

**Pemilihan Jenis *Attachment* Overdenture Dukungan Implan Pada
Kasus Edentulous Totalis Berdasarkan Metode *Finite Element
Analysis*: Sebuah Kajian Sistematis**

TESIS



Nasruddin Haleke

J015192002

**PROGRAM PENDIDIKAN
DOKTER GIGI SPESIALIS PROSTODONSIA
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2022

PENGESAHAN UJIAN TESIS

Pemilihan Jenis *Attachment* Overdenture Dukungan Implan Pada Kasus Edentulous Totalis Berdasarkan Metode *Finite Element Analysis*: Sebuah Kajian Sistematis

KARYA TULIS AKHIR

Oleh:

NASRUDDIN

J015192002

Telah Disetujui,

Makassar, 17 Oktober 2022

Menyetujui,

Pembimbing I

DR. drg. Ike Damayanti Habar, Sp. Pros (K)

NIP: 19750729 200501 2 002

Pembimbing II

drg. Vinsensia Launardo, Sp. Pros (K)

NIP: 19770814 200212 2 001



TESIS

Pemilihan Jenis *Attachment* Overdenture Dukungan Implan Pada Kasus Edentulous Totalis Berdasarkan Metode *Finite Element Analysis*: Sebuah Kajian Sistematis

Oleh:

Nasruddin
J015192002

Telah Disetujui,

Makassar, 17 Oktober 2022

1. Pembimbing I : DR. drg. Ike Damayanti Habar, Sp. Pros (K)

2. Pembimbing II : drg. Vinsensia Launardo, Sp. Pros (K)

3. Penguji I : drg. Irfan Dammar, Sp. Pros. (K)

4. Penguji II : Prof. Dr. drg. Bahruddin Thalib. M.Kes, Sp. Pros. (K)

5. Penguji III : drg. Eri Hendra Jubhari. M.Kes, Sp. Pros (K)

Mengetahui,

Ketua Program Studi (KPS)

Bagian Prosthodontia FKG Universitas Hasanuddin



PERSETUJUAN TESIS

**Pemilihan Jenis *Attachment* Overdenture Dukungan Implan Pada
Kasus Edentulous Totalis Berdasarkan Metode *Finite Element*
Analysis: Sebuah Kajian Sistematis**

TESIS

KARYA TULIS AKHIR

*Diajukan sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan
Program Pendidikan Spesialis-1 Prostodonsia
Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis
Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin*

Oleh:

NASRUDDIN

J015192002

Makassar, 17 Oktober 2022

Menyetujui,

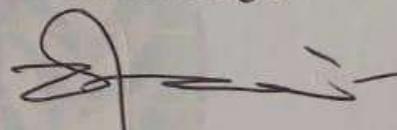
Pembimbing I



DR. drg. Ike Damayanti Habar, Sp. Pros (K)

NIP: 19750729 200501 2 002

Pembimbing II



drg. Vinsensia Launardo, Sp. Pros (K)

NIP: 19770814 200212 2 001

Mengetahui,

Ketua Program Studi (KPS)

Bagian Prostodonsia FKG Universitas Hasanuddin



drg. Han Damar, Sp. Pros. (K)

NIP: 19700707 199003 200904 1 003

PERNYATAAN KEASLIAN KARYA TULIS AKHIR

Yang bertanda tangan di bawah ini,

Nama : **NASRUDDIN**

NIM : J015192002

Program Studi : Pendidikan Dokter Spesialis Prostodonsia

Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin

Menyatakan dengan sebenarnya, bahwa karya tulis akhir yang saya buat ini, benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri dan bukan merupakan pengambilalihan tulisan atau pemikiran orang lain. Apabila di kemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan karya tulis akhir ini merupakan hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, 17 Oktober 2022

Yang membuat pernyataan,



Nasruddin

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji syukur kita panjatkan ke hadirat Allah Swt, Tuhan Yang Maha Pemberi Ilmu kepada Manusia, termasuk kepada penulis sendiri. Sehingga tulisan karya ilmiah ini sebagai salah satu syarat penyelesaian studi PPDGS di FKG Unhas dapat tersaji di sini. Salam dan shalawat semoga tetap tercurahkan ke junjungan Manusia Agung Kekasih Allah Swt., Nabi Muhammad Saw. Yakni Rasul yang membawa risalah tanpa tanding ajaran Islam komplit dengan kita suci Al-Quran yang merupakan *asy-Syifaa* (obat) bagi ketentraman jasmani dan rohani umat manusia.

Penulis menyadari sepenuhnya bahwa dalam proses penelitian dan penyelesaian karya tulis ini penulis banyak mendapat bimbingan, arahan dan masukan demi kesempurnaan karya tulis yang lebih baik. Hormat dan penghargaan yang setinggi-tingginya kepada **DR. drg. Ike Damayanti Habar, Sp. Pros (K)** selaku pembimbing pertama yang telah banyak meluangkan waktu, pikiran dan tenaganya untuk membimbing dan mengarahkan penulis sehingga dapat menyelesaikan penulisan karya tulis ini. Demikian pula kepada **drg.Vinsensia Launardo, Sp.Pros (K)** selaku pembimbing kedua yang selalu meluangkan waktu disela-sela kesibukannya membimbing, mengarahkan dan memberi masukan demi penyelesaian penulisan karya tulis yang lebih baik.

Dalam penyelesaian pendidikan spesialis dan tulisan karya ilmiah ini, penulis sangat menyadari dengan sepenuhnya bahwasanya penulis banyak mendapat support berupa tenaga, fikiran, materi dan moril dari berbagai pihak. Oleh karena itu dalam kesempatan ini izinkanlah penulis untuk menghaturkan terima kasih, apresiasi, hormat dan penghargaan yang setinggi-tingginya,

1. Kepada yang terhormat, Bapak **Prof. Dr. Ir. Jamaluddin Jompa, M.Sc.**, selaku Rektor Universitas Hasanuddin, yang selalu mecurahkan fikiran dan tenaganya demi berjalannya proses akademik di al-mamater tercinta, Universitas Hasanuddin.
2. Kepada yang saya hormati Bapak **Prof. drg. Muhammad Ruslin, M.Kes., Ph.D., Sp.BM (K)** selaku Wakil Rektor I Universitas Hasanuddin. Selama perjalanan studi penulis di PPDGS hingga di paruh akhir studi ini selalu mendapatkan support dan arahan yang sangat berarti dari beliau. Sejak beliau masih menjabat sebagai Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin hingga saat ini sebagai Wakil Rektor I Unhas.
3. Kepada Yang saya hormati dan banggakan, Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin Makassar, Bapak **Prof. DR. drg. Edy Machmud, Sp.Prof (K)** beserta jajaran yang telah banyak mensupport penulis selama menjalani proses Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Prostodonsia Universitas Hasanuddin Makassar.
4. Kepada yang saya hormati **Prof. Dr. drg. Bahruddin Thalib. M.Kes, Sp.Prof. (K), drg. Irfan Dammar, Sp.Prof. (K)** dan **drg.Eri Hendra Jubhari, M.Kes, Sp.Prof (K)**. selaku Tim Penguji ujian seminar hasil, yang telah banyak memberikan masukan dan koreksi dalam karya tulis ini.
5. Kepada yang saya hormati, **drg. Irfan Dammar, Sp.Prof. (K)** selaku Ketua Program Studi Prostodonsia PPDGS Unhas, yang banyak memberikan arahan dan bimbingan kepada penulis dalam menyelesaikan tiap tahapan dari proses studi di PPDGS Prostodonsia Unhas.

6. Kepada yang saya hormati, sayangi dan banggakan di dunia dan kelak di akhirat. Kedua orang tua penulis, **Ayahanda Haleke (alm)** dan **Ibunda Hj. Omming** dengan penuh kesabaran dan cinta, beserta doa tulus mengiringi kepada penulis hingga ke tahapan akhir studi PPDGS ini.
7. Kepada yang saya hormati dan banggakan, seluruh Dosen, Konsulen dan staf Pendidikan pada Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Prostodonsia. yang telah meluangkan waktunya untuk membimbing, mengarahkan, memotivasi dan mentransfer ilmunya yang sangat berharga selama penulis menjalani proses pendidikan ini.
8. Kepada seluruh jajaran direksi, staf dan karyawan Rumah Sakit Gigi dan Mulut Universitas Hasanuddin yang banyak memberikan support dan kesempatan kepada penulis dalam hal penanganan kasus-kasus pasien demi pengembangan ilmu pengetahuan dan wawasan penulis.
9. Kepada yang saya hormati seluruh jajaran Pemda Luwu timur yang mendukung dan memberikan saya kesempatan untuk mengikuti program Pendidikan dokter gigi spesialis ini.
10. Kepada yang tersayang istri tercinta, **Sry Sugihartini, S.Kom**, dengan segala pengorbanannya, Anak-anakku tercinta: **Annisa Zanuba Hapsari (Caca)**, **Muhammad Baihaqy Khaizan (Haqy)**, dan **Muhammad Yasser Arafat (Yaser)** yang selalu menjadi *nur (cahaya)* buat penulis, mereka adalah semangat dan menjadi yang dirindukan setiap saat yang selalu hadir di hati dan benak penulis dalam menyelesaikan tahapan demi tahapan program pendidikan dokter spesialis ini.

11. Kepada yang saya hormati saudara-saudaraku, kakak-kakak saya tercinta **drg. Muhammad Darmin, Harmila Haleke, Muhammad Zain Haleke, Muhammad Nasir dan adikku Herlina haleke** yang menjadi pelindung penulis, banyak membantu, mendoakan dan memberi motivasi kepada penulis hingga di tahapan akhir penyelesaian studi ini.
12. Kepada seluruh sahabat-sahabat, rekan-rekan Resident Prostodonsia FKG UH yang telah menjadi teman diskusi maupun partner praktek. Seluruh Resident dari Prodi yang lain yang pernah bersinergi dengan penulis, khususnya dalam penulisan karya ilmiah ini.
13. Seluruh pihak yang tidak dapat saya sebutkan satu per satu, yang sudah turut andil dalam penulisan karya ilmiah ini. Penulis hanya bisa menghaturkan terima kasih seraya berdoa kepada Tuhan, semoga Dia memberikan balasan setimpal atas kebaikan anda semua.

Akhirnya penulis menyadari bahwa karya tulis ini masih jauh dari kesempurnaan. Hal ini tidak terlepas atas segala kekurangan penulis sebagai manusia biasa. Semoga semangat untuk terus belajar dan menggali ilmu tidak akan pernah padam demi pengabdian kepada masyarakat. Semoga karya tulis ini bisa bernilai manfaat dan membawa mashlahat serta turut memberikan sumbangsih cakrawala ilmu pengetahuan khususnya pada disiplin ilmu Prostodonsia.

Wallahul Muwaffiq ilaa Aqwamtihtariiq

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR JUDUL	
LEMBAR PENGESAHAN	
KATA PENGANTAR	i
DAFTAR ISI.....	iv
DAFTAR GAMBAR.....	viii
DAFTAR TABEL.....	ix
ABSTRAK.....	xi
<i>ABSTRACT</i>	xii
BAB I	1
PENDAHULUAN.....	1
1.1 LATAR BELAKANG	1
1.2 RUMUSAN MASALAH.....	4
1.3 TUJUAN PENULISAN.....	4
1.3.1 TUJUAN UMUM.....	4
1.3.2 TUJUAN KHUSUS.....	4
1.4 MANFAAT PENULISAN.....	5
1.4.1 MANFAAT ILMIAH.....	5
1.4.2 MANFAAT PRAKTIS.....	5
BAB II.....	6
TINJAUAN PUSTAKA.....	6
2.1 OVERDENTURE DUKUNGAN MPLAN.....	6
2.2 ATTACHMENT	7
2.2.1 ATTACHMENT STUD.....	10
2.2 2 ATTACHMENT MAGNET.....	13

2.2.3 ATTACHMENT BAR.....	14
2.2.4 ATTACHMENT TELESKOPIK.....	16
2.3 BIOMEKANISME IMPLAN	17
2.4 ISTILAH DALAM BIOMEKANISME IMPLAN DAN FEA.....	20
2.5 FINITE ELEMENT ANALYSIS	22
BAB III.....	27
KERANGKA TEORI DAN KERANGKA KONSEP.....	27
3.1 KERANGKA TEORI.....	27
3.2 KERANGKA KONSEP.....	28
BAB IV.....	29
METODE PENELITIAN.....	29
4.1 JENIS PENELITIAN.....	29
4.2 PROTOKOL DAN REGISTRASI.....	29
4.3 KRITERIA KELAYAKAN.....	29
4.3.1 KRITERIA INKLUSI.....	30
4.3.2.KRITERIA EKSKLUSI.....	31
4.4 SUMBER INFORMASI.....	31
4.5 SELEKSI STUDI	32
4.6 PROSES PENGUMPULAN DATA.....	33
4.7 ITEM DATA.....	34
4.8 RESIKO BIAS DALAM STUDI INDIVIDU	34
4.9 METODE ANALISIS.....	35
BAB V.....	36
HASIL PENELITIAN.....	36
BAB VI.....	47

PEMBAHASAN.....	47
BAB VII	55
KESIMPULAN.....	55
DAFTAR PUSTAKA.....	56

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Model attachment	13
Gambar 2. Posisi relatif konfigurasi <i>attachment</i> rigid (a) dan resilient (b).....	14
Gambar 3 <i>Attachment</i> tipe ekstraradikuler	17
Gambar 4. <i>Attachment</i> Tipe Intraradikuler.....	18
Gambar 5. ERA <i>Attachment</i>	19
Gambar 6. (Kiri) <i>Attachment Locator</i>	20
Gambar 7. <i>Attachment</i> magnet	21
Gambar 8. <i>Attachment</i> bar, bulat, <i>egg shaped</i> dan <i>U form</i>	23
Gambar 9. <i>Attachment</i> bar, bar joint (kiri), bar unit (kanan).....	24
Gambar 10 <i>Non-rigid telescopic attachment</i>	25
Gambar 11. Klasifikasi kegagalan implant	33
Gambar 12. Meshing pada overdenture, attachment non-splinted, locator	35
Gambar 14. Tipe elemen berdasarkan dimensinya	36
Gambar 15. Modulus Young	44
Gambar 16. PRISMA <i>Flowchart</i> alur pencarian informasi dalam <i>Systematic Review</i> ,	60
Gambar 17. Bentuk geometri attachment	72
Gambar 18. A. Hader bar plus clip. B. Milled bar plus locator	74
Gambar 19. a. Bar, b. Bar dilengkapi ball, c. Bar dilengkapi clip	76
Gambar 20. A. Bar plus clip. B. Bar plus ERA	79
Gambar 21. Model attachment ball dan attachment magnet.....	83
Gambar 22. desain geometri attachment non splint	

Kiri: teleskopik attachment, kanan; locator attachment 84

Gambar 23. Geometri desain attachment splinted pada overdenture

dukungan implan 85

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Perbandingan overdenture dukungan implan dibanding gigi tiruan konvensional	12
Tabel 2. Perbandingan <i>attachment</i> rigid dan resilient	14
Tabel 3. Faktor yang mempengaruhi distribusi beban pada implan.....	29
Tabel 4. Besar gaya/tekanan gigit.....	32
Tabel 5. Parameter material yang digunakan dalam penelitian implan menggunakan <i>finite element analysis</i>	46
Tabel 6. Format PICO <i>framework Systematic Review</i>	51
Tabel 7. Kata Kunci dan <i>Boolean Operator Systematic Review</i>	53
Tabel 8. Hasil Penilaian Critical Appraisal menggunakan Form Checklist dari The JBI Critical Appraisal Tools.....	61
Tabel 9. Hasil form checklist The JBI Critical Appraisal Tools.....	62
Tabel 10. Daftar Artikel yang Dimasukkan dalam Penelitian dan Karakteristiknya	64
Tabel 11. Hasil Analisis FEA Pada Beban Loading 100 N.....	68
Tabel 12. Hasil analisis FEA pada beban loading 10 N, 35 N dan 70 N....	68
Tabel 13. Hasil analisis FEA pada beban loading 200N, 400 N dan 450 N	69

ABSTRAK

Nama : Nasruddin
Program studi : PPDGS Prostodonsia
Judul : Pemilihan Jenis Attachment Overdenture Dukungan Implan Pada Kasus Edentulous Totalis Dengan *Finite Element Analysis*: sebuah kajian sistematis

Latarbelakang: Berbagai jenis attachment digunakan pada overdenture dukungan implant. Pemilihan tipe attachment dikaitkan dengan morfologi rahang, tulang yang tersedia, stabilitas dan retensi yang diharapkan, keparalellan implant, higienitas intraoral, biaya, relasi maksilomandibula dan pertimbangan estetika.

Tujuan. Kajian Sistematis ini bertujuan untuk mengetahui jenis attachment yang memiliki sifat biomekanis yang layak digunakan pada overdenture dukungan implan berdasarkan distribusi dan besar tekanan yang dialami jika diberikan beban tertentu dengan *finite element analysis*.

Metode: Survey literatur dilakukan pada artikel berbahasa Inggris yang menggunakan metode *finite element analysis* untuk menguji secara eksperimental attachment yang digunakan pada overdenture dukungan implan dari tahun 2012 sampai tahun 2022.

Hasil: Sebanyak 1.840 artikel diseleksi untuk mendapatkan informasi yang diinginkan. 1.827 dikeluarkan karena muncul berulang dan artikel lengkap tidak bisa diakses, sehingga didapatkan 13 artikel yang memenuhi kriteria inklusi untuk direview.

Kesimpulan: Attachment berbahan resilient dan bisa berotasi mampu mendistribusikan beban yang diaplikasikan pada overdenture dukungan implan dengan baik. Locator adalah jenis attachment terbaik menurut *finite element analysis*.

Kata kunci: Finite Element Analysis Overdenture Dukungan Implant, Attachment Edentulous Totalis.

ABSTRACT

Name : Nasruddin
Study program : Postgraduate Student Of Prosthodontic Program
Title : Selection of Types of Attachment Overdenture supported Implant in full Edentulous Totalis Case with Finite Element Analysis: A Systematic Review

Background: Various types of attachments are used in the implant support overdenture system. The choice of attachment type is related to jaw morphology, available bone, expected stability and retention, implant parallelism, intraoral hygiene, cost, maxillomandibular relationship, and aesthetic considerations.

Objective: This systematic review aims to determine the type of attachment that is suitable for use in overdenture retained-implant based on the distribution and magnitude of the stress experienced when a certain pressure is applied using finite element analysis.

Method: A literature survey was conducted for full-text English articles which use the finite element analysis method to examine the attachments used in the overdenture support implant from 2012 to 2022.

Results: A total of 1,840 articles were selected to obtain the desired information. 1,827 was excluded because it appeared repeatedly and the full article could not be accessed. Finally, 13 articles met the inclusion criteria for review.

Conclusion: The attachment is made of a resilient material and is able to rotate to distribute the load applied to the implant support overdenture system properly. According to finite element analysis, the best type of attachment is the locator.

Keywords: finite element analysis, overdenture supported implant, attachment, full edentulous

Corresponding author: Naslutim@gmail.com

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Tantangan terbesar dokter gigi pada kasus rahang tak bergigi (edentulous totalis) adalah mendapatkan retensi, stabilitasi dan mengembalikan fungsi optimal pada saat pembuatan gigi tiruan. Retensi adalah kemampuan gigi tiruan untuk menahan gerakan terlepas dari ridge. Faktor yang mempengaruhi retensi termasuk adhesi, kohesi, gravitasi, kontak jaringan, *periferal seal* dan kontrol neuromuskular. Stabilitas mengacu pada kemampuan gigi tiruan untuk menahan gaya horizontal, rotasi dan mencegah gerakan ke lateral atau arah anteroposterior. Stabilitas dipengaruhi oleh tinggi ridge, adaptasi dari basis gigi tiruan, ridge residual, keseimbangan oklusal dan kontrol neuromuskular.^{1,2}

Gigi tiruan yang tidak stabil berkaitan dengan hilangnya retensi dan dukungan yang menyebabkan terganggunya kontak perifer atau kontak basis gigi tiruan serta jaringan pendukung yang kurang tepat.¹ Hal tersebut mengakibatkan ketidaknyamanan, pengunyahan yang tidak efisien dan ketidakpuasan terhadap gigitiruan.

Kemajuan implan kedokteran gigi mengakibatkan pergeseran pilihan perawatan dari gigitiruan konvensional ke overdenture dukungan implan untuk rehabilitasi keadaan edentulous pasien.³ Konsensus McGill pada tahun

2002 dan beberapa hasil penelitian menyatakan bahwa overdenture dukungan implan seharusnya menjadi perawatan pilihan pertama pada pasien edentulous totalis.⁴

Overdenture dukungan implan merupakan salah satu pilihan perawatan untuk pasien yang mengalami resorpsi ridge alveolar parah dengan retensi yang sulit diperoleh. Gigitiruan lepasan jenis ini sesuai untuk kasus klinis tertentu yang tidak memungkinkan untuk memasang beberapa implan dengan jumlah dan susunan yang sesuai di lengkung rahang untuk mendukung protesa cekat. Selain hal tersebut, overdenture dukungan implan berbiaya relatif lebih murah dibanding gigitiruan cekat dukungan implan.^{5,6}

Gigi tiruan lepasan atau overdenture dukungan implan merupakan terapi alternatif yang sukses mengembalikan estetika dan fungsi dengan perawatan minimal. Penyebaran tekanan yang disalurkan ke tulang sekitar merupakan faktor kunci dalam keberhasilan atau kegagalan implan. Konsentrasi tegangan dapat melebihi batas toleransi tulang menyebabkan akumulasi kerusakan mikro dan menginduksi resorpsi tulang. Pada beberapa kondisi, pembebanan gaya oklusal yang berlebihan mengakibatkan kegagalan osseointegrasi implan.⁷

Beberapa faktor dianggap mempengaruhi lingkungan biomekanik yang mengakibatkan implan terpengaruh, seperti: kualitas tulang pada daerah insersi, keadaan area tulang-implan, sifat bahan implan dan protesa,

kekasaran permukaan bahan implan, kondisi oklusal (besar, arah dan frekuensi pembebanan) dan desain implan. Pertimbangan biomekanik yang tepat sangat penting dalam daya tahan jangka panjang implan gigi.⁸

Tegangan yang disalurkan ke tulang tergantung pada tipe pembebanan, jarak implan-tulang, bentuk implan, dan karakteristik permukaan implan.⁹ Prognosis implan bergantung pada tegangan dan distribusi beban oklusal yang disalurkan melalui perantara sistem *attachment* ke sistem implan.⁷

Implan yang mengalami osteointegrasi bereaksi dengan cara yang berbeda terhadap gaya oklusal. Hal ini terjadi oleh karena tidak adanya jaringan periodontal seperti pada gigi alami. Kelebihan beban oklusal pada implan dianggap sebagai salah satu penyebab potensial kehilangan tulang peri-implan dan kegagalan implan/protesa dukungan implan. Faktor kelebihan beban dapat berdampak negatif pada umur implan termasuk kantilever yang besar, parafungsi, desain oklusal yang tidak tepat, dan kontak prematur.¹⁰

Beban fungsional implan yang mendukung protesa mempengaruhi remodeling tulang disekitarnya. Jumlah implan dan beban yang disalurkan ke implan merupakan faktor yang mengakibatkan terjadinya demineralisasi tulang alveolar disekitarnya. Oleh karena itu, klinisi selalu mencari cara

untuk memperbaiki kondisi biomekanik sekitar implan sehingga bisa mengurangi tingkat kehilangan tulang.¹¹

Transmisi gaya implan ke tulang ditentukan dengan mempertimbangkan berbagai faktor seperti tipe protesa, jarak implan-tulang, panjang dan diameter implan, desain dan tekstur permukaannya, jenis prosthesis, kualitas, dan kuantitas tulang sekitarnya.¹²

Retensi overdenture dukungan implan mandibula umumnya didapatkan dengan *attachment* ball, clip pada bar penghubung implan atau pun dengan *attachment* magnet. *Attachment* retentif tersebut memperlihatkan tegangan dan regangan yang berbeda dengan gigi alami yang didukung oleh ligamentum periodontal.⁹

Berdasarkan fakta tersebut, penggunaan *attachment* tipe magnet untuk overdenture dukungan implan memungkinkan berbagai tipe gerakan. Magnet merupakan *attachment* yang tidak rigid sehingga memungkinkan gigitiruan bergerak lebih dari satu arah, namun *Attachment* magnetik gampang bergerak ke arah lateral apabila diberikan gaya dari arah horizontal.¹³

Salah satu strategi untuk mengurangi besar tegangan pada tulang di sekitar implan adalah *splinting*. *Splinting* pada protesa cekat dan overdenture dukungan implan terbukti memberikan hasil biomekanik yang lebih baik.^{14,15} Desain implan *nonsplint* sering digunakan oleh klinis, dan tidak menunjukkan masalah yang signifikan, bahkan menunjukkan beberapa

kelebihan terkait kompleksitas pengobatan, waktu, biaya, dan kebersihan pasien.¹⁵

Ring-O, ball dan magnet dianggap sebagai pilihan yang lebih hemat biaya untuk beberapa dokter. Beberapa penelitian menunjukkan bahwa desain *nonsplint* dapat memberikan hasil biomekanik yang lebih baik. Penelitian yang dilakukan oleh Meijer dan kolega menemukan distribusi *tegangan* yang lebih baik pada model ball dan bar dengan melakukan evaluasi kekuatan kunyah pada overdenture mandibula. Penelitian Menicucci dan kolega membuktikan bahwa tegangan yang terjadi pada ball lebih rendah dibandingkan bar pembebanan implan selama mengunyah.¹⁶

Sebagian besar studi *in vitro* dan *in vivo* sepakat bahwa bar menyalurkan tegangan yang lebih besar ke implan. Namun, sebuah studi klinis yang mengukur transmisi gaya bahwa gaya maksimum yang diukur dalam arah vertikal lebih tinggi dengan teleskopik tunggal dibandingkan dengan bar dan klip, dan bar *rigid* berkontribusi pada distribusi beban antara implan.¹⁷

Naert menyimpulkan bahwa komplikasi jaringan lunak yang rendah dan tingkat kepuasan pasien paling baik pada *attachment* ball jika dibandingkan dengan bar dan magnet. Salah satu penelitian yang membandingkan transfer beban dan stabilitas gigi tiruan pada overdenture dukungan implan yang dilengkapi dengan *attachment* ball, magnet, atau bar,

menunjukkan bahwa penggunaan ball lebih baik dalam hal mendistribusikan tegangan dan meminimalkan pergerakan gigi tiruan.¹⁸

Dengan tujuan untuk mengevaluasi sifat-sifat biomekanis bahan-bahan yang digunakan untuk kepentingan kedokteran gigi dan menentukan tegangan yang terbentuk pada struktur gigi dan jaringan sekitarnya, analisis tegangan terhadap struktur-struktur tersebut menjadi sangat umum dilakukan saat ini. Pengetahuan tentang sifat-sifat mekanis dan tegangan pada bahan yang digunakan pada kedokteran gigi menjadi faktor penting dalam menentukan keberhasilan perawatan.

Penelitian menjadi hal yang sulit, mahal dan beresiko dan kadangkala tidak mungkin dilakukan apabila bertujuan untuk menentukan respon jaringan hidup, tekanan terhadap organ, serta analisis tegangan.¹⁹ Akibat tingginya biaya, soal etik dan kesulitan teknis, penelitian analisis tegangan diperlukan dilakukan pada model yang merepresentasikan jaringan hidup. Beragam metode analisis tegangan digunakan untuk memprediksikan desain atau kombinasi dengan tujuan untuk melihat regio-regio dimana tegangan terkonsentrasi pada obyek dan membuatnya lebih kuat dan lebih tahan terhadap tekanan yang diterima.²⁰

Metode untuk mengevaluasi *tegangan* di sekitar sistem implan antara lain fotoelastisitas, *Finite Element Analysis (FEA)* dan pengukuran tegangan pada permukaan tulang. FEA menunjukkan beberapa keunggulan

dibandingkan metode lainnya. Hal Ini termasuk tampilan geometri kompleks yang akurat, kemampuan modifikasi model dan tampilan tegangan internal yang lebih baik dan kuantitas mekanis lainnya.²¹

Attachment dan protesa sebagai komponen sistem implan yang kompleks memerlukan metode yang mutakhir yang sesuai sehingga FEA cocok digunakan sebagai alat untuk menjawab kontroversi tentang efek tegangan pada implan dan tulang sekitarnya dalam dua dekade terakhir.

Hasil studi yang kontroversial mengenai efektifitas desain *attachment* yang digunakan dalam sistem implan mendasari kajian sistematik ini dilakukan. Kajian sistematik ini bertujuan untuk memilih *attachment* yang ideal digunakan pada overdenture dukungan implan berdasarkan distribusi *tegangan* pada tulang dan komponen prostetik pada kasus edentulous totalis menggunakan FEA.

I.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian diatas, dapat dirumuskan masalah antara lain:

1. Apakah Tipe *attachment* yang menunjukkan tegangan minimal dan tersebar merata pada overdenture dukungan implan pada kasus edentulous totalis?

I.3 Tujuan Penelitian

I.3.1. Tujuan umum

Tujuan kajian sistematis ini adalah untuk memilih attachment yang ideal digunakan pada overdenture dukungan implan berdasarkan distribusi tegangan menggunakan *finite element analysis*.

I.3.2 Tujuan khusus

Tujuan khusus kajian sistematis ini adalah:

1. Untuk mengetahui jenis *attachment* yang memiliki sifat biomekanis ideal yang mampu mendistribusikan tegangan dengan baik pada overdenture dukungan implan.

1.4 Manfaat Penulisan

1.4.1 Aspek Ilmiah

Manfaat kajian sistematis ini dilihat dari aspek ilmiah, antara lain:

1. *Finite element analysis* (FEA) digunakan dalam bidang Prostodonsia khususnya analisis biomekanis pada sistem implan dan struktur pendukungnya.
2. Pola distribusi, nilai, dan lokasi tegangan yang terjadi pada sistem *attachment* overdenture dukungan implan gigi dapat diketahui.
3. Konstruksi tipe attachment yang ideal dapat dilakukan dengan menggunakan FEA

1.4.2 Aspek Praktis

Manfaat kajian sistematis ini secara praktis memenuhi unsur *simplicity*, *effective* dan *safety* bagi pasien dan operator, antara lain:

1. *Simplicity* bermakna desain *attachment* yang dipilih dan digunakan sederhana dan tidak rumit. Hasil analisis FEA diharapkan mendapatkan tipe *attachment* berdesain sederhana serta mudah dipasang dan digunakan oleh dokter gigi dan pasien.
2. *Effective* bermakna tipe dan jumlah *attachment* yang digunakan seminimal mungkin, namun fungsi dan tujuan penggunaan mendapatkan hasil yang sama.
3. *Safety* bermakna desain dan jumlah *attachment* yang digunakan aman bagi pasien. Prinsip *minimal intervention* saat pemasangan implan harus selalu dijaga, baik dari segi jumlah dan desain implan dan protesa yang didukungnya. *Finite element analysis* (FEA) diharapkan dapat diaplikasikan pada proses pengembangan komponen implan gigi sehingga memiliki sifat biomekanis yang paling bisa diterima oleh jaringan biologis di dalam rongga mulut.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Overdenture Dukungan Implan

Overdenture adalah suatu gigi tiruan lengkap lepasan atau sebagian lepasan yang menutupi dan bersandar pada satu atau lebih gigi alami, akar gigi dan atau implan. *Overdenture* merupakan jenis gigi tiruan yang banyak digunakan pada sistem dukungan implan. *Overdenture* diklasifikasikan menjadi dua jenis, yaitu overdenture yang didukung oleh jaringan lunak dan implan atau gigi, dan overdenture yang murni didukung oleh implan.²²

Kelebihan *overdenture* dukungan implan antara lain adalah meningkatkan retensi, mencegah resorpsi prosesus alveolaris, meningkatkan stabilitas, estetik, kenyamanan, dan memaksimalkan fungsi mastikasi.^{15,23}

Indikasi untuk overdenture dukungan implan antara lain dukungan tulang yang rendah untuk gigi tiruan lepasan konvensional, koordinasi otot yang rendah, toleransi jaringan mukosa yang rendah terhadap gigitiruan lepasan akrilik, kebiasaan parafungsional, refleks muntah yang berlebihan terhadap gigitiruan lepasan, pasien tidak puas dengan gigitiruan lepasan konvensional dan berkeinginan memiliki gigi tiruan yang lebih stabil dan nyaman.¹⁴

Ada tiga tipe overdenture berdasarkan pertimbangan distribusi tekanan mastikasi, antara lain:

- *Mainly tissue-supported implant overdenture.* Pada tipe overdenture ini, dua *attachment* individual digunakan dan berfungsi hanya sebagai retensi gigi tiruan. Basis gigi tiruan harus menutupi jaringan secara maksimum seperti gigi tiruan konvensional.
- *Tissue-implan supported overdenture.* Pada tipe ini, dua implan dilengkapi dengan resilient bar digunakan, basis gigi tiruan diperluas untuk menutupi jaringan sisa.
- *Fully implant-supported overdenture.* Pada tipe ini, empat atau lebih implan digunakan. Saat mastikasi dilakukan, tegangan mastikasi disalurkan oleh *attachment* ke implan pendukung. Basis gigi tiruan dibuat seminimal mungkin.

Kesuksesan pembuatan tipe *mainly tissue-supported implant overdenture* dan *tissue implant-supported overdenture* harus mempertimbangkan prinsip dasar pembuatan gigi tiruan lepasan konvensional seperti pencetakan jaringan pendukung yang akurat, adaptasi maksimum antara basis gigi tiruan dengan ridge residual, dimensi vertikal oklusi yang adekuat, relasi sentris yang akurat dan penyusunan gigi artifisial yang tepat.

Komparasi overdenture dukungan implan dibandingkan gigi tiruan konvensional lepasan dapat dilihat pada tabel 1.²⁴

2.2 Attachment

Attachment didefinisikan sebagai perangkat mekanis untuk fiksasi, retensi, dan stabilisasi prosthesis. Sebuah retainer yang terdiri dari *socket* logam dan bagian yang pas. Komponen matriks atau *female* yang terdapat di dalam kontur normal atau meluas dari mahkota gigi penyangga dan komponen patriks atau *male*, dilekatkan pada pontik atau kerangka gigi tiruan.²⁵

Tabel 1. Perbandingan overdenture dukungan implan dibanding gigi tiruan konvensional

Kelebihan Overdenture	Kekurangan Gt Konvensional
<ul style="list-style-type: none"> • Menggunakan 2 sampai 4 implan sebagai dukungan protesa. • Stabilitas yang baik. • Retensi yang baik. • Meningkatkan fungsi. • Meningkatkan estetik. • Mengurangi resorpsi ridge residual. • Protesa dukungan implan bisa dibuat sederhana. • Kemungkinan protesa lama bisa digabungkan menjadi protesa yang baru. 	<ul style="list-style-type: none"> • Memerlukan ketelitian untuk mendapatkan protesa yang tepat. • Stabilitas yang rendah. • Retensi yang rendah. • Resorpsi ridge residual berlanjut karena gigi tiruan tidak stabil. • Fungsi mastikasi berkurang apabila protesa kurang tepat. • Masalah sosial akibat gigitiruan tidak estetik atau longgar.

Sumber: Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK, The Implan-Supported Overdenture as An Alternative to The Complete Mandibular Denture. Jada, vol. 134, November 2003

Beragam sistem *attachment* digunakan untuk menghubungkan implan ke overdenture baik dengan splint atau nonsplint implan. Pemilihan berdasarkan pada sifat biomekanis, Kondisi anatomi mandibula, kualitas retensi, stabilitas dan dukungan, mudah dalam pembuatan, biaya laboratorium yang murah merupakan faktor penting dalam memilih jenis *attachment* overdenture yang tepat.²⁶



Gambar 1. Model *Attachment* (kiri ke kanan). *Ball attachment*, *ERA attachment*, *Locator attachment*, *Zest attachment*, *O-Ring attachment*, *Dentium Magnet*, *Dyna Magnet*, *Titan magnetics*. Sumber: Turker N, Buyukkaplan Us. Effect Of Overdenture Attacment Systems with Different Working Principles on Tegangan Transmission: A Three-Dimensional Finite Element Study. J Adv Prosthodont 2020;12:351-60

Attachment dapat diklasifikasikan berdasarkan mekanisme kerjanya sebagai berikut:²⁶

- a. Kaku/*rigid*, sebuah kaitan retentif dianggap *rigid* bila menahan gigi penyangga untuk bergerak dan tidak memungkinkan gerakan antara abutment dan protesa kecuali rotasi, sehingga tidak memungkinkan lepasnya gigi tiruan. Contohnya adalah teleskopik

- b. Resilien/*nonrigid*, bila memungkinkan gerakan translasi, rotasi, aksial atau engsel pada sumbu posterior atau kombinasinya karena fleksibilitasnya. Dengan *attachment* yang kaku, implan akan menerima 100% beban oklusal, sedangkan dengan *attachment* resilien, beban oklusal akan diterima oleh implan, gigi tiruan atau fibromukosa. Contohnya adalah ball dan bar.

Tabel 2. Perbandingan *attachment* rigid dan resilient

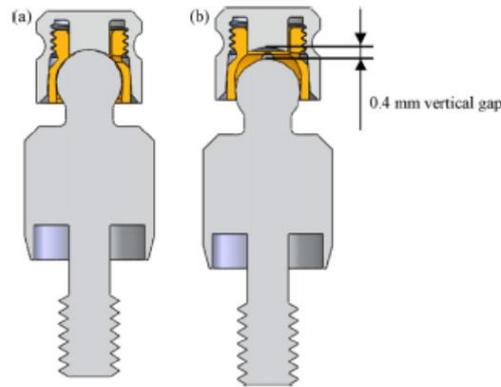
<i>Rigid attachment</i>	<i>Nonrigid/resilient attachment</i>
<p>Kelebihan</p> <ul style="list-style-type: none"> • Mengurangi beban pada ridge edentulous selama Gerakan fungsional atau parafungsional • Gerakan tipping minimum pada gigi penyangga Ketika tekanan dari arah lateral diberikan <p>kekurangan</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tekanan dan Gerakan yang diberikan ke gigi tiruan diteruskan semuanya ke implan atau gigi penyangga 	<p>Kelebihan</p> <ul style="list-style-type: none"> • Mengurangi efek tegangan tipping terhadap implan atau gigi penyangga <p>Kekurangan</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tegangan yang lebih besar pada jaringan pendukung gigi tiruan • Tipping yang lebih besar pada gigi geligi atau implan akibat gaya lateral

Sumber: Geering AH, Kundert M, Kelsey CC. Color atlas of dental medicine complete denture and overdenture prosthetics. Thieme medical publisher. 1993. New York.

Attachment berdasarkan pada sifat resiliennya diklasifikasikan menjadi enam kategori, antara lain:^{5,27}

- *Rigid non-resilient attachment*. Pada *attachment* jenis ini, tidak ada gerakan yang bisa terjadi antara abutment dan implan.
- *Restricted vertikal resilient attachment*. Pada jenis ini, terjadi gerakan *vertikal attachment*, namun Gerakan tipping ke lateral dan rotasi tidak terjadi. Mampu menyerap beban sekitar 5-10%
- *Hinge resilient attachment*. Pada tipe ini, *attachment* menahan Gerakan tipping dan rotasi, dan mampu menyerap beban sekitar 30-35%
- *Combination resilient attachment*. Memungkinkan gerakan vertikal dan engsel dan mampu menyerap beban sebesar 45-55%.
- *Rotary resilient attachment*. Gerakan vertikal, engsel dan rotasi terjadi. Mampu menyerap beban sekitar 75-85%.
- *Universal resilient attachment*. Hampir semua gerakan bisa terjadi, beban yang terserap mencapai 95%.

Kriteria pemilihan *attachment* didasarkan pada; tulang yang masih tersisa, tingkat harapan prostetik pasien, kemampuan finansial pasien, kemampuan pengetahuan dan keterampilan teknisi laboratorium.



Gambar 2. Posisi relatif konfigurasi *attachment* rigid (a) dan resilient (b). sumber: M. Daas a, G. Dubois b,c, A.S. Bonnet d,*, P. Lipinski d, C. Rignon-Bret A Complete Finite Element Model Of A Mandibular Implan-Retained Overdenture With Two Implans: Comparison Between Rigid And Resilient Attachment Configurations.

Pasien dengan ridge residual yang mengalami resorpsi parah merupakan indikasi terbaik untuk pemasangan *attachment* bar atau teleskopik, sedangkan bagi pasien yang menderita ridge residual dengan resorpsi minimum sesuai untuk pemasangan stud atau magnet.¹⁴

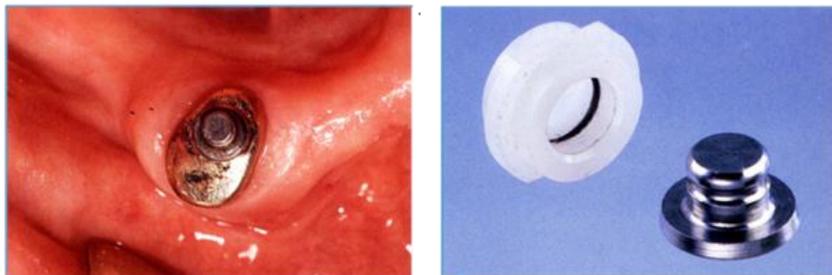
2.2.1 Attachment Stud

Attachment stud merupakan salah satu sistem *attachment* tertua yang masih digunakan sampai saat ini. Dibagi menjadi dua kelompok, yakni: 1) ekstraradikular, dimana komponen male berada pada implan, 2) intraradikular, komponen male berada pada basis gigi tiruan.⁵ *attachment ball*, *locator*, *O-ring attachment* dan *extracoronar resilient attachment* (ERA) adalah contoh *attachment* jenis ini.

Attachment ball terdiri dari unit *male* berupa titanium dan unit *female* berupa *ring* karet yang dipasang ke dalam penahan logam. *Attachment* jenis

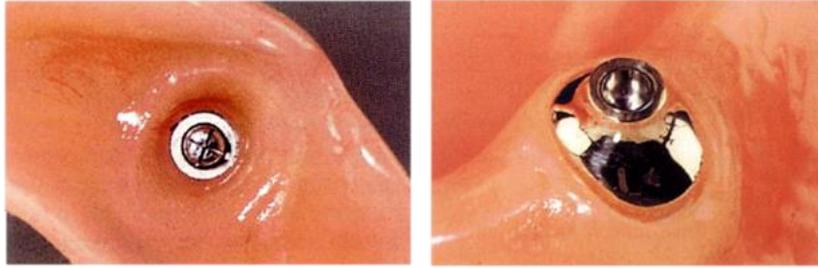
ini mendistribusikan tegangan ke *abutment* dan memberikan efek peredam tekanan yang sangat baik selama berfungsi.

Tipe *Attachment ball* dianggap sebagai jenis *attachment* paling sederhana untuk aplikasi klinis dengan overdenture dukungan gigi atau implan. Alat ini memiliki *abutment* male dengan penahan sekrup di dalam implan dengan bentuk bulat pada bagian oklusalnya, dan bagian female tempat bersandar prostetik yang dapat berupa logam atau ditutupi dengan nilon yang memiliki rentang retensi yang berbeda. *Attachment* ini tidak memerlukan ruang prostetik yang besar dan memungkinkan pelepasan engsel dan rotasi. Namun, desain khusus dari *attachment ball* dapat mempengaruhi jumlah gerakan bebas sehingga membatasi ketahanannya.²⁸



Gambar 3 *Attachment* tipe ekstraradikuler. Sumber: Shafie H, 2007. Clinical And Laboratory Manual of Implan Overdentures, 2007. Blackwell and publishing company.

Tipe *Attachment ball* dan socket terdiri dari *ball* logam (*male*) yang disekrupkan ke dalam fixture, dimana bagian *female* dimasukkan ke dalam permukaan gigi tiruan. Bagian *female* berupa salah satu dari jenis berikut:²⁹



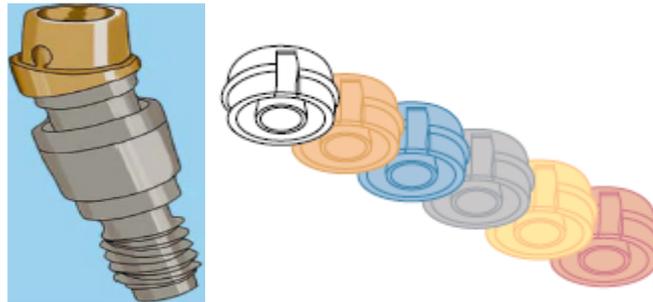
Gambar 4. *Attachment* Tipe Intraradikuler. Sumber : Shafie H, 2007. Clinical And Laboratory Manual of Implan Overdentures, 2007. Blackwell and publishing company.

1. Sebuah Cincin-O yang elemen retainernya berupa *ring* yang terbuat dari karet.
2. Bagian logam seperti sistem dalbo. Ini memungkinkan retensi yang lebih rendah; namun, gaya retentif hampir dua kali lipat dibandingkan dengan sistem ring-O.
3. Jangkar logam bulat di mana bagian female berisi pegas. *Attachment* ini memiliki keuntungan karena kuat dan mudah diaktifkan.

Attachment bentuk ball dibandingkan dengan semua tipe *attachment* stud yang lain lebih sering digunakan karena biaya rendah, kemudahan penanganan, waktu pengerjaan yang singkat dan penggunaan pada protesa dukungan akar gigi dan implan.²⁹

Attachment ERA merupakan *attachment* stud tipe *resilient* yang bisa bergerak seperti engsel dan ke arah vertikal. komponen cekat kaitan ini terbuat dari alloy titanium dengan bagian *female* dilapisi dengan titanium

nitride untuk mengurangi keausan. Komponen *male* berbahan karet dengan variasi warna berdasarkan tingkat retensinya. Berdasarkan urutan retensi terendah ke tertinggi, putih, orange, biru, abu-abu, kuning dan merah.



Gambar 5. ERA Attachment. Sumber: Shafie H, 2007. Clinical And Laboratory Manual Of Implan Overdentures, 2007. Blackwell And Publishing Company

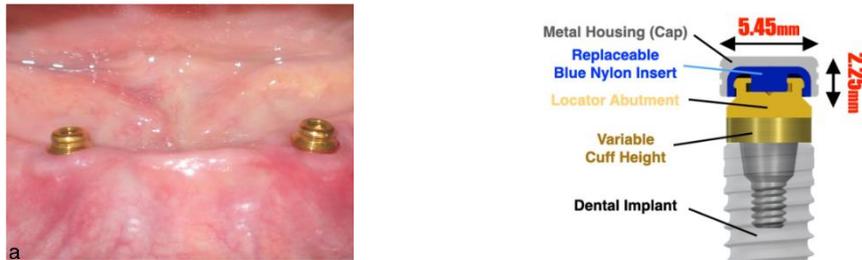
Komponen *male attachment* jenis ini bisa mengakomodasi sudut implan sebesar 0° , 5° , 7° bahkan sampai 11° dengan dua *abutmen* implan.³⁹

Attachment locator terdiri dari bagian male berupa sebuah *abutment* implan logam bersekrup dan bagian female berbentuk penutup logam yang dilapisi karet dengan warna yang beragam yang dilekatkan ke gigi tiruan.

Kapasitas retensi karet tersebut ditandai dengan warna yang berbeda-beda. Ada dua jenis karet antara lain:

1. Dengan retensi internal dan eksternal untuk implan yang dipasang dengan baik (retensi kuat ke retensi lemah: transparan, merah muda, biru)

2. Dengan retensi eksternal untuk implan paralel (retensi kuat ke retensi lemah: hijau, oranye, merah).⁴⁰

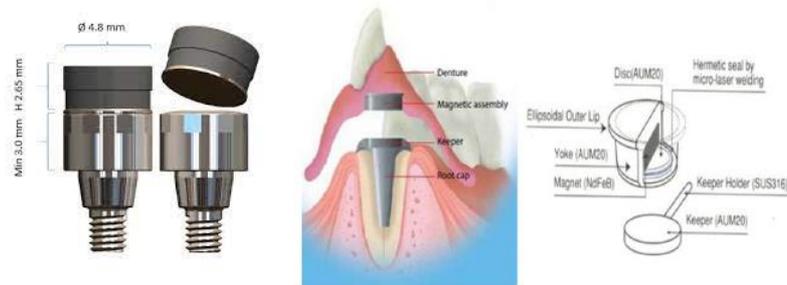


Gambar 6. (Kiri) *Attachment Locator*. Sumber: Uludag B, Cogalan K, Polat S. An Alternative Impression Technique for Implan-Retained Overdentures With Locator Attachments., *Journal of Oral Implanology*, Vol. XXXVI/No. 6/2010. (Kanan) penampang melintang attachment locator. Sumber: <https://www.speareducation.com/spear-review/2021/03/where-is-the-line-with-locators>

2.2.2 *Attachment Magnet*

Magnet yang umum digunakan dalam implan gigi terbuat dari logam aluminum-nickel-cobalt. Diklasifikasikan dalam *attachment resilient* karena memungkinkan protesa untuk bergerak. *Attachment magnet* tidak memberikan retensi yang cukup adekuat bila dibandingkan dengan ball and bar *attachments*. Masalah lain *attachment magnet* adalah mudah mengalami korosi apabila berada dalam saliva dalam waktu lama.³⁰

Generasi terbaru magnet yang terbuat dari unsur langka seperti samarium dan neodymium dapat mengatasi potensi korosi serta meningkatkan sifat *attachment* jenis ini.^{31–33}



Gambar 7. *Attachment* magnet. Sumber: Varghesel K, Prasad KB, Nehas H, Anuram R. Magnetic Over Denture: Bidding Adieu to Clasped Removable Partial Denture. IOSR-JDMS. Volume 14, Issue 2 Ver. VI (Feb. 2015), PP 43-47

Kelebihan magnet dibandingkan jenis attachment lainnya, antara lain:

1) *Attachment* Magnet lebih pendek dibandingkan dengan *attachment* mekanis lainnya sehingga bisa digunakan pada kasus jarak *inter-arch* yang berkurang, 2) Magnet dapat digunakan pada *abutment non parallel* karena magnet tidak mengikuti arah insersi. 3) Prosedur *casting* pada laboratorium tidak diperlukan, 4) Magnet lebih *resilient* dan memungkinkan protesa untuk bebas bergerak.

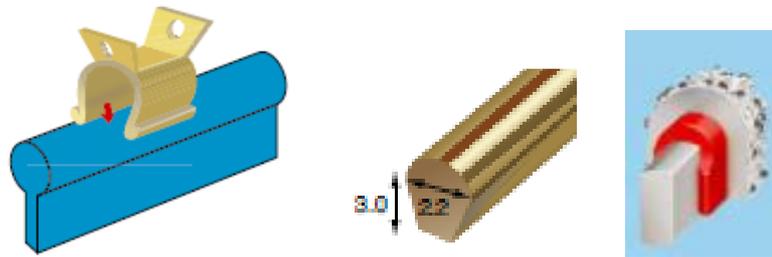
Kekurangannya antara lain adalah: 1) *Attachment* harus dilepas sebelum pengambilan *magnetic resonance imaging* karena mengakibatkan *streaking*, 2) Apabila jumlah implan sedikit, retensinya tidak sekuat *attachment* lainnya, 3) Sterilisasi panas akan mengurangi gaya retensi magnet dalam jangka lama.

Retensi magnetik merupakan metode populer untuk menempelkan protesa lepasan ke akar yang dipertahankan atau implan osseointegrasi. Magnet biasanya berbentuk silinder atau kubah yang menempel pada permukaan basis resin akrilik overdenture. *Keeper* magnet dicor ke coping logam yang disemen ke permukaan akar atau disekrup di atas implan.³⁴

2.2.3 Attachment Bar

Attachment Bar terdiri dari bar logam yang menghubungkan dua atau lebih implan atau gigi asli yang mencakup ridge edentulous dan sleeve (suprastruktur) yang tergabung dalam overdenture yang menjepit bar untuk menahan gigi tiruan. Attachment bar tersedia dalam berbagai macam bentuk, bisa dibuat di pabrik atau dibuat khusus.^{35,36}

Terdapat dua tipe dasar *Attachment* bar berdasarkan prinsip kerjanya: bar joint yang memungkinkan rotasi beberapa derajat atau gerakan resilient antara dua komponen dan bar unit. *Spacer* harus disediakan untuk memastikan celah kecil antara sleeve dan bar selama proses pembuatan. Bar joint dibagi menjadi dua jenis: *single sleeve* dan *multiple sleeve*; *single sleeve* harus lurus tanpa adanya lengkungan anteroposterior. Di sisi lain, *multiple sleeve* dapat menyesuaikan dengan lengkung rahang, sehingga memungkinkan penggunaan lebih dari satu klip.³⁶ *attachment* bar berdasarkan bentuk potongan melintang, dibagi menjadi bentuk bulat, *egg shaped*, dan “U”.^{14,36}



Gambar 8. *Attachment* bar, bulat, *egg shaped* dan *U form*. Sumber: Shafie H, 2007. *Clinical and laboratory manual of implan overdentures*, 2007. Blackwell and publishing company.

Attachment tipe Bar dan clip terbagi menjadi dua: 1) Bar joint (*resilient*) dengan tipe *single sleeve* dan *multiple sleeves*, 2) bar unit (*nonresilient*).^{14,34} *Attachment* tipe bar terbukti memberikan retensi dan stabilitas yang baik, namun terdapat kekurangan sistem *attachment* ini, seperti: 1) Arah pelepasan vertikal, *attachment* tipe bar menunjukkan tegangan maksimum sekitar implan, 2) Pembuatan memerlukan teknik yang detail, 3) Berbiaya tinggi, 4) Pemeliharaan kebersihan yang sulit sehingga mengakibatkan masalah seperti iritasi mukosa, 5) Klip retentif kadangkala hilang. Panjang ideal sebuah *single bar* minimum 20-22 mm untuk menampung dua *clip*.¹⁵



Gambar 9. *Attachment* bar, bar joint (kiri), bar unit (kanan). Sumber: Shafie H, 2007. *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*, 2007. Blackwell and publishing company.

Ada beberapa desain bar yang berbeda seperti Ackermann Bar (bentuk bulat), Dolder Bar (bentuk ovoid atau “U”) dan Hader Bar (bentuk lubang kunci). Hader bar diklasifikasikan sebagai *attachment* resilien seperti engsel dan memberikan retensi mekanis seperti kancing. *Clip* Plastik lebih direkomendasikan dibanding *clip* logam. Kekurangan *clip* logam antara lain: Pelepasan lebih sulit dibanding *clip* plastik, memerlukan waktu pengerjaan yang lebih lama. Kelebihan *clip* logam antara lain: Lebih tahan terhadap aus oleh karena pemakaian, ukuran bar yang lebih kecil.

Faktor-faktor yang mempengaruhi kelenturan bar, antara lain: Panjang bar diantara dua implan, Tinggi bar, Sifat fisik alloy, Besar beban mastikasi.

Aturan jarak Anterior-posterior digunakan untuk menentukan ukuran perpanjangan *cantilever bar*. Sebuah garis dibuat melintasi pusat paling anterior dan posterior implan pada setiap sisi lengkung. Jarak antara kedua

garis disebut perpanjangan anterior posterior. Cantilever distal tidak boleh lebih dari setengah ukuran anterior posterior.

Attachment bar dan *clip* merupakan *attachment* yang paling banyak digunakan untuk gigi tiruan dukungan implan karena menawarkan stabilitas mekanik yang lebih besar dan ketahanan aus yang lebih baik daripada *attachment* tunggal. Selain itu, ekstensi distal yang pendek dari bar rigid yang berkontribusi pada stabilisasi dan mencegah pergeseran gigi tiruan.²⁸

Kelebihan pemasangan *attachment* bar adalah transmisi gaya yang lebih baik antara implan karena efek *splinting*, pembagian beban, retensi yang lebih baik, dan perawatan pasca pemasangan yang minimal.³⁷

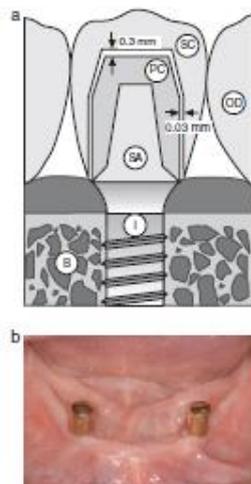
2.2.4 Attachment Teleskopik

Crown teleskopik juga dikenal sebagai *crown* ganda, *crown*, dan *sleeve coping*. *Crown* ini terdiri dari *coping* teleskopik bagian dalam atau primer, disemen secara permanen ke *abutment*, dan *crown* teleskopik luar atau sekunder yang dapat dilepas, dihubungkan secara kaku ke protesis yang dapat dilepas.³⁷

Penggunaan retainer teleskopik mencakup protesa dukungan implan. Retainer ini memberikan retensi yang sangat baik yang dihasilkan dari *frictional fit* antara *crown* dan *sleeve coping*. *Abutmen* ini mendistribusikan gaya yang lebih baik karena hubungan sirkumferensial dari *crown* luar ke *abutment* yang membuat transfer beban oklusal aksial yang menghasilkan

torsi rotasi yang lebih sedikit pada abutmen dengan meningkatkan rasio akar mahkota gigi sehingga memelihara gigi dan tulang alveolar.²⁸

Menurut desain dinding, retainer teleskopik dapat diklasifikasikan menjadi *crowns* paralel, *crowns* runcing (berbentuk kerucut), dan *crowns* dengan *attachment* tambahan. Restorasi retensi teleskopik memiliki keuntungan seperti mudah dilepas, sehingga memudahkan pasien untuk melakukan pembersihan dan pemeliharaan berulang.³⁸



Gambar 10 *Non-rigid telescopic attachment*, a. PC: primary telescopic coping, SC: secondary telescopic coping, SA: solid abutment, OD: overdenture, I: implan, B: bone. (b) gambaran klinis *primary coping*. Sumber: Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implan telescopic overdentures. 10-year clinical and radiographical results. Clin. Oral Impl. Res. 15, 2004; 560–569 doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01064.x

2.3 Biomekanis implan

Biomekanis di bidang kedokteran gigi merupakan aplikasi ilmu mekanis (statis, dinamis, kekuatan bahan dan analisis tegangan) mengenai

daya pembebanan suatu biomaterial di dalam rongga mulut. Bidang ilmu ini mempelajari hubungan antara perilaku biologis struktur rongga mulut terhadap pengaruh fisik dari suatu restorasi yang terdapat di dalam rongga mulut. Biomekanis berperan penting dalam kedokteran gigi oleh karena gigi geligi dan rahang melakukan aktifitas biomekanis selama proses mastikasi.³⁹

Sifat mekanis didefinisikan oleh hukum mekanika, yaitu ilmu fisik yang berhubungan dengan energi dan kekuatan serta efeknya. Jadi semua sifat mekanis adalah ukuran ketahanan material terhadap deformasi atau fraktur di bawah gaya yang diterapkan.⁴⁰

Salah satu faktor penting dalam membuat gigi tiruan adalah kekuatan bahan, sifat mekanis bahan sehingga gigi tiruan berfungsi dengan baik dan berfungsi secara efektif, aman dan bertahan untuk jangka waktu lama. Secara umum, kekuatan bahan adalah kemampuan bahan untuk menahan tekanan yang diberikan tanpa mengalami fraktur atau deformasi permanen (regangan plastik). Deformasi plastik terjadi ketika batas tegangan elastis dalam protesa dilampaui. Pada faktor besar tekanan, landasan penyebab fraktur bahan dan pemahaman mengenai bentuk yang akan meningkatkan atau mengurangi resistensi fraktur pada rongga mulut harus sudah diprediksi. Hal ini memungkinkan untuk membedakan penyebab potensial kegagalan klinis yang dapat dikaitkan dengan material, kesalahan dokter gigi, kesalahan teknisi, atau faktor pasien.⁴⁰

Potensi kegagalan protesa akibat aplikasi gaya yang diterapkan berkaitan dengan sifat mekanik dari material prostetik. Sifat mekanis adalah respons terukur, baik elastis (dapat kembali saat gaya dihilangkan) dan plastik (tidak dapat balik) dari bahan di bawah gaya yang diterapkan, distribusi gaya, atau tegangan. Menurut Anusavice, sifat mekanik dinyatakan dalam satuan tegangan dan/atau regangan yang dapat sebagai: ⁴⁰

- a. Deformasi elastis atau reversibel (batas proporsional, ketahanan, dan modulus elastisitas),
- b. Deformasi plastis atau irreversible,
- c. Kombinasi deformasi elastis dan plastik, seperti ketangguhan dan kekuatan luluh.

Ada konsensus yang menyatakan bahwa lokasi dan besar gaya oklusal mempengaruhi kualitas dan kuantitas tegangan dan regangan pada semua komponen kompleks tulang- protesa *implan prosthesis*.⁴¹ Ketika evaluasi efek biologis pada beban yang diaplikasikan, penting untuk menentukan sumber bebannya. Sebuah protesa dukungan implan dipengaruhi oleh gaya eksternal (fungsional atau gaya parafungsional) atau gaya internal.^{42,43}

Implan sebagai prosedur restoratif dan rehabilitatif pada pasien edentulous menjadi sangat populer sejak penemuan implan teroseointegrasi pada tulang alveolar oleh Branemark. Ketahanan implan dipengaruhi oleh faktor biologis dan biomekanis. Kondisi biomekanis yang ideal berpengaruh

langsung terhadap *remodelling* tulang serta membantu integritas struktur implan-*abutment* protesa.⁴¹

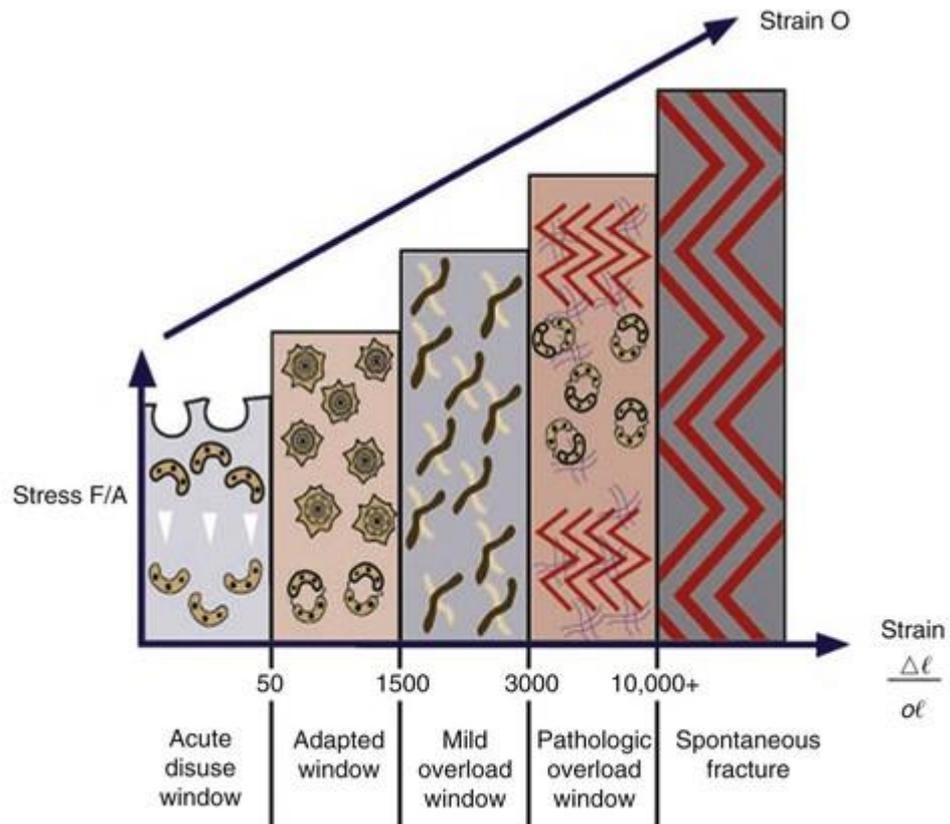
Tabel 3. Faktor yang mempengaruhi distribusi beban pada implan⁴⁴

Geometri, jumlah, Panjang, diameter dan angulasi implan
Lokasi implan dalam lengkung
Tipe dan geometri protesa
Bahan protesa
Ketepatan superstruktur
Lokasi, arah dan besar gaya oklusal pada protesa
Kondisi lengkung antagonis (protesa vs gigi alamiah)
Deformasi mandibula
Densitas tulang
Usia dan jenis kelamin pasien
Daya rekat makanan

Sumber: Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The Influence of Functional Forces On The Biomechanics Of Implan-Supported Protheses—a review, Journal of Dentistry 30 (2002) 271–282

Faktor biomekanis yang berpengaruh terhadap ketahanan implan, terdiri dari: biomaterial, geometri implan, kondisi pembebanan, serta jumlah siklus beban yang mengenai protesa didukung implan. Tegangan internal yang terdistribusi pada implan maupun jaringan di sekitarnya, muncul akibat kombinasi keempat komponen aspek biomekanis tersebut. Tujuan utama pemeliharaan implan adalah mengurangi besar dan membuat distribusi tegangan mekanis internal menjadi merata di seluruh komponen implan dan jaringan tulang disekitarnya. tegangan internal yang terlalu tinggi di suatu

lokasi pada sistem implan merupakan tanda bahwa di lokasi tersebut berpotensi untuk terjadinya fraktur.



Gambar 11. Empat zona tulang terkait adaptasi mekanis terhadap regangan sebelum fraktur spontan terjadi. *acute disuse window* merupakan microstrain terendah. *adapted window* merupakan zona pembebanan fisiologis yang ideal. *mild overload zone* menyebabkan fraktur mikro dan mencetuskan remodelling tulang. *pathologic overload zone* menyebabkan terjadinya fraktur fatigue, remodeling, dan resorpsi tulang.

Faktor yang mempengaruhi tegangan yang muncul pada sekitar implan antara lain: 1) Faktor mastikasi (frekuensi, tekanan gigit, dan Gerakan mandibula), 2) Dukungan protesa (dukungan implan, dukungan implan-jaringan, dukungan implan-gigi), 3) Sifat mekanis bahan implan (modulus

elastisitas, *ductility*, kekuatan fraktur dan lain-lain) 4) Desain *implan body* dan protesa intraoral terkait.

Gaya kunyah adalah salah satu penyebab terjadinya tegangan mekanis pada implan. Gaya ini merupakan gaya alami terbesar yang dialami gigi maupun implan. Kegagalan pada implan jarang sekali diakibatkan oleh gaya yang hanya sekali diaplikasikan pada protesa didukung implan meskipun gaya tersebut nilainya besar. Gaya yang besarnya rendah tetapi diaplikasikan secara berulang dan terus menerus seperti gaya pengunyahan merupakan penyebab utama terjadinya fraktur atau kegagalan pada sistem implan.

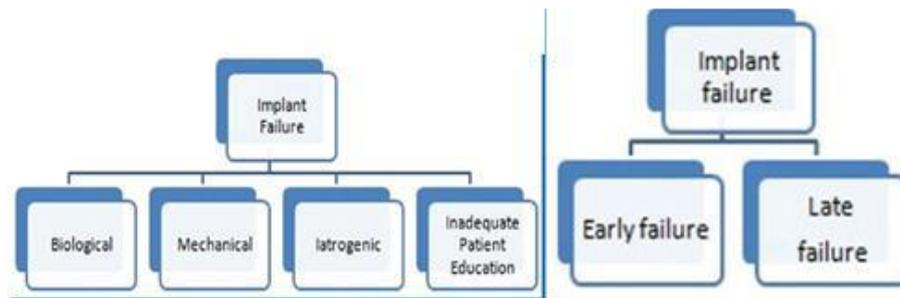
Kegagalan secara biomekanis sendiri memiliki berbagai pengertian, antara lain: terpisahnya komponen menjadi dua bagian atau lebih; mengalami distorsi secara permanen; kerusakan pada geometri; keandalannya menurun; atau tidak bekerja sesuai fungsi.

2.5 Finite Element Analysis (FEA)

Solusi masalah industri rekayasa ada tiga yaitu metode analisis, metode numerik, dan metode eksperimental. *Finite element analysis* (FEA) atau Metode elemen hingga adalah metode numerik untuk analisa struktur menggunakan sebuah model bahan atau desain komputer dengan tujuan untuk mengetahui sifat tegangan material secara akurat.^{45,46}

Tabel 4. Besar gaya/tekanan gigit. Sumber: Osseointegration In Dentistry, Worthington P, Lang BR, Rubenstein JE.⁴⁷

Deskripsi Data	Typical values
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa, rata-rata pada beberapa gigi	200-2.440 N
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa, regio molar	390-880 N
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa, regio premolar	435N
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa, region incisal	222 N
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa menggunakan gigitiruan lengkap	77-196 N
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa dengan gigitiruan lengkap pada rahang atas berantagonis dengan gigi lami pada rahang bawah	147-196 N
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa dengan gigitiruan dukungan implan (pasien diminta untuk menggigit secara maksimal)	42-412 N
Gaya gigit vertikal pada orang dewasa dengan gigitiruan overdenture yang dilengkapi attachment	337-342 N
Gaya gigit lateral pada orang dewasa	20 N
Frekuensi mengunyah	60-80 kali/menit
<i>Chewing rate</i>	1-2 kali/menit
Durasi gigi berkontak pada 1 siklus mengunyah	0,23-0,3 detik
Total Waktu gigi berkontak pada periode 24 jam	9-17,5 menit
Kecepatan penutupan mulut selama mengunyah maksimum	140 mm/detik
Tegangan kontak gigi-geligi maksimum	20 Mpa



Gambar 11. Klasifikasi kegagalan implan. Sumber: Rathika Rai1, Ayesha Tabassum, Prema A.G. Implan Failures – A Review, International Journal of Science and Research (IJSR) Volume 8 Issue 4, April 2019

FEA pertama kali dikembangkan oleh Courant, diikuti oleh Turner, Clough, Martin, dan Topp, pada tahun 1956 dengan tulisan yang difokuskan pada kekakuan dan defleksi dari suatu struktur yang kompleks. Metode ini banyak dilakukan mulai tahun 1960 pada bidang teknik mesin untuk mengetahui sifat mekanis suatu material dalam proses industri. Uji sifat mekanis tidak hanya dilakukan di lingkungan teknik, tetapi juga dalam bidang kedokteran gigi.⁴⁸

FEA merupakan metode berbasis komputer numerik untuk menghitung kekuatan dan sifat struktur teknik. Metode ini dapat digunakan untuk menghitung defleksi, tegangan, getaran, sifat tekuk dan fenomena lainnya, dapat juga digunakan untuk menganalisis defleksi skala kecil maupun besar di bawah beban yang diaplikasikan. FEA juga dapat digunakan untuk menganalisis deformasi elastis, atau pun deformasi plastis.⁴⁸

Pada metode FEA, struktur bahan atau model bahan dibagi menjadi banyak blok sederhana atau elemen kecil yang disebut *nodes* (system titik) dan elemen yang membentuk sebuah *grid* yang disebut *mesh*. Mesh ini diprogram memiliki sifat dan struktur material yang diteliti (Modulus Elastisitas, Poisson Rasio, dan Yield Strength), yang menggambarkan reaksi material terhadap pembebanan yang diaplikasikan.^{45,49}

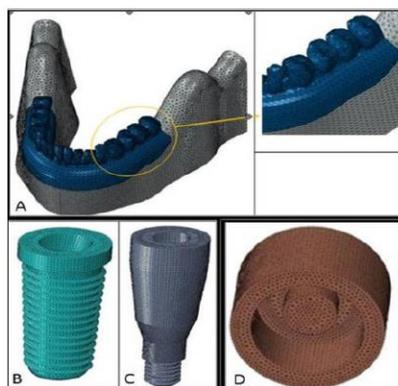
Informasi yang dibutuhkan untuk menghitung tegangan dan perpindahan dalam FEA adalah (1) jumlah titik nodal (nodus) dan elemen, (2) sistem penomoran untuk mengidentifikasi setiap titik nodal dan elemen, (3) modulus elastis dan rasio poisson untuk bahan yang dihubungkan dengan setiap elemen, (4) koordinat dari setiap titik nodal, (5) jenis batas tegangan dan (6) evaluasi kelompok diterapkan ke node eksternal.⁴⁹

FEA memungkinkan untuk mengevaluasi struktur yang detail dan kompleks pada komputer selama perencanaan struktur. FEA dapat meminimalkan desain penelitian, dan jumlah model objek penelitian yang dibuat tidak sebanyak apabila kita menggunakan uji laboratorium konvensional, sehingga biaya yang dikeluarkan untuk suatu penelitian dapat diminimalkan.⁴⁶

Metoda elemen hingga ini mengkombinasikan beberapa konsep matematika untuk mendapatkan suatu sistem persamaan linier atau non

linier. Metode elemen hingga pada dasarnya dibagi menjadi lima langkah penyelesaian yaitu:

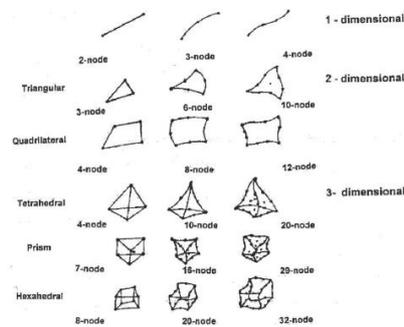
- a) Diskritisasi daerah/kontinum yang ditinjau, Hal ini meliputi penentuan lokasi dan koordinat-koordinat serta penomoran dari titik nodal (*node points*),
- b) Menentukan persamaan interpolasi dan nyatakan persamaan ini didalam nilai-nilai dari titik nodal yang tidak diketahui untuk tiap-tiap elemen,
- c) Menyusun sistem persamaan untuk seluruh elemen dengan menggunakan *metoda Galerkin* atau *metoda energi potensial*,
- d) Menyelesaikan sistem persamaan ini untuk mendapatkan nilai-nilai parameter dari tiap titik nodal dengan menghitung besaran-besaran yang akan ditentukan. ⁴⁶



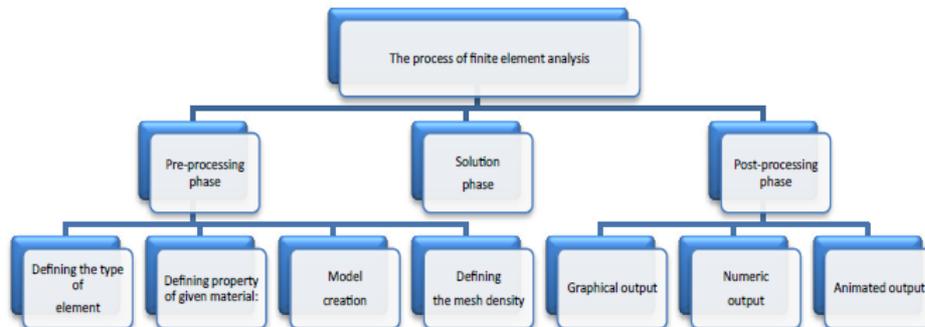
Gambar 12. Meshing pada overdenture, attachment non-splinted, locator. Sumber: Meer Rownaq Ali Abbasi, Dileep Nag Vinnakota, Vijaya Sankar V, Rekhalkshmi Kamatham. Comparison of tegangan induced in mandible around an implant-supported overdenture with locator attachment and telescopic crowns – a finite element analysis. *Medicine And Pharmacy Reports* Vol. 93 / No. 2 / 2020: 181 - 189

Prosedur umum pada metode elemen hingga terdiri dari tiga tahap yaitu *preprocessing*, *solution/solving*, dan *postprocessing*. Pada tahap *preprocessing* dilakukan perancangan model dengan data CAD (*computer aided designing*) atau data CT untuk membentuk sebuah model 2D atau 3D disertai penentuan bentuk geometri dan pemilihan tipe elemen, menentukan jumlah elemen, menentukan konektifitas elemen, menentukan sifat material setiap elemen, dan menentukan kondisi batas yang terdiri dari tumpuan dan beban.^{45,46}

Bentuk geometri dapat diperoleh dengan berbagai cara, antara lain dengan desain manual dan geometri model berdasarkan literatur, scanning menggunakan *CT scan* maupun melakukan teknik *microscale CT* (μ CT). Pemilihan tipe elemen yang akan digunakan sangat bergantung pada geometri benda. Terdapat tiga tipe bentuk elemen untuk memodelkan struktur material yaitu elemen satu dimensi, elemen dua dimensi, dan elemen tiga dimensi.⁵⁰



Gambar 14. Tipe elemen berdasarkan dimensinya. Sumber: Finite Element Method—An Effective Research Tool for Dentistry. Preeth Shetty/ Amitha M Hegde



Gambar 13. Proses *Finite Element Analysis*. Sumber: Mohammed SD, Desai H (2014) *Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview*. *Oral Hyg Health* 2: 156. doi: 10.4172/2332-0702.1000156

Tipe elemen satu dimensi merupakan garis elemen linier, memiliki dua titik nodal masing-masing pada ujungnya. Elemen dua dimensi terdiri dari elemen segitiga (triangular) dan elemen segiempat (kuadrilateral). Elemen ordelinier pada tipe ini memiliki sisi berupa garis lurus sedangkan untuk elemen dengan orde yang lebih tinggi dapat memiliki sisi tidak hanya berupa garis lurus, melainkan sisi yang berbentuk kurva ataupun kombinasi keduanya.⁵⁰ Elemen tiga dimensi memiliki berbagai tipe elemen. Elemen yang biasanya digunakan adalah hexahedron, tetrahedron, dan pentahedron.⁵¹

Penentuan jumlah elemen, jenis konektifitas, sifat material, dan kondisi batas (tumpuan dan beban) dilakukan setelah penentuan tipe elemen telah selesai, dilanjutkan dengan menentukan jumlah elemen, Keseluruhan

tahap *preprocessing* ini merupakan tahap yang paling penting dan membutuhkan waktu paling lama disebabkan penginputan yang salah akan menghasilkan output yang salah pula.

Tahap kedua adalah tahap *solution/solving*. Pada tahap *solution*, perangkat lunak (*software*) akan menyusun persamaan-persamaan matematik ke dalam bentuk matriks dan menghitungnya secara numerik. Proses penyelesaian persamaan tidak hanya bergantung pada jenis analisis (statik atau dinamik) tetapi juga pada jenis elemen model, sifat bahan, dan kondisi batasnya.⁴⁸

Tahap *post-processing* merupakan tahap terakhir analisis FEA. Hasil, verifikasi, kesimpulan dan evaluasi hasil sebagai solusi dilakukan di tahap ketiga. Contoh operasi yang dilakukan pada tahap ini adalah mengidentifikasi besar tegangan yang pada setiap elemen, menampilkan bentuk struktural yang terdeformasi dalam bentuk kode warna, serta menganimasikan sifat dinamik model. Hal yang penting dalam tahap ini adalah interpretasi dari hasil solusi, serta untuk menilai validitas dari tahap *solution/solving* dilakukan uji konvergensi.⁴⁸

Software atau perangkat lunak FEA yang sering digunakan: ABAQUS (Nonlinear and dynamic), ANSYS, HYPER MESH (Pre/Post processor), dan NISA.

Kelebihan menggunakan FEA antara lain: a). FEA bisa membuat model yang bentuknya rumit dengan mudah, b) Distribusi tegangan dapat dievaluasi dengan detail, c). Model benda dapat dikomposisikan dari berbagai macam material yang berbeda, d). Variasi ukuran elemen bisa dilakukan sehingga memungkinkan untuk menggunakan elemen kecil jika dibutuhkan, e). Proses perubahan desain pada model dapat dilakukan berkali-kali sehingga relatif mudah dan murah, dan dapat menganalisis efek dinamik.⁴⁹

Aplikasi FEA yang memiliki banyak kelebihan juga kekurangan antara lain: a. FEA memerlukan peralatan berbiaya tinggi, b. Membutuhkan tenaga terampil yang bisa mengoperasikan perangkat, c. Perlunya perangkat lunak terkini, d. Perlunya mengkonversikan kondisi intra oral yang sebenarnya ke dalam proses penelitian. e. Asumsi sifat bahan *isotropic, homogen dan linear elasticity* tidak mencerminkan realitas bahan sesungguhnya.⁴⁹

3.6. Asumsi Yang Dilakukan Pada FEA

FEA menjadi salah satu metode analisis yang sukses digunakan untuk memecahkan kendala pada bidang kedokteran gigi. Seperti pada aplikasi lainnya, aplikasi FEA pun, asumsi perlu dibuat dalam menangani kompleksitas implan, interaksi tulang rahang dan implan. Secara umum, lima

penyederhanaan utama dibuat dalam analisis implan dan struktur tulang rahang:⁵²

Beberapa asumsi yang diterapkan pada FEA, antara lain:

- a. Representasi implan dan struktur tulang rahang 2D diadopsi berdasarkan asumsi simetri aksial beban atau geometri. Mayoritas studi 2D mengklaim bahwa translasi kondisi klinis ke model 2D memberikan gambaran yang cukup tentang sifat tulang rahang di sekitar implan. Namun, tegangan di tulang rahang yang diprediksi pada model 2D kurang akurat dibandingkan model 3D.⁵²
- b. Dalam sebagian besar penelitian yang dilaporkan, diterapkan secara aksial beban statis yang diasumsikan menyerupai kondisi beban siklik-dinamik yang diarahkan pada sudut oklusal pada tulang rahang selama pengunyahan makanan.^{49,52}
- c. Fakta bahwa reaksi biomekanik pada tulang rahang berbeda untuk setiap pasien yang berarti bahwa tidak mungkin untuk memodelkan persentase osseointegrasi secara akurat. Ikatan tetap antara tulang rahang dan implan di sepanjang interface diasumsikan. Ini berarti bahwa pembebanan apa pun dilakukan, gerakan relatif antara tulang rahang dan implan tidak terjadi.⁵²

- d. Asumsi sifat mekanis homogen, linier, elastis untuk tulang rahang digunakan yang ditandai dengan modulus Young dan Rasio Poisson yang sama
- e. Pilihan desain implan untuk setiap pasien tergantung pada identifikasi, tipe tulang rahang yang dilakukan oleh dokter. Pilihan yang salah mungkin menyebabkan kegagalan implan. terdapat empat struktur tulang rahang yang berbeda. Ini mungkin juga menyebabkan hasil yang tidak realistis.

1.7. Istilah Yang Digunakan Pada Biomekanis Implan Dan FEA

Tekanan (*force*) dalam fisika adalah pengaruh yang dapat mempengaruhi Gerakan sebuah benda. Sebuah tekanan dapat mengubah sebuah obyek mengubah kecepatannya menjadi mengalami percepatan (contoh dari diam menjadi bergerak). tekanan juga digambarkan sebuah dorongan atau tarikan. Sebuah tekanan memiliki besar dan arah, dan diukur dengan satuan newton (N) dan diberi symbol F.⁵³

Tekanan didefinisikan sebagai gaya yang bekerja pada tiap satuan luas. Apabila gaya F bekerja secara tegak lurus dan merata pada permukaan bidang seluas A.

Satuan tekanan dalam Sistem Internasional (SI) adalah Newton per meter persegi (N/m^2) yang dinamakan Pascal (Pa). Satuan ini

dinamakan menurut nama Blaise Pascal, seorang matematikawan, fisikawan dan filsuf berkebangsaan Perancis.

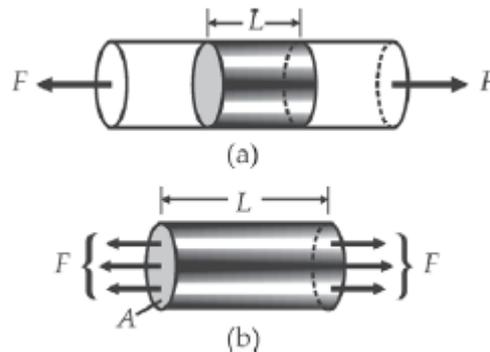
Tegangan (*stress*) adalah perbandingan antara gaya tarik yang berkerja terhadap luas penampang benda tersebut. Tegangan menunjukkan kekuatan gaya yang menyebabkan benda berubah bentuk.⁴⁰

Regangan (*Strain*) merupakan perubahan relatif ukuran atau bentuk suatu benda yang mengalami tegangan. Regangan dapat didefinisikan sebagai perbandingan antara pertambahan panjang benda terhadap panjang benda mula-mula. Selain itu regangan menjadi tolok ukur seberapa jauh benda tersebut berubah bentuk.⁴⁰

Rasio perubahan dimensi yang terjadi akibat gaya yang diterapkan pada suatu benda dengan ukuran asli benda disebut regangan. Hal ini juga dapat dinyatakan dalam bentuk deformasi yang terjadi pada setiap titik tubuh di bawah pembebanan. Ini menunjukkan berapa banyak perubahan yang terjadi setelah gaya dibebankan dibandingkan dengan situasi sebelum gaya dibebankan pada material. regangan biasanya dinyatakan dalam persen (%). Jika gaya yang diberikan lebih besar dari tegangan yang dapat ditahan oleh benda, gaya yang menahan blok melebihi gaya dapat menyebabkan pecah atau patah.^{46,54,55}

Modulus Young disebut juga modulus elastisitas, sebuah istilah untuk menggambarkan tingkat kekerasan sebuah benda terlepas dari ukurannya.

Ketika dikombinasikan dengan kekuatan lentur, memberikan gambaran tentang sifat suatu material dalam rentang elastis ketika ditempatkan di bawah beban fungsional.⁵⁴

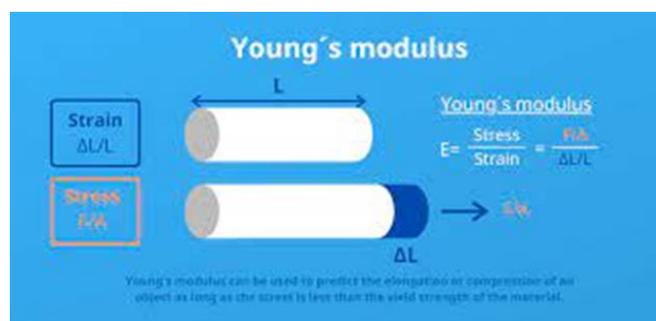


Gambar 14. Regangan/Strain pada material dengan arah horizontal. $strain = \frac{\text{Panjang perubahan}}{\text{Panjang asli}}$. Sumber: <https://dynatech-int.com/id/apa-itu-tegangan-dan-regangan/> akses 19 september 2022

Modulus Young merupakan ukuran ketahanan suatu objek terhadap deformasi atau perubahan bentuk. Ketika kekakuan benda meningkat, modulus elastisitas meningkat. Satuannya adalah Pascal (N/cm²). Satuan ini adalah rasio tegangan terhadap regangan yang diterapkan pada setiap titik objek. Modul elastisitas atau koefisien elastisitas disebut juga “Modulus young” karena pertama kali dihitung oleh fisikawan Inggris Thomas Young.

Poisson rasio([nu](#)) adalah ukuran efek Poisson, deformasi (ekspansi⁵⁵atau kontraksi) material dalam arah tegak lurus terhadap arah pembebanan tertentu. Nilai rasio Poisson adalah negatif dari rasio regangan transversal terhadap regangan aksial. Untuk nilai kecil dari perubahan ini, adalah jumlah perpanjangan transversal dibagi dengan jumlah kompresi aksial. Sebagian

besar bahan memiliki nilai rasio Poisson berkisar antara 0,0 dan 0,5. Untuk bahan lunak seperti karet nilai rasio Poisson mendekati 0,5. Untuk busa polimer, rasio Poisson mendekati nol. Banyak benda padat memiliki rasio Poisson dalam kisaran 0,2-0,3. Rasio ini dinamai ahli matematika dan fisikawan Prancis Siméon Poisson.



Gambar 15. Modulus Young =E. sumber: <https://wikielektronika.com/modulus-elastisitas-young/2/> akses 20 agustus 2022

Tegangan Von Mises/ *Von-Mises stress* digunakan untuk material yang dapat ditarik dan didefinisikan sebagai awal deformasi. Ini digunakan untuk mendapatkan informasi tentang distribusi tegangan dan konsentrasi pada material. Dengan menggabungkan tegangan yang terjadi pada dua atau tiga dimensi, memberikan kekuatan tarik material yang dibebani dalam satu arah. Von Mises juga digunakan dalam analisis pengukuran tegangan dan tingkat ketahanan patah (*fracture ductility*).⁵⁵

Isotropic Material adalah sifat mekanis bahan yang apabila diaplikasikan gaya dari arah yang berbeda, menunjukkan sifat mekanik yang

sama dan memiliki sifat elastis yang sama ke segala arah terlepas dari sistem koordinatnya.⁴⁶

Orthotropic Material merupakan zat yang menunjukkan sifat mekanik yang berbeda ketika gaya diterapkan dari arah yang berbeda. Modulus elastisitasnya bervariasi tergantung pada arah di mana gaya diterapkan. Contohnya adalah Jaringan tulang.⁴⁶

Elemen merupakan bentuk geometris sederhana yang digunakan dalam FEA. Menurut geometri dan dimensinya seperti segitiga, tepi sejajar, dan persegi panjang, mereka dapat diklasifikasikan sebagai elemen satu dimensi, dua dimensi, lingkaran elemen tiga dimensi.⁴⁶ Nodus/ *node* pada FEA, titik-titik dimana elemen ditentukan pada model yang dibuat oleh komputer disebut nodus.⁴⁶

Tabel 5. Parameter material yang digunakan dalam penelitian implan menggunakan *finite element analysis*. Sumber: Geng application finite element analysis in implan dentistry

Material	Elastic modulus (Pa)	Poisson's ratio	Author
Enamel	4.14×10^4	0.3	Davy et al ¹⁸
	4.689×10^4	0.30	Wright and Yettram ¹⁹
	8.25×10^4	0.33	Farah et al ²⁰
	8.4×10^4	0.33	Farah et al ²¹
Dentin	1.86×10^4	0.31	Reinhardt et al ²²
	1.8×10^4	0.31	MacGregor et al ²³
Parodontal membrane	171	0.45	Atmaram and Mohammed ²⁴
	69.8	0.45	Reinhardt et al ²²
	6.9	0.45	Farah et al ²¹
Cortical bone	2727	0.30	Rice et al ²⁵
	1.0×10^4	0.30	Farah et al ²¹
	1.34×10^4	0.30	Cook et al ²⁶
	1.5×10^4	0.30	Cowin ²⁷
Trabecular bone	150	0.30	Cowin ²⁷
	250	0.30	MacGregor et al ²³
	790	0.30	Knoell ²⁸
	1.37×10^3	0.31	Borchers and Reichart ⁵
Mucosa	10	0.40	Maeda and Wood ²⁹
Pure titanium	117×10^3	0.30	Sakaguichi and Borgersen ³⁰
Ti-6Al-4V	110×10^3	0.33	Colling ³¹
Type 3 gold alloy	100×10^3	0.30	Sakaguichi and Borgersen ³⁰
	80×10^3	0.33	Lewinstein et al ³²
Ag-Pd alloy	95×10^3	0.33	Craig ³³
Co-Cr alloy	218×10^3	0.33	Craig ³³
Porcelain	68.9×10^3	0.28	Lewinstein et al ³²
Resin	2.7×10^3	0.35	Craig ³³
Resin composite	7×10^3	0.2	Craig ³³