Jurnal Teknik Mesin S-1, Vol. 14, No. 3, Tahun 2026
Online: https://ejournal3.undip.ac.id/index.php/jtm

ANALISIS SIMULASI POSTERIOR DENTAL IMPLANT TERHADAP BEBAN OBLIQUE MENGGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA

***Muhamad Farel Bimantyas[1], Jamari[2], Tri Indah Winarni[3]**
[1]Mahasiswa Program Studi S-1 Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro
[2]Dosen Program Studi S-1 Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro
[3]Dosen Jurusan Kedokteran Umum, Fakultas Kedokteran, Universitas Diponegoro
Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059
*E-mail: farelbimantyas@gmail.com

Abstrak

Implan gigi pada regio posterior mandibula menanggung gaya oklusal yang besar dengan arah fungsional dominan oblik, sementara kualitas tulang penyangga di area tersebut umumnya sub-optimal (tipe D3–D4) sehingga berisiko tinggi mengalami kegagalan biomekanis. Desain makrogeometri implan berperan penting dalam mendistribusikan tegangan pada sistem implan-tulang. Penelitian ini bertujuan menganalisis pengaruh variasi diameter, panjang, dan kedalaman ulir terhadap respons biomekanis implan posterior di bawah pembebanan oblik, serta menentukan konfigurasi yang paling optimal. Pemodelan tiga dimensi dan simulasi statik dilakukan menggunakan Metode Elemen Hingga melalui perangkat lunak ANSYS pada sembilan variasi desain yang representatif. Respons yang dievaluasi meliputi tegangan dan regangan von Mises pada fixture, serta principal stress dan strain pada tulang kortikal dan kanselus. Optimasi multirespons dilakukan dengan metode Grey Relational Analysis (GRA). Hasil menunjukkan bahwa pelebaran diameter merupakan faktor paling dominan dalam mereduksi tegangan puncak, sedangkan kombinasi panjang berlebih dan ulir dalam memicu konsentrasi tegangan tertinggi pada leher implan. Konfigurasi dengan diameter maksimal dan panjang minimal teridentifikasi sebagai desain paling optimal dengan nilai Grey Relational Grade tertinggi. Disimpulkan bahwa diameter lebar yang dipadukan panjang implan minimal paling efektif dalam mendistribusikan beban oblik, menekan lengan momen lentur, dan melindungi tulang kortikal dari risiko resorpsi marginal.

Kata kunci: beban oblique; distribusi tegangan; *grey relational analysis*; implan gigi; metode elemen hingga

Abstract

Dental implants in the posterior mandible sustain large occlusal forces with a predominantly oblique functional direction, while the supporting bone quality in this region is generally sub-optimal (type D3–D4), making it highly prone to biomechanical failure. The macro-geometry of the implant plays a key role in distributing stress across the implant-bone system. This study analyzes the influence of variations in diameter, length, and thread depth on the biomechanical response of posterior implants under oblique loading, and determines the most optimal configuration. Three-dimensional modeling and static simulation were performed using the Finite Element Method in ANSYS on nine representative design variations. The evaluated responses included von Mises stress and strain on the fixture, and principal stress and strain on the cortical and cancellous bone. Multi-response optimization was conducted using Grey Relational Analysis (GRA). The results show that increasing the diameter is the most dominant factor in reducing peak stress, whereas the combination of excessive length and deep threads induces the highest stress concentration at the implant neck. The configuration with maximum diameter and minimum length was identified as the most optimal design, with the highest Grey Relational Grade. It is concluded that a wide diameter combined with a minimal implant length is the most effective in distributing oblique loads, minimizing the bending moment arm, and protecting the cortical bone from marginal resorption.

Keywords: *dental implant; finite element method; grey relational analysis; oblique load; stress distribution*

1. Pendahuluan

Kehilangan gigi pada regio posterior merupakan salah satu masalah kesehatan gigi dan mulut yang banyak dijumpai pada populasi dewasa dan lanjut usia [1]. Implan gigi telah menjadi modalitas restorasi yang andal untuk menggantikan gigi yang hilang karena mampu mengembalikan fungsi pengunyahan tanpa melibatkan jaringan gigi tetangga. Meskipun demikian, keberhasilan implan pada regio posterior mandibula menghadapi tantangan tersendiri karena area ini menerima gaya oklusal terbesar dengan arah yang umumnya tidak segaris sumbu (oblik), sementara kualitas tulang penyangganya cenderung rendah (tipe D3–D4) [2,3].

Berbeda dengan gigi alami yang memiliki ligamen periodontal sebagai peredam, implan yang telah terosseointegrasi mentransmisikan beban secara langsung ke tulang. Beban oblik diketahui menimbulkan momen lentur yang meningkatkan konsentrasi tegangan pada tulang kortikal krestal secara signifikan dibandingkan beban aksial [4]. Konsentrasi tegangan yang berlebihan tersebut dapat memicu resorpsi tulang marginal serta komplikasi teknis seperti kelonggaran sekrup dan fraktur komponen [5]. Oleh karena itu, kemampuan implan dalam mendistribusikan beban oblik menjadi indikator penting bagi stabilitas biomekanis jangka panjang.

Desain makrogeometri implan—meliputi diameter, panjang, dan kedalaman ulir—merupakan faktor yang dapat dimanipulasi untuk memitigasi tegangan puncak [6,7]. Sejumlah studi Finite Element Analysis (FEA) menunjukkan bahwa pelebaran diameter cenderung menurunkan tegangan pada tulang melalui perluasan area kontak [8], sedangkan geometri ulir berpengaruh terhadap pola transfer tegangan pada antarmuka implan-tulang [9]. Namun, efektivitas kombinasi parameter geometri tersebut di bawah pembebanan oblik pada tulang berkualitas rendah masih memerlukan komparasi kuantitatif yang lebih komprehensif.

Penelitian ini bertujuan menganalisis pengaruh variasi diameter, panjang, dan kedalaman ulir terhadap distribusi tegangan dan regangan pada implan posterior mandibula serta tulang pendukungnya di bawah pembebanan oblik, dan menentukan konfigurasi desain yang paling optimal secara biomekanis menggunakan metode Grey Relational Analysis (GRA).

2. Bahan dan Metode Penelitian

Model tiga dimensi mandibula posterior dibangun dari data CT-scan pasien yang disegmentasi, kemudian dirakit dengan sistem implan komersial berbasis desain Brånemark Mk III (Nobel Biocare) yang terdiri atas fixture, abutment, dan sekrup. Model tulang terdiri atas tulang kanselus yang dibungkus oleh lapisan tulang kortikal sesuai struktur anatomi mandibula posterior. Sifat material seluruh komponen diasumsikan homogen, isotropik, dan linier-elastis sebagaimana dirangkum pada Tabel 1.

Tabel 1. Sifat material komponen model

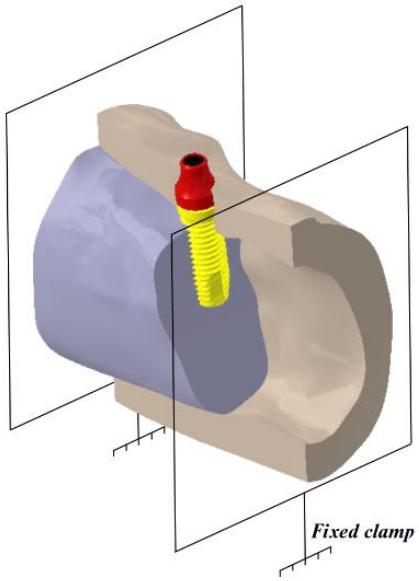
Komponen	Modulus Elastisitas (MPa)	Rasio Poisson
Tulang kortikal	13.700	0,30
Tulang kanselus	1.370	0,30
Implan (Ti-6Al-4V)	110.000	0,33

Variasi desain disusun berdasarkan tiga faktor geometri pada tiga taraf, yaitu diameter (3,75; 4,00; dan 5,00 mm), panjang (8,5; 10,0; dan 11,5 mm), dan kedalaman ulir (0,30; 0,35; dan 0,40 mm), sebagaimana disajikan pada Tabel 2. Dari kombinasi faktorial tersebut dipilih sembilan variasi yang representatif untuk mewakili rentang kondisi dari diameter sempit hingga lebar dan dari ulir dangkal hingga dalam.

Tabel 2. Parameter dan level desain fixture

Parameter	Level 1	Level 2	Level 3
Diameter (mm)	3,75	4,00	5,00
Panjang (mm)	8,5	10,0	11,5
Kedalaman ulir (mm)	0,30	0,35	0,40

Kontak antara tulang dan implan dimodelkan sebagai osseointegrasi sempurna (bonded), sedangkan kontak antarkomponen logam diasumsikan kaku. Bagian inferior mandibula diberi kondisi batas fixed support, dan beban oklusal oblik diterapkan pada permukaan abutment dalam bentuk gaya statik dengan tiga komponen arah (resultan ± 177 N) untuk merepresentasikan gaya kunyah fungsional. Diskretisasi model menggunakan elemen tetrahedral, dengan kualitas mesh terverifikasi melalui mesh independence test (selisih hasil < 2%) sehingga model dinyatakan reliabel. Validasi model dilakukan dengan membandingkan distribusi tegangan von Mises terhadap studi acuan, dengan selisih di bawah 5%. Ilustrasi model dan kondisi batas ditampilkan pada Gambar 1.



Gambar 1. Model geometri sistem implan-tulang dan kondisi batas

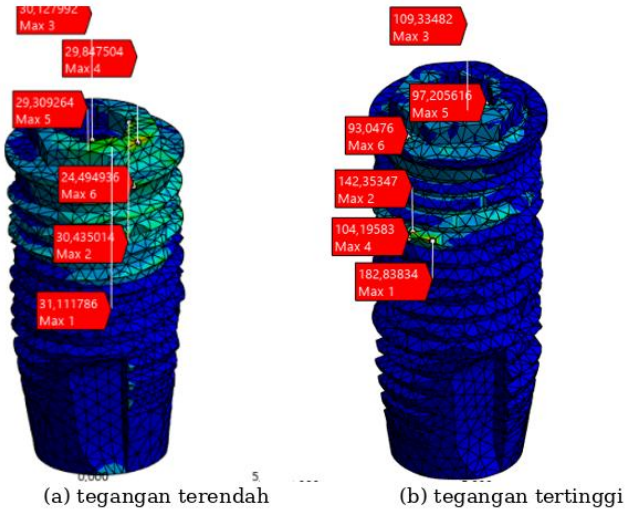
Respons biomekanis yang diekstraksi dari setiap variasi meliputi tegangan dan regangan von Mises pada fixture, serta principal stress dan principal strain pada tulang kortikal dan kanselus. Seluruh respons kemudian dioptimasi secara serentak menggunakan Grey Relational Analysis (GRA). Data mentah dinormalisasi dengan kriteria smaller-the-better, lalu dihitung Grey Relational Coefficient (GRC) dengan koefisien pembeda 0,5. Nilai Grey Relational Grade (GRG) diperoleh dari rata-rata GRC seluruh respons; variasi dengan GRG tertinggi ditetapkan sebagai desain paling optimal.

3. Hasil dan Pembahasan

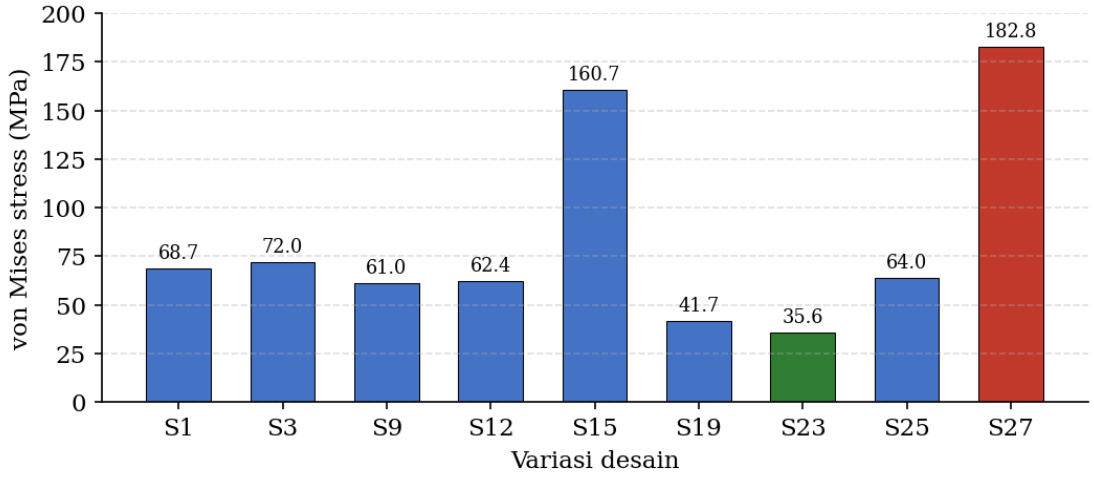
Distribusi tegangan von Mises pada implan

Tegangan pada komponen implan dievaluasi menggunakan kriteria von Mises yang sesuai untuk material ulet seperti paduan titanium. Hasil simulasi menunjukkan bahwa parameter geometri berpengaruh signifikan terhadap besarnya tegangan puncak. Secara umum, pelebaran diameter menjadi faktor paling dominan dalam menekan tegangan karena memperbesar momen inersia penampang dan memperluas area kontak tulang-implan sehingga beban tersebar lebih merata [8]. Sebaliknya, kombinasi panjang berlebih dengan ulir dalam menimbulkan efek takik (notch effect) yang memusatkan tegangan pada leher implan.

Kecenderungan tersebut tercermin pada Gambar 2 dan Gambar 3. Desain dengan diameter lebar dan panjang sedang menghasilkan tegangan von Mises terendah, sedangkan desain berpanjang maksimal dengan ulir terdalam menghasilkan tegangan tertinggi yang mencapai lebih dari 180 MPa dan terkonsentrasi pada leher fixture. Meskipun nilai tersebut secara statik masih di bawah kekuatan luluh titanium, paparan siklik pada level ini berisiko memicu kelelahan material dalam jangka panjang.



Gambar 2. Kontur tegangan von Mises pada fixture: (a) desain dengan tegangan terendah dan (b) desain dengan tegangan tertinggi



Gambar 3. Tegangan von Mises pada sembilan variasi desain

Respons tegangan dan regangan pada tulang

Respons tulang dievaluasi melalui principal stress dan principal strain karena tulang merupakan material anisotropik yang sensitif terhadap tegangan tarik dan geser. Lapisan kortikal pada area krestal bertindak sebagai titik tumpu utama saat implan menerima beban oblik sehingga menjadi lokasi konsentrasi tegangan tertinggi. Desain berdiameter lebar dengan ulir dangkal menghasilkan tegangan kortikal terendah, sementara desain berpanjang maksimal dengan ulir dalam menghasilkan tegangan kortikal jauh lebih tinggi akibat lengan momen lentur yang panjang.

Pada tulang kanselus teramati kecenderungan yang tampak berkebalikan: desain yang membebani kortikal secara berlebihan justru menghasilkan tegangan kanselus yang sangat rendah. Fenomena ini mengindikasikan terjadinya stress shielding, yaitu beban terkonsentrasi di kortikal krestal sehingga tidak tersalurkan memadai ke tulang apikal. Kondisi ini tidak menguntungkan karena kekurangan stimulus mekanis dapat memicu atrofi tulang kanselus. Hasil analisis regangan menegaskan pola serupa: desain paling rentan menghasilkan regangan kortikal yang melampaui ambang fisiologis adaptif (>3.000 με), sehingga berpotensi memicu microdamage dan resorpsi tulang, sedangkan desain optimal mempertahankan regangan dalam rentang aman.

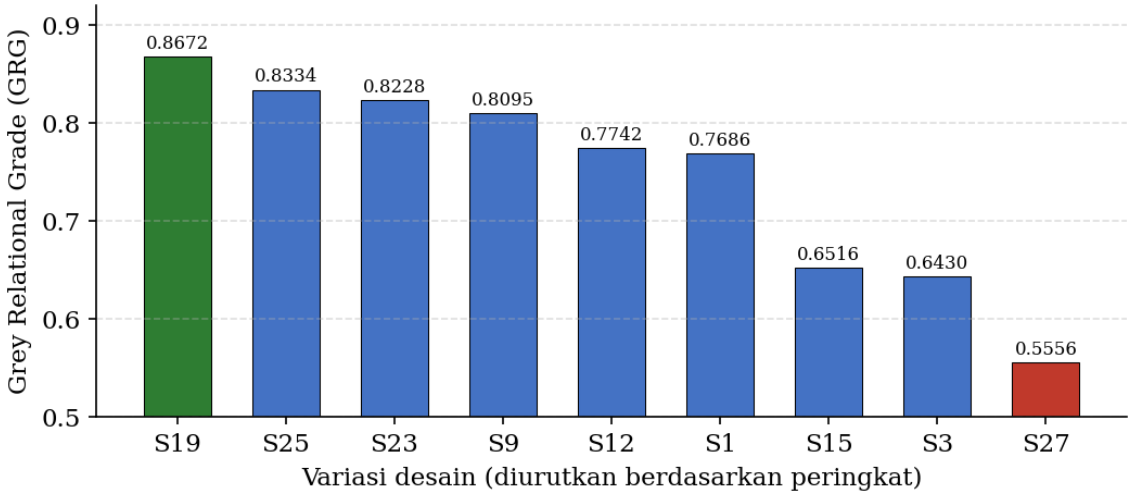
Faktor keamanan dan optimasi GRA

Analisis faktor keamanan (FOS), yang dihitung sebagai rasio kekuatan luluh Ti-6Al-4V (860 MPa) terhadap tegangan von Mises maksimum, menunjukkan seluruh variasi berada di atas 1,0 sehingga secara teoretis masih dalam rentang elastis. Nilai FOS terendah dijumpai pada desain berpanjang maksimal dengan ulir dalam, sementara desain berdiameter lebar memberikan margin keamanan yang jauh lebih konservatif.

Hasil optimasi multirespons menggunakan GRA dirangkum pada Tabel 3 dan Gambar 4. Berdasarkan pemeringkatan nilai GRG, desain dengan diameter maksimal (5,00 mm) dan panjang minimal (8,5 mm) menempati peringkat tertinggi dengan GRG sebesar 0,8672, sehingga direkomendasikan sebagai konfigurasi paling optimal. Kombinasi ini efektif memperluas area kontak tulang-implan sekaligus meminimalkan efek lengan tuas sehingga melindungi tulang kortikal krestal dari momen lentur destruktif. Sebaliknya, desain berpanjang maksimal dengan ulir terdalam menempati peringkat terendah dan teridentifikasi sebagai konfigurasi paling berisiko.

Tabel 3. Ringkasan hasil simulasi dan Grey Relational Grade sembilan variasi

Desain	D (mm)	L (mm)	Ulir (mm)	von Mises (MPa)	ε kortikal (με)	GRG
S1	3,75	8,5	0,30	68,7	824	0,7686
S3	3,75	8,5	0,40	72,0	747	0,6430
S9	3,75	11,5	0,40	61,0	706	0,8095
S12	4,00	8,5	0,40	62,4	1.060	0,7742
S15	4,00	10,0	0,40	160,7	950	0,6516
S19	5,00	8,5	0,30	41,7	831	0,8672
S23	5,00	10,0	0,35	35,6	616	0,8228
S25	5,00	11,5	0,30	64,0	546	0,8334
S27	5,00	11,5	0,40	182,8	4.286	0,5556



Gambar 4. Peringkat Grey Relational Grade sembilan variasi desain

Implikasi klinis

Temuan ini memberikan panduan empiris bahwa makrogeometri implan dapat dirancang secara sengaja untuk meredam kelebihan beban oklusal pada regio posterior. Penggunaan diameter lebar meningkatkan kontak tulang-implan dan menurunkan tegangan puncak pada tulang kortikal, sedangkan adopsi implan pendek mengurangi lengan momen lentur sekaligus berpotensi mengeliminasi kebutuhan prosedur augmentasi tulang yang invasif [11]. Dengan demikian, pemilihan parameter geometri berbasis analisis kuantitatif dapat menjadi landasan untuk merancang restorasi implan posterior yang protektif terhadap jaringan keras peri-implan.

Penelitian ini memiliki keterbatasan, terutama karena menggunakan pendekatan statik linier-elastis dengan asumsi osseointegrasi sempurna dan beban tunggal, sehingga belum sepenuhnya merepresentasikan kondisi rongga mulut yang dinamis dan siklik. Penelitian lanjutan disarankan mengintegrasikan analisis kelelahan dinamis, algoritma remodeling tulang, serta validasi eksperimental in vitro untuk meningkatkan akurasi klinis [14].

4. Kesimpulan

Variasi parameter makrogeometri (diameter, panjang, dan kedalaman ulir) terbukti memengaruhi pola distribusi tegangan dan regangan pada implan posterior mandibula maupun tulang pendukungnya di bawah pembebanan oblik. Diameter implan merupakan faktor paling dominan dalam mereduksi tegangan puncak. Berdasarkan optimasi Grey Relational Analysis terhadap sembilan variasi representatif, desain dengan diameter maksimal (5,00 mm) dan panjang minimal (8,5 mm) ditetapkan sebagai konfigurasi paling optimal dengan nilai GRG tertinggi (0,8672). Sebaliknya, kombinasi panjang berlebih dan profil ulir dalam menghasilkan konsentrasi tegangan dan regangan tertinggi pada leher implan yang berpotensi memicu resorpsi tulang marginal. Secara umum, kombinasi diameter lebar dengan panjang implan minimal paling efektif dalam mendistribusikan beban oblik dan melindungi tulang kortikal krestal.

5. Daftar Pustaka

[1] Pengpid, S., Peltzer, K., 2018, “The Prevalence of Edentulism and Their Related Factors in Indonesia, 2014/15,” BMC Oral Health, 18(1).
[2] Chrcanovic, B., Albrektsson, T., Wennerberg, A., 2017, “Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis,” The International Journal of Prosthodontics, 30(3): 219–237.
[3] Misch, C.E., 2014, “Bone Density: A Key Determinant for Treatment Planning,” in Dental Implant Prosthetics, Elsevier, p. 237–252.
[4] Natali, A.N., Pavan, P.G., Ruggero, A.L., 2006, “Analysis of Bone-Implant Interaction Phenomena by Using a Numerical Approach,” Clinical Oral Implants Research, 17(1): 67–74.
[5] Moraes, S.L.D., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Santiago, J.F., Silva, J.V.L., 2015, “Three-dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in Retention Screws,” Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18(7): 689–696.
[6] Oliveira, H., et al., 2020, “Effect of Different Implant Designs on Strain and Stress Distribution Under Non-axial Loading: A Three-dimensional Finite Element Analysis,” International Journal of Environmental Research and Public Health, 17(13): 1–17.
[7] Falcinelli, C., Valente, F., Vasta, M., Traini, T., 2023, “Finite Element Analysis in Implant Dentistry: State of the Art and Future Directions,” Dental Materials, 39(6): 539–556.
[8] Vargas-Moreno, V.F., et al., 2022, “Influence of Diameter in the Stress Distribution of Extra-short Dental Implants Under Axial and Oblique Load: A Finite Element Analysis,” Brazilian Journal of Oral Sciences, 22.

[9] Sadr, K., Pakdel, S.M.V., 2022, "A 3-D Finite Element Analysis of the Effect of Dental Implant Thread Angle on Stress Distribution in the Surrounding Bone," Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects, 16(1): 53–61.
[10] Frost, H.M., 2004, "A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians," Angle Orthodontist, 74(1): 3–15.
[11] Leblebicioğlu Kurtuluş, I., Kilic, K., Bal, B., Kilavuz, A., 2022, "Finite Element Analysis of the Stress Distribution Associated With Different Implant Designs for Different Bone Densities," Journal of Prosthodontics, 31(7): 614–622.
[12] Yang, Y., et al., 2023, "Three-dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Short Implants with Different Bone Conditions and Osseointegration Rates," BMC Oral Health, 23(1).
[13] V, S., Harris, M., Abraham, S., Venkitachalam, R., Nair, S.S., Mathew, A., 2024, "Three-dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Different Complex Macro Designs in Commercially Available Implants," Journal of Oral Biology and Craniofacial Research, 14(6): 761–766.
[14] Yadav, K., et al., 2025, "Finite Element Analysis of Platform Switching Effects on Stress Distribution in Posterior Implants Under Axial and Oblique Loading Conditions," Cureus, 17.