm<sup>2</sup>, yang merupakan tekanan optimal untuk menggerakkan gigi tanpa menyebabkan kerusakan pada jaringan periodontal. Gaya ini dikatakan optimal oleh karena gaya yang lebih kecil tidak

menghasilkan pergerakan gigi dalam waktu yang optimal dan gaya yang lebih besar dapat menyebabkan kerusakan jaringan serta menimbulkan rasa sakit yang berlebihan.<sup>1</sup> Gaya ortodonti yang dikatakan optimal ini juga dipahami sebagai besar gaya yang cukup untuk menstimulir aktivitas selular yang menghasilkan pergerakan gigi tanpa menyebabkan kerusakan pada jaringan periodontal.<sup>3,4,5</sup> Menurut Christina dkk (2019), besar gaya optimal untuk pergerakan gigi ortodonti dapat digambarkan sebagai gaya paling ringan yang menghasilkan respon maksimal atau mendekati maksimal dan dalam kaitan ini, pemahaman yang diadopsi adalah bahwa dengan gaya ortodonti tersebut, sebuah gigi dapat digerakkan melewati tulang alveolar sebagai akibat dari proses remodeling tulang dan ligamen periodontal.<sup>6</sup> Dengan demikian, bila gaya yang diaplikasikan lebih besar, maka risiko

timbulnya efek samping seperti resorpsi eksternal pada apikal akar, pergerakan *tipping* tidak terkontrol dan peningkatan hialinisasi yang berkaitan dengan efisiensi klinis perawatan serta rasa tidak nyaman pada pasien berpotensi besar untuk terjadi.<sup>7,8</sup> Karenanya, kontrol terhadap besar gaya dalam perawatan ortodonti sangatlah penting.

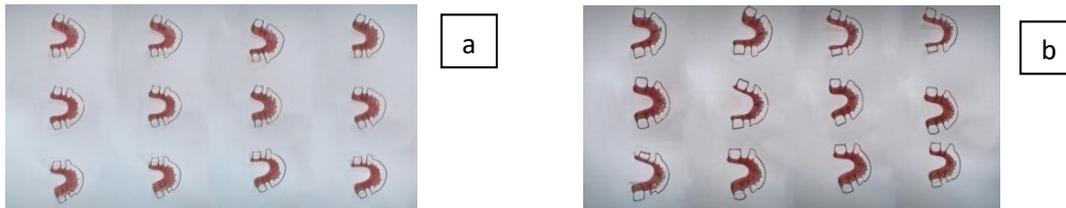
## **BAHAN DAN METODE**

Penelitian ini merupakan eksperimental laboratorik dan telah mendapatkan persetujuan dari komite etik penelitian Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Prof.DR.Moestopo (Beragama) melalui SK komisi ilmiah penelitian bernomor 110/KIP/FKGUPDMB/VIII/2019.

Sejumlah dua puluh empat (24) peranti ortodonti lepasan digunakan dalam penelitian ini, terbagi dalam dua kelompok, yaitu masing-masing terdiri dari dua belas (12) buah peranti ortodonti lepasan dengan komponen aktif busur labial dan dua belas (12) buah peranti ortodonti lepasan dengan komponen aktif bumper terbuka (gambar 1). Kedua jenis peranti menggunakan cengkeram Adams sebagai retensi dan memiliki plat basis akrilik. Peranti

Beranjak dari pertimbangan di atas, maka penelitian ini dilakukan untuk mengetahui perbedaan gaya yang dihasilkan dari aktivasi komponen aktif peranti ortodonti lepasan yang hingga kini masih banyak digunakan dalam perawatan ortodonti oleh mahasiswa program profesi di RSGM FKG UPDM (B)

ortodonti lepas ini dibuat baru dan belum pernah dilakukan aktivasi. Aktivasi dalam penelitian ini dilakukan sebanyak tiga (3) kali dengan memanipulasi *loop* sebesar 1mm, 1,5mm dan 2mm. Pengukuran besar gaya pada masing-masing aktivasi menggunakan *tension gauge* (gambar 2). Untuk membantu pengukuran besar gaya, digunakan model *tipodont* yang memiliki kondisi maloklusi klas I Angle dengan hubungan molar neutroklusi dan gigi 31 linguo versi, gigi 11 labioversi. Gigi 31 linguo versi pada model rahang bawah memungkinkan peneliti melakukan aktivasi komponen aktif bumper terbuka, sementara gigi 11 labioversi pada model rahang atas memungkinkan peneliti melakukan aktivasi komponen aktif busur labial.



**Gambar 1** (a) Dua belas peranti ortodonti lepasan dengan komponen aktif busur labial dan (b) dua belas peranti ortodonti lepasan dengan komponen aktif bumper terbuka.



**Gambar 2.** *Tension gauge* yang digunakan untuk mengukur besar gaya yang ditimbulkan dalam aktivasi komponen aktif peranti.

Komponen aktif busur labial dan bumper terbuka dalam penelitian ini dibuat baru menggunakan kawat *stainless steel* berdiameter 0,6 mm untuk komponen aktif bumper terbuka dan 0,8 mm untuk komponen aktif busur labial. Sejak diperkenalkan pada tahun 1929, kawat *stainless steel* tetap populer dan masih banyak digunakan hingga saat ini. Beberapa karakteristik bahan tersebut ikut berperan terhadap pemakaiannya dalam peranti ortodonti lepasan karena peranti ini terposisi dekat dengan mukosa mulut dalam waktu yang cukup lama sehingga membutuhkan biokompatibilitas yang baik.

Beberapa kualitas yang dimiliki oleh kawat *stainless steel* antara lain kuat, tahan terhadap korosi, murah, biokompatibel dan mudah dibentuk (formabilitas yang tinggi).<sup>3,9,10,11</sup>

### **HASIL**

Aktivasi komponen aktif dilakukan sebanyak tiga (3) kali pada masing-masing peranti dan pengukuran besar gaya dilakukan pada setiap aktivasinya. Besar gaya dalam tiga kali aktivasi berbeda dapat dilihat pada tabel 1 untuk komponen aktif bumper terbuka dan tabel 2 untuk komponen aktif busur labial.

**Tabel 1.** Hasil uji besar gaya untuk komponen aktif bumper terbuka

n	Mean	Std. Deviation	Std. Error	lower Bound	upper bound	minimum	maximum
---	------	----------------	------------	-------------	-------------	---------	---------

1mm	4	19.75	0.5	0.25	18.9544	20.5456	19	20
1,5 mm	4	30	0	0	30	30	30	30
2 mm	4	40	0.8165	0.40825	38.7008	41.2992	39	41
Total	4	29.9167	8.64931	2.49684	24.4212	35.4122	19	41

**Tabel 2** Hasil uji besar gaya untuk komponen aktif busur labial

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	lower Bound	upper bound	minimum	maximum
1 mm	4	20	0.8165	0.40825	18.7008	21.2992	19	21
1,5 mm	4	35	1	0.5	33.9088	37.0912	34	36
2 mm	4	40.5	0.57735	0.28868	39.5813	41.4187	40	41
Total	4	32	9.14529	2.64002	26.1894	37.8106	19	41

Selanjutnya rerata besar gaya dari masing-masing kelompok komponen aktif menjalani uji normalitas *Saphiro-Wilk* karena total sampel kurang dari lima puluh (50). Hasil uji normalitas untuk kelompok dengan komponen aktif bumper terbuka menunjukkan nilai  $\alpha < 0,05$  (0,034), demikian pula halnya untuk kelompok

dengan komponen aktif busur labial, yaitu 0,007 (tabel 3) yang berarti bahwa data tidak terdistribusi normal. Untuk itu, uji statistik selanjutnya akan menggunakan uji non parametrik, uji *Post Hoc* dengan *Mann-Whitney* untuk melihat perbedaan besar gaya pada masing-masing kelompok (tabel 4)

**Tabel 3.** Uji normalitas distribusi

	Kalmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Bumper Terbuka	.208	12	.162	.847	12	.034
Labial Bow	.253	12	.032	.788	12	.007

**Tabel 4.** Hasil uji *Post Hoc* dengan *Mann-Whitney*

Aktivasi			N	Mean Rank	Mann-Whitney U	Asymp. Sig. (2-tailed)	Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]
Bumper terbuka	1mm	1,5mm	4	2.50	.000	.011	0.029
		2mm	4	6.50			
	1,5mm	1mm	4	2.50	.000	.017	0.029
		2mm	4	6.50			
	2mm	1mm	4	2.50	.000	0.13	0.029
		1,5mm	4	6.50			
Labial bow	1mm	1,5mm	4	2.50	.000	.017	0.029
		2mm	4	6.50			
	1,5mm	1mm	4	2.50	.000	.019	0.029
		2mm	4	6.50			
	2mm	1mm	4	2.50	.000	.017	0.029
		1,5mm	4	6.50			

Hasil uji sebagaimana diperlihatkan dalam tabel 4 menunjukkan adanya perbedaan bermakna pada kelompok dengan komponen aktif bumper terbuka dan kelompok dengan komponen aktif busur labial dengan nilai 0.029. Hal ini juga sekaligus membuktikan bahwa terdapat perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) untuk besar gaya ortodonti yang dihasilkan oleh masing-masing aktivasi komponen aktif bumper terbuka dan busur labial.

## PEMBAHASAN

Perawatan ortodonti umumnya membutuhkan waktu dalam mencapai tujuan perawatan dan karena masalah waktu ini lah, berbagai upaya telah dilakukan melalui berbagai penelitian untuk mempersingkat waktu perawatan dan sekaligus meminimalkan risiko yang mungkin ditimbulkan khususnya terkait resorpsi akar, rasa sakit dan kehilangan tulang alveolar.<sup>12,13,14</sup> Esensi perawatan ortodonti adalah pergerakan gigi geligi

melewati tulang alveolar untuk mencapai kondisi oklusi yang lebih baik.<sup>15</sup> Pergerakan gigi difasilitasi oleh remodeling jaringan yang dilakukan oleh berbagai jenis sel sebagai efek dari aplikasi gaya mekanis yang diterima. Jadi gaya ortodonti optimal yang diaplikasikan dapat menstimulir respon inflamatoris yang akan berperan penting dalam terjadinya remodeling jaringan serta menggerakkan gigi ke arah yang diinginkan.<sup>15</sup>

Konsep gaya optimal dewasa ini didasarkan atas pemahaman bahwa suatu gaya dengan kuantitas yang cukup untuk menghasilkan kecepatan pergerakan gigi maksimum tanpa menyebabkan kerusakan jaringan maupun rasa sakit pada pasien. Schwarz menganalogikan besar gaya optimal ini dengan tekanan dalam pembuluh darah kapiler dan karenanya menganjurkan agar aplikasi gaya ortodonti tidak lebih dari 15–30 gr/cm<sup>2</sup> sehingga tidak membahayakan jaringan di sekitarnya.

Dalam perawatan yang menggunakan peranti ortodonti lepasan, aplikasi gaya optimal ini ditimbulkan dengan melakukan aktivasi komponen aktif peranti. Beberapa komponen aktif yang banyak digunakan antara lain, busur labial, bumper terbuka, bumper *finger* maupun bumper tertutup. Komponen aktif ini umumnya dibuat dari kawat *stainless steel* dengan diameter berkisar dari 0,5 sampai 0,8 mm. Kawat *stainless steel* berdiameter 0,5 mm umumnya banyak digunakan pada komponen aktif yang menggerakkan satu atau dua gigi, sementara kawat *stainless steel* berdiameter 0,8 mm lebih sering digunakan untuk komponen aktif yang menggerakkan lebih banyak gigi, seperti busur labial yang meliputi enam gigi anterior (busur labial pendek) atau delapan gigi sampai ke premolar pertama kanan dan kiri (busur labial panjang). Beberapa kualitas unggul dari kawat *stainless steel* yang menyebabkannya banyak digunakan hingga kini adalah ketahanannya terhadap korosi, murah dan mudah dibentuk, sekalipun bila dibandingkan dengan kawat ortodonti berbahan dasar titanium, kawat *stainless steel* ini dikatakan memiliki kelenturan lebih rendah sehingga dikatakan bahwa kawat *stainless steel* cenderung menghasilkan gaya lebih besar yang akan dengan cepat menghilang dalam periode waktu tertentu. Oleh karena itu, aktivasi perlu dilakukan secara berulang untuk

menghasilkan pergerakan gigi yang efektif.<sup>16</sup>Namun demikian, rendahnya tingkat kelenturan kawat *stainless steel* ini dapat diatasi dengan pemanasan pada suhu tertentu sehingga dapat membantu meningkatkan kelenturannya. Upaya ini diharapkan dapat membantu mengurangi besar gaya yang ditimbulkan pada aplikasi gaya ortodonti yang diberikan.

Mengingat komponen aktif dalam peranti ortodonti lepasan juga dibuat dari kawat *stainless steel*, maka aktivasi komponen ini perlu mendapatkan pertimbangan penting, terlebih lagi bila aktivasi ini dilakukan setiap minggu sesuai dengan waktu kontrol yang dilakukan oleh pasien perawatan ortodonti pengguna peranti ortodonti lepasan. Faktor lain yang juga menjadi bahan pertimbangan dalam hal ini adalah rasa tidak nyaman yang dirasakan pasien manakala komponen aktif tersebut diaktivasi, yang pada gilirannya dapat mempengaruhi kooperasi dan karenanya juga keberhasilan perawatan.

Dalam penelitian ini, aktivasi komponen aktif dilakukan sebanyak tiga kali dengan besar manipulasi *loop* yang berbeda, yaitu 1 mm, 1,5 mm dan 2 mm, baik pada komponen aktif bumper terbuka maupun busur labial. Hasil pengukuran yang diperoleh juga menunjukkan bahwa aktivasi sebesar 1 mm dan 1,5 mm untuk komponen aktif bumper terbuka menunjukkan besar gaya yang masih dalam

rentang gaya optimal menurut Schwarz (tabel 1), sementara aktivasi pada komponen aktif busur labial menunjukkan bahwa besar gaya optimal hanya dapat diperoleh dengan aktivasi sebesar 1mm, dan aktivasi sebesar 1,5 maupun 2mm akan menghasilkan gaya melampaui besar gaya optimal menurut Schwarz (tabel 2). Baik tabel 1 maupun tabel 2 juga memperlihatkan bahwa besar gaya ini meningkat seiring dengan semakin besarnya manipulasi *loop* komponen aktif peranti. Perbedaan besar gaya yang dihasilkan pada tiga aktivasi komponen aktif peranti dalam penelitian ini terbukti berbeda bermakna (tabel 4) dengan nilai  $p < 0,05$ . Hal ini berlaku baik untuk komponen aktif bumper terbuka maupun busur labial. Berdasarkan hasil penelitian ini dan mengacu pada besar gaya optimal yang menghasilkan pergerakan gigi optimal tanpa membahayakan kesehatan jaringan dan kenyamanan pasien, maka aktivasi komponen aktif busur labial hendaknya tidak melebihi 1mm dalam setiap kunjungan kontrol pasien. Ini berarti bahwa pengecilan *loop* busur labial hanya dilakukan sebanyak 1mm. Berbeda halnya dengan komponen aktif bumper terbuka, yang dalam penelitian ini menunjukkan bahwa aktivasi dengan pembukaan *loop* sebesar 1mm sampai dengan 1,5mm masih menghasilkan besar gaya yang dapat

ditoleransi karena berada dalam nilai besar gaya yang optimal menurut Schwarz.

Penggunaan gaya yang ringan selalu diutamakan dalam perawatan ortodonti dan gaya ringan ini dapat dipahami sebagai gaya optimal yang cukup untuk menimbulkan pergerakan gigi tanpa disertai kerusakan jaringan dan rasa tidak nyaman pada pasien. Aplikasi gaya yang berlebihan dapat menyebabkan rasa sakit yang hebat pada pasien dan kerusakan pada ligamen periodontal serta resorpsi akar. Namun demikian, gaya yang tidak memadai juga menyebabkan lebih lamanya waktu perawatan.<sup>17</sup>

Seperti halnya perawatan medis lainnya, perawatan ortodonti bukan merupakan suatu perawatan tanpa risiko. Berbagai faktor ikut berperan dalam kaitan ini, dan besar gaya merupakan salah satu yang patut diperhitungkan, oleh karena risiko terkait manajemen gaya ortodonti ini dapat mempengaruhi kepuasan pasien terlebih lagi karena perawatan ortodonti umumnya membutuhkan waktu yang tidak singkat dan hal ini menyebabkan pasien terpapar dengan risiko perawatan yang cukup lama. Hal ini khususnya dirasakan bila menyangkut rasa sakit, kerusakan jaringan periodontal yang disertai peningkatan mobilitas gigi, resorpsi akar sampai dengan kerusakan email dan gangguan fungsi bicara. Jadi manajemen faktor risiko akan membantu

meminimalkan potensi risiko yang mungkin timbul dan sekaligus memaksimalkan kepuasan dan kenyamanan pasien.<sup>18</sup>

## KESIMPULAN

Penelitian ini memperlihatkan bahwa terdapat perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) untuk besar gaya ortodonti yang dihasilkan dalam tiga aktivasi berbeda dari komponen

aktif busur labial maupun bumper terbuka dengan manipulasi *loop* sebesar 1mm, 1,5mm dan 2mm. Aktivasi sebesar 1mm pada kedua komponen aktif peranti ortodonti lepasan dalam penelitian ini juga telah terbukti cukup untuk menghasilkan besar gaya optimal yang mampu menghasilkan pergerakan gigi tanpa membahayakan kesehatan jaringan.

## DAFTAR PUSTAKA

1. Iflah DM, Wibowo D, Widodo. Perbandingan Daya Lenting Pegas Jari dengan Diameter Kawat 0,5 mm dan 0,6 mm pada Alat Orthodonti Lepas. *Dentino (Jur. Ked. Gigi)*. 2017; 2(1): 35-38
2. Singh G. *Textbook of Orthodontics*. Ed 3. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers. 2015: 219-29, 422-3.
3. Proffit, W.R., Fields, H.W., Larson, B.E., Sarver, D.M. *Contemporary Orthodontics*. Ed. 6 ELSEVIER Philadelphia 2019, 254, 276-280.
4. McGorray, S.P., Dolce, C., Kramer, S, et al. A Randomized, placebo-controlled clinical trial on the effect of recombinant human relaxin on tooth movement and retention, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012; 141:196-203.
5. Roscoe, M.G., Meira, J.B., Cattaneo, P.M. Association of orthodontic force system and root resorption: A systematic review. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop*. 2015; 147(5):610-624.
6. Christina, I.T., Anne, M.K.J., Ewald, M.B., Frank A.D.T.G.W., Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review. *Am. J. Orthod Dentofacial Orthop* 2019; 156:582-92).
7. Henneman, S., von den Hoff, J.W., Maltha, J.C., *Mechanobiology of tooth movement*. *Eur J. Orthod* 2008; 30:299-306
8. Paetyangkul, A., Türk, T., Elekdao-Türk, ., Jones, A.S., Petocz, P. Darendeliler, M.A., Physical properties of root cementum: part 14. The Amount of root resorption after force application for 12 weeks on maxillary and mandibular premolars: a microcomputed-tomography study. *Am J. Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:492.e 1-9:discussion:492-3
9. Castro, S.M., Ponces, M.J., Loper, J.D., Vasconcelos, M., Pollmann, S.C.F., Orthodontic wires and its corrosion-The specific case of stainless steel and beta-titanium. *Journal of Dental Sciences* (2015) 10, 1-7.
10. Verstryngge, A., van Humbeeck, J., Willems, G., In-vitro evaluation of the material characteristic of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 130:460-70.

11. Oh K-T.,Choo,S.U.,Kim,K.M.,Kin K-N. A stainless steel bracket for orthodontic application. *Eur.J Orthod* 2005;27:237-44.
12. Giodice,A.L.,Nucera,R., Leonardi,R., Palusco,A., Baldoni.M., Caccianiga,G., A Comparative Assessment of the Efficiency of Orthodontic Treatment With and Without Photobiomodulation During Mandibular Decrowding in Young Subjects: A Single-Center, Single-Blind Randomized Controlled Trial. *Photobiomodulation,Photomedicine, and Laser Surgery*, Volume 38, Number 5,2020, 272-79.
13. Yassir,Y.A.,McIntyre,G.T.,Bearn,D.R., The impact of labial fixed appliance orthodontic treatment on patient expectation, experience, and satisfaction: an overview of systematic reviews. *Eur J Orthod* 2019. [DOI 10.1093/ejo/cjz043.
14. Buschang,P.H., Shaw,S.G., Ross,M.,Crosby,D. Campbell,P.M., Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *Angle Orthod* 2014;84:391-96.
15. Luppapornlarp,S., Iida,J., Orthodontic force, tooth movement, and interleukin-1 $\beta$  *Hokkaido J.Dent.Sci.(special issue);2017:38, 20-27*
16. Sharmila,R. Wires in Orthodontics – A Short Review. *J Pharm.Sci & Res. Vol8(8); 2016:895-97.*
17. Fercec,J.,Glisic,B., Scepan,I.,Marcovic,E., Stamenkovic,D.,Anzel,I.,et al. Determination of Stresses and Forces on the Orthodontic System by using Numerical Simulation of the Finite Elements Method. *Acta Physica Polonica A;2012: 122 (4), 659-65*
18. Wishney,M., Potential risks of orthodontic therapy:a critical review and conceptual framework. *Australian Dental Journal* 2017;62(1 Suppl): 86-96